



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

“DOSIMETRÍA EN PACIENTES MARCADOS CON Tc^{99m} QUE SE REALIZAN DIAGNÓSTICO CON SPECT EN PATOLOGÍAS DE TÓRAX, EN EL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARÍN IESS – QUITO”.

Trabajo de titulación

Tipo: Trabajo Experimental

Presentado para obtener el grado académico de:

BIOFÍSICA

AUTORA: JOSELIN MICHELLE GUILLÉN SANTILLÁN

TUTORA: Biof. VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS Mg.

RIOBAMBA – ECUADOR

2018

© 2018, Joselin Michelle Guillén Santillán

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El tribunal de tesis certifica que el trabajo experimental: “DOSIMETRÍA EN PACIENTES MARCADOS CON Tc^{99m} QUE SE REALIZAN DIAGNÓSTICO CON SPECT EN PATOLOGÍAS DE TÓRAX EN EL HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARÍN IESS-QUITO.”, de responsabilidad de la Señorita Joselin Michelle Guillén Santillán, ha sido prolijamente revisado por los Miembros del Tribunal de Tesis, quedando autorizada su presentación.

NOMBRE	FIRMA	FECHA
Biof. Vilma Nohemí Yanchapanta Bastidas Mg. DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN	_____	_____
Biof. Rosa Maricela Ormaza Hugo Msc. MIEMBRO DEL TRIBUNAL	_____	_____

Yo, Guillén Santillán Joselin Michelle soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este trabajo de titulación, y el patrimonio intelectual del mismo pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

.....

Joselin Michelle Guillén Santillán

060416369-1

DEDICATORIA

El presente trabajo de titulación se lo dedico a mis padres Oscar Guillén y Lupita Santillán por estar a mi lado apoyándome a cada instante de mi vida, a mis hermanos Juan Carlos, Stalin y Cristian por no dejarme sola y siempre animarme a seguir adelante con cada uno de mis proyectos, de la misma manera a mi cuñada Verónica y a mi pequeña sobrina Valentina por estar siempre a mi lado.

De una manera especial a dos personas Augusto Santillán y Fabián Santillán que a pesar de ya no estar a mi lado, me enseñaron a luchar hasta el final y no dejarme vencer ante las diferentes adversidades que se presenten en la vida.

Joselin M. Guillén Santillán

AGRADECIMIENTO

Agradezco principalmente a Dios por haberme ayudado a lo largo de todo mi camino, ser mi fortaleza y no dejarme caer ante las adversidades.

A mis padres por haberme dado la vida, formado como una persona con valores y han sido mi ejemplo a seguir estando a mi lado siempre que lo necesite, no dejarme caer, por siempre motivarme y motivarme para alcanzar todas mis metas y sueños.

A la ESPOCH por haberme formado como profesional, y de una manera especial a mis maestros y tutores que me han guiado por el arduo camino de mi formación y el desarrollo del presente trabajo de titulación.

A mi tutora de tesis Mg. VILMA YANCHAPANTA BASTIDAS, y a mi cotutora Biof. ROSA ORMAZA por sus invaluable ideas y su tiempo invertido en mi trabajo de titulación.

Al Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín y especialmente al MSc. MARCOS FRÍAS, que me ayudo con mis dudas compartiéndome sus conocimientos durante el desarrollo del presente proyecto de titulación, al Médico Nuclear FERNANDO YEROVI y la Cardióloga Nuclear MAYRA SÁNCHEZ por la ayuda prestada y compartir sus conocimientos médicos, al igual que a los Licenciados por el apoyo y explicación del funcionamiento de la gammacámara Infinia SPECT.

Joselin M. Guillén Santillán

ÍNDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	xvi
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	
1. MARCO REFERENCIAL	2
1.1. Antecedentes	2
1.2. Planteamiento del Problema	5
1.3. Justificación.....	6
1.4. Objetivos	6
CAPÍTULO II	
2. MARCO REFERENCIAL	7
2.1. Medicina Nuclear	7
2.2. Fantoma.....	8
2.3. Dosimetría Interna.....	10
2.4. Generador de Molibdeno 99/ Tecnecio 99 metaestable	11
2.5. Tecnecio 99 metaestable (Tc^{99m})	13
2.6. Periodo de semi desintegración	13
2.6.1. <i>Ventajas y Desventajas del radioisótopo del Tc^{99m}</i>	14
2.7. Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único “SPECT”	14
2.8. Partes del equipo de Tomografía de Emisión de Fotón Único	16
2.9. Magnitudes Dosimétricas	18
2.9.1. <i>Kerma</i>	18
2.9.2. <i>Tasa de Kerma</i>	19
2.9.3. <i>Exposición</i>	19
2.9.4. <i>Tasa de exposición</i>	19
2.9.5. <i>Factor de ponderación de la radiación</i>	19
2.9.5.1. <i>Dosis absorbida</i>	20
2.9.5.2. <i>Dosis equivalente</i>	20
2.9.5.3. <i>Dosis efectiva</i>	21
2.9.5.4. <i>Dosis en órganos</i>	22
2.10. Coeficiente de Atenuación.....	22
2.10.1. <i>Coeficiente de atenuación lineal (μ)</i>	23
2.11. Dosis absorbida mediante el método MIRD	24
2.12. Dosis Absorbida utilizando el Método de los Coeficientes de Atenuación.....	25

2.13.	Tiempo de vida media efectiva del Tc^{99m} de los órganos en riesgo.	26
2.14.	Detectores de radiación ionizante.	27
2.14.1.	<i>Detector de centelleo</i>	27
2.14.2.	<i>Detector Geiger Müller</i>	28
2.14.3.	<i>Contador de pozo o Activímetro.</i>	28
2.15.	Aplicaciones de la Gammacámara SPECT.	30
2.16.	Principales estudios de diagnóstico realizados en órganos radiosensibles de la zona torácica utilizando un SPECT.	32
2.16.1.	<i>SPECT Pulmonar</i>	32
2.16.2.	<i>SPECT Cardíaco.</i>	33
2.17.	Formas de administración del radiofármaco para estudios torácicos.	34
2.18.	Principios de protección radiológica aplicados a la medicina nuclear.	34
CAPÍTULO III		
3.	DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN	36
3.1.	Gammacámara H3000WN Infinia Hawkeye.	36
3.2.	Activímetro	38
3.3.	Detector Geiger Müller.....	40
3.4.	Pruebas de control de calidad realizadas en la Gammacámara.	42
3.4.1.	<i>Sensibilidad</i>	42
3.4.2.	<i>Reproducibilidad con el tiempo</i>	42
3.4.3.	<i>Repetitividad con una dosis conocida</i>	42
3.4.4.	<i>Tasa de Cuentas</i>	42
3.5.	Fantoma antropomorfo	43
3.6.	Técnica de adquisición de imagen para gammagrafía pulmonar en un fantoma antropomorfo.	43
3.6.1.	<i>Ventajas del uso del Tc^{99m} en estudios pulmonares.</i>	44
3.6.2.	<i>Preparación previa del paciente para el estudio pulmonar.</i>	44
3.6.2.1.	<i>Instrumentación</i>	45
3.6.2.2.	<i>Tiempo de adquisición</i>	45
3.7.	Técnica de adquisición de imagen de gammagrafía cardíaca en el fantoma antropomorfo.	47
3.7.1.	<i>Preparación previa del paciente para estudios cardíacos:</i>	47
3.7.1.1.	<i>Forma de administración</i>	49
3.7.1.2.	<i>Instrumentación</i>	49
3.7.1.3.	<i>Tiempo de adquisición</i>	49
3.7.2.	<i>Evaluación del sistema cardíaco.</i>	53
3.7.3.	<i>Evaluación pulmonar</i>	54

CAPÍTULO IV

4.	Análisis e interpretación de resultados.	56
4.1.	Análisis de datos de las pruebas de control de calidad de la Gammacámara General Electric Modelo H3000WN Infinia Hawkeye.	56
4.1.1.	<i>Prueba de sensibilidad.</i>	56
4.1.2.	<i>Prueba de Reproducibilidad con el tiempo.</i>	57
4.1.3.	<i>Prueba de repetitividad con una dosis conocida.</i>	59
4.1.4.	<i>Prueba de tasa de cuentas en la gammacámara.</i>	60
4.2.	Análisis de datos en estudios pulmonares en el Fantoma Antropomorfo.....	62
4.2.1.	<i>Análisis de datos mediante el método MIRD</i>	62
4.2.2.	<i>Análisis de datos mediante el método de los Coeficientes de Atenuación</i>	63
4.3.	Análisis de datos en estudios cardiacos en el Fantoma Antropomorfo.	65
4.3.1.	<i>Análisis de datos mediante el método MIRD</i>	65
4.3.2.	<i>Análisis de datos mediante el método de los Coeficientes de Atenuación.</i>	66
4.4.	Cálculo del tiempo de vida media efectiva del Tc^{99m} de los órganos en la zona torácica.	68
4.4.1.	<i>Cálculo de la dosis absorbida por el órgano fuente y aledaños mediante el Coeficiente de Atenuación.</i>	72
4.4.2.	<i>Cálculo de la dosis absorbida por el órgano fuente y aledaños mediante la metodología MIRD de cada uno de los estudios realizados en pacientes.</i>	73
4.5.	Adquisición de imágenes en estudios torácicos en pacientes con dosis conocidas de Tc^{99m}	73
4.6.	Análisis de los coeficientes de atenuación con respecto al tiempo y distancia.....	77
4.7.	Comparación de los datos obtenidos en el fantoma antropomorfo y pacientes.....	83
4.8.	Comparación de los datos resultantes del método MIRD y de los Coeficientes de Atenuación.	84
	CONCLUSIONES	86
	RECOMENDACIONES	88
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2. Fantoma geométrico de Jaszczak.....	9
Figura 2-2. Fantasmas antropomorfos de hombre y mujer.....	9
Figura 3-2. Vista interior del fantoma antropomorfo del área del tórax.	10
Figura 4-2. Generador Molibdeno 99 – Tecnecio 99 metaestable	12
Figura 5-2. Representación gráfica del generador	12
Figura 6-2. Representación gráfica de la cadena de decaimiento del Mo ⁹⁹	13
Figura 7-2. Vistas planas adquiridas en diferentes	15
Figura 8-2. Cortes adquiridos por el equipo SPECT.	16
Figura 9-2. Gammacámara General Electric. Modelo H3000WN.....	17
Figura 10-2. Esquema de un detector de centelleo acoplado a un fotomultiplicador.	28
Figura 11-2. Esquema del detector Geiger Müller.....	28
Figura 12-2. Contador de pozo o Activímetro	29
Figura 13-2. Estudios de V/P pulmonar en animales con TEP.	32
Figura 14-2. Ejes cardiacos en una imagen SPECT.	33
Figura 1-3. Partes de la gammacámara INFINIA.	37
Figura 2-2. Activímetro.....	39
Figura 3-3. Pantalla principal del Activímetro BIODIX	40
Figura 4-3. Fantoma Antropomorfo.	43
Figura 5-3. Inyección de Tc ^{99m} en	45
Figura 6-3. Inserción de los pulmones en.....	46
Figura 7-3. Posicionamiento del Fantoma para la adquisición de imágenes.	46
Figura 8-3. Gammagrafía pulmonar en el Fantoma Antropomorfo.	47
Figura 9-3. Protocolo Tc ^{99m} -MIBI reposo-esfuerzo.....	48
Figura 10-3. Inyección de Tc ^{99m} en el corazón en	50
Figura 11-3. Inserción del corazón en el fantoma antropomorfo	50
Figura 12-3. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara	51
Figura 13-3. Gammagrafía cardiaca en reposo en el fantoma antropomorfo.	51
Figura 14-3. Inyección del Tc ^{99m} en el corazón	52
Figura 15-3. Inserción del corazón en el fantoma antropomorfo.	52
Figura 16-3. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.	52
Figura 17-3. Gammagrafía cardiaca en esfuerzo en el fantoma antropomorfo.	53
Figura 18-3. SPECT cardiaco normal con Tc ^{99m} -MIBI en tres cortes.....	54
Figura 19-3. Gammagrafía de Perfusión pulmonar normal.	55
Figura 20-3. Gammagrafía de Ventilación pulmonar normal.	55
Figura 1-4. Estudio de Ventriculografía (MUGA) con dosis de 15 mCi.	75
Figura 2-4. SPECT cardiaco en Esfuerzo con 10 mCi y Reposo con 30 mCi.....	76
Figura 3-4. Estudio de Ventilación 40 mCi y Perfusión Pulmonar 10 mCi.	77

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2. Valores indicativos del periodo de semidesintegración.	14
Tabla 2-2. Cantidades Dosimétricas.	18
Tabla 3-2. Factores de Ponderación de la Radiación.	19
Tabla 4-2. Efectos sobre algunos tejidos y órganos expuestos según la dosis.	20
Tabla 5-2. Factor de ponderación del tejido	22
Tabla 6-2. Tipos de detectores.....	29
Tabla 7-2. Estudios realizados en MN con la gammacámara SPECT.....	30
Tabla 8-2. Límite de dosis para el público según la ICRP.	34
Tabla 9-2. Límite de dosis para órganos según la ICRP	35
Tabla 1-3. Componentes del sistema H3000WN Infinia Hawkeye.....	36
Tabla 2-3. Componentes de los detectores de la Gammacámara H3000WN Infinia Hawkeye.....	37
Tabla 3-3. Características del Calibrador de Dosis ATOMLAB 500.....	39
Tabla 4-3. Opciones de la pantalla principal del Activímetro.....	40
Tabla 5-3. Especificaciones técnicas del equipo de medición.	41
Tabla 1-4. Sensibilidad Gammacámara Infinia del Detector 1.	57
Tabla 2-4. Sensibilidad Gammacámara Infinia del Detector 2.	57
Tabla 3-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 1	58
Tabla 4-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 2.....	58
Tabla 5-4. Repetitividad con una dosis conocida Detector 1 y Detector 2.....	59
Tabla 6-4. Tasa de cuentas en función de la actividad del Detector 1.....	60
Tabla 7-4. Tasa de cuentas en función de la actividad del Detector 2.....	61
Tabla 8-4. Pacientes en estudios de ventilación pulmonar con dosis de 40 ± 5 mCi.	68
Tabla 9-4. Pacientes en estudios de perfusión pulmonar con dosis de 10 ± 5 mCi.	69
Tabla 10-4. Pacientes MUGA con dosis de 10 ± 5 mCi.	69
Tabla 11-4. Pacientes de SPECT en esfuerzo con dosis de 10 ± 5 mCi.....	70
Tabla 12-4. Pacientes de SPECT en reposo con dosis de 30 ± 5 mCi.....	71
Tabla 13-4. Tiempo de vida media biológica promedio de.....	71
Tabla 14-4. Tiempo de vida media efectiva de los estudios torácicos.	71
Tabla 15-4. Dosis absorbida en órganos blanco a partir de los pulmones como órgano fuente.	72
Tabla 16-4. Dosis absorbida en órgano blanco con el corazón como órgano fuente.	72
Tabla 17-4. <i>λ</i> biológico de los estudios torácicos.....	73
Tabla 18-4. Dosis Absorbida por método MIRD con órgano fuente corazón.....	73
Tabla 19-4. Dosis Absorbida por método MIRD con órgano fuente pulmones.....	73
Tabla 20-4. Tabla de los coeficientes de atenuación con respecto a la distancia.	78
Tabla 21-4. Coeficientes de atenuación versus espesor detector 1.....	79
Tabla 22-4. Coeficientes de atenuación versus espesor detector 2.....	80
Tabla 23-4. Cuentas detectadas por la gammacámara Infinia en el centro del Fantoma con diferentes espesores.	81
Tabla 24-4. Cuentas detectadas por la Gammacámara Infinia en la base del fantoma antropomorfo con fuente puntual a diferentes espesores.....	82
Tabla 25-4. Dosis absorbida en pulmones en los diferentes estudios cardiacos.....	83

Tabla 26-4. Dosis absorbida en el corazón en estudios pulmonares.	84
Tabla 27-4. Dosis absorbida por los pulmones con el corazón como órgano	85
Tabla 28-4. Dosis absorbida por el corazón con los pulmones como órgano fuente.....	85

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-4. Prueba de sensibilidad de la gammacámara INFINIA.	56
Gráfico 2-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 1 Gammacámara Infinia.	58
Gráfico 3-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 2 Gammacámara Infinia.	59
Gráfico 4-4. Tasa de cuentas Detector 1 – Gammacámara Infinia.	61
Gráfico 5-4. Tasa de cuentas Detector 2 – Gammacámara Infinia.	62
Gráfico 6-4. Grafico del coeficiente de atenuación versus el espesor.	78
Gráfico 7-4. Coeficiente de atenuación vs. Espesor Detector 1.	79
Gráfico 8-4. Coeficiente de atenuación vs. Espesor Detector 2.	80
Gráfico 9-4. Atenuación de la actividad Espesor vs. Cuentas con una fuente puntual.	81
Gráfico 10-4. Atenuación de la actividad con una fuente puntual en la base del fantoma.	83

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A “Factor S para el cálculo de dosis absorbida en órganos marcados con Tc^{99m} ”

ANEXO B “Cuentas detectadas por la gammacámara Infinia en el Fantoma con diferentes espesores”

ANEXO C “Control de calidad del Detector Geiger Müller”

ANEXO D “Control de calidad de la Gammacámara Infinia”

ANEXO E “Control de calidad del Activímetro”

LISTA DE ABREVIATURAS

1. **SPECT** Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único
2. **HECAM** Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín
3. **MN** Medicina Nuclear
4. **Tc^{99m}** Tecnecio 99 metaestable
5. **PET** Tomografía por Emisión de Positrones
6. **PET/CT** Tomografía por Emisión de Positrones/ Tomografía Computarizada
7. **PEM** Mamografía por Emisión de Positrones
8. **MUGA** Mutiple Gating Adquisition (Adquisición por Gatillado Múltiple)
9. **ALARA** As Low As Reasonably Achievable (Tan Bajo como sea Razonablemente Posible)
10. **MIRD** Medical Internal Radiation Dose (Dosis Médica de Radiación)
11. **TEP** Tromboembolismo Pulmonar
12. **EIDP** Enfermedades Intersticiales Difusas del Pulmón
13. **A** Actividad
14. **CPM** Cuentas por minuto
15. **CPS** Cuentas por segundo
16. **C/kg** Coulombios por kilogramo
17. **D** Dosis Absorbida
18. **Ds** Dosis Absorbida en Órgano Fuente
19. **E** Dosis Efectiva
20. **IAEA** Agencia Internacional de Energía Atómica
21. **ISO** Organización Internacional para la Estandarización
22. **KERMA** Kinetic Energy Released in a Material
23. **KeV** Kilo electrón Voltio
24. **Ln** Logaritmo natural
25. **MeV** Mega electrón Voltio
26. **MBq** Mega Bequerelio
27. **mGy** Mili Grays
28. **mSv** Mili Sivert
29. **Ca** Cáncer

RESUMEN

La presente investigación tuvo como objetivo, determinar la dosimetría en pacientes que se realizan diagnóstico con Tomografía Computarizada de Fotón Único (SPECT) en estudios torácicos. Para esto se elaboró un procedimiento que determina la dosis absorbida por el órgano fuente y órganos blanco con un radionúclido en los órganos torácicos (corazón y pulmones), utilizando un fantoma antropomorfo. Se utilizó Tc^{99m} como radiotrazador para diagnóstico de patologías torácicas, el cual fue aplicado en el fantoma antropomorfo de igual o similar densidad másica al tejido humano y además, la toma de datos de 10 pacientes por cada uno de los estudios torácicos. Los valores resultantes de las dosis absorbidas por el órgano blanco y órgano fuente fueron comparados con los límites establecidos por la ICRP 60. Los resultados muestran que las dosis absorbidas para el corazón como órgano blanco fue $0,049 \pm 0,02$ mGy y para pulmones $0,07 \pm 0,03$ mGy, los cuales se encuentran dentro de los límites establecidos, así también los coeficientes de atenuación para el corazón es de $0,052 \pm 0,03$ mGy y para pulmones $0,048 \pm 0,02$ mGy y de $0,054 \pm 0,03$ mGy para el derecho e izquierdo respectivamente. Mientras que con el método MIRD se obtuvo una dosis de $0,069 \pm 0,04$ mGy para pulmones y de $0,065 \pm 0,03$ mGy para el corazón, con lo cual se verifica que existe una diferencia de valores en los pulmones y corazón debido a que el fantoma es un material inerte, por lo que no realiza ninguna función metabólica, lo cual no permite que el radiofármaco sea eliminado del organismo como se da en los pacientes. Se recomienda continuar con estos estudios mediante el uso de herramientas computacionales.

PALABRAS CLAVE: <BIOFÍSICA> <MEDICINA NUCLEAR (MN)> <TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA DE FOTÓN ÚNICO (SPECT)> <MÉTODO MEDICAL INTERNAL RADIATION DOSE (MIRD)> <MÉTODO DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN> <FANTOMA ANTROPOMORFO>.

ABSTRACT

The purpose of this investigation was to determine the internal dosimetry in patients who were undergone to Single Photon Emission Computer Tomography diagnosis. In order to conduct this procedure, it was necessary to find out the absorbed dose by the Source organ and White organs by means of radionuclide in thoracic organs (heart and lungs). The aforementioned data were obtained through an anthropomorphic phantom. A Tc^{99m} radiotracer was used to diagnose thoracic pathologies which was applied to anthropomorphic phantom with similar human-like mass tissue density; for each thoracic study it was required data taking from ten patients. The resulting values from absorbed dose by source organ and White organs were compared to established limits by ICRP 60. Once the process was concluded the following results were as follows: White organ (heart) 0.049 ± 0.02 mGy, Source organ (lungs) 0.07 ± 0.03 mGy, which were under established limits; heart attenuation coefficient 0.052 ± 0.03 mGy, right lung attenuation coefficient 0.048 ± 0.02 mGy, left lung attenuation coefficient 0.054 ± 0.03 mGy. Through MIRD method, the following data were obtained: lungs 0.069 ± 0.04 mGy; heart 0.065 ± 0.03 mGy, these results verify that there exists a value difference in the lungs and heart because the phantom is an inert material; therefore, the phantom does not perform any metabolic function which does not allow the radiopharmaceutical being eliminated from the organism as it occurs in patients. It is recommended to continue with these studies by means of computing tools use.

Keywords: <BIOPHYSICS> <NUCLEAR MEDICINE (MN)> <SINGLE PHOTON EMISSION COMPUTER TOMOGRAPHY (SPECT)> <METHOD MEDICAL INTERNAL RADIATION DOSE (MIRD)> <METHOD OF COEFFICIENTS OF ATTENUATION> <ANTHROPOMORPHIC PHANTOM>.

INTRODUCCIÓN

La medicina nuclear es una técnica para el diagnóstico de enfermedades, utiliza radiofármacos (moléculas marcadas con elementos radiactivos) administrados al paciente para producir imágenes en 2D o 3D. Estas imágenes representan la distribución espacio-temporal de la actividad en órganos y tejidos, permitiendo así el estudio de procesos metabólicos o funcionales a partir de las trayectorias metabólicas que sigue el radiofármaco.

Las técnicas de diagnóstico, están basadas en los trazadores o radiofármacos, que son sustancias introducidas en el organismo, el trazador se fija en el órgano o sistema determinado para el que ha sido producido, con la ayuda de la gammacámara, se obtienen imágenes morfofuncionales y funcionales.

El principal radio trazador utilizado en medicina nuclear para diagnóstico es el Tc^{99m} que es un isotopo radiactivo, el cual emite radiación gamma con energía de aproximadamente 140 keV. Tiene una semivida física de 6,02 horas y semivida biológica de 1,5 horas por lo cual su eliminación del cuerpo es muy rápida. El Tc^{99m} tiene una ventaja adicional ya que su radiación gamma es de simple energía sin acompañamiento de emisiones beta lo que permite una alineación más precisa en la gammacámara o SPECT.

En el Capítulo I del presente trabajo se realiza el planteamiento formal del problema, estableciendo los antecedentes existentes en la presente línea de investigación, se justifica la necesidad de determinar la curva de isodosis utilizando el método de los “Coeficientes de Atenuación y fuente distribuida” con el fin de evaluar la dosis en órganos radio sensibles del tórax.

En el Capítulo II referencia la teoría básica necesaria para realizar la presente investigación, incluyendo los equipos presentes en medicina nuclear, unidades radiológicas, cálculos realizados mediante el método MIRD y método de los Coeficientes de Atenuación.

En el Capítulo III se describe la parte experimental utilizada para obtener la curva de isodosis obtenido de la gammacámara-SPECT Infinia a través de los coeficientes de atenuación de tórax obtenidos del fantoma antropomorfo, con el fin de proteger al paciente de posibles efectos adversos.

En el Capítulo IV se presentan los resultados obtenidos del proceso experimental al igual que las conclusiones y recomendaciones concernientes.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

La Física Médica representa en la actualidad un campo de muchas expectativas donde están inmersas varias especialidades, siendo las más aplicadas: la Radioterapia, la Medicina Nuclear, la Dosimetría de Radiaciones y la Protección Radiológica, etc. La medicina nuclear utiliza pequeñas cantidades de materiales radiactivos llamadas radiosondas que generalmente se inyectan en el torrente sanguíneo, se inhalan o se toma. La radiosonda viaja a través del área examinada y se aloja en el área de interés, entregando energía en forma de rayos gamma que son detectados por una cámara especial y una computadora que crean imágenes del interior del cuerpo. La medicina nuclear proporciona información única que generalmente no se puede obtener utilizando otros procedimientos de toma de imágenes y ofrece la posibilidad de identificar enfermedades en sus etapas tempranas. (Cáncer de prostata organo confinado, 2007).

En lo referente a Medicina Nuclear, donde se utiliza materiales radioactivos como es el caso del Tecnecio 99 metaestable (Tc^{99m}), o para tratar enfermedades como el Yodo 131 (I^{131}). Por dicha razón, sitios especializados en esta disciplina se encargan de brindar servicios de diagnóstico de patologías mediante técnicas como: PET (Tomografía por Emisión de Positrones), SPECT (Tomografía Computarizada de Emisión de Fotón Único), PET/CT (Tomografía por Emisión de Positrones/ Tomografía Computarizada) y PEM (Mamografía por Emisión de Positrones).

El sistema Medical Internal Radiation Dose (MIRD) fue establecido por la Sociedad de Medicina Nuclear de USA en 1960 para asistir a la comunidad médica en las estimaciones de dosis a órganos y tejidos debido a la incorporación de material radiactivo. Desde entonces se publicaron "Mird Dose Estimate Report" y "Pamphlets" de gran utilidad para el cálculo de dosis. El esquema MIRD fue planeado esencialmente para el cálculo de dosis recibidas por los pacientes durante ensayos diagnósticos de medicina nuclear y no para el propósito de correlaciones de dosis con efectos de la radiación. Se presenta la metodología de cálculo MIRD para el cálculo de las dosis absorbidas en distintos tejidos apropiada en el uso de radiofármacos en las prácticas médicas. (Beninson, 2004).

Debido a la gran cantidad de estudios diagnósticos que se realizan en Medicina Nuclear utilizando el Tc^{99m} se requiere de un estudio en dosimetría interna en pacientes, es importante, por tanto, que la dosis administrada a pacientes en los diferentes estudios diagnósticos cumplan con el principio ALARA (Tan Bajo como sea razonablemente posible, por sus siglas en inglés). Con respecto a esto, nacional e internacionalmente, se han desarrollado estudios referentes a dosimetría interna en pacientes las mismas que se detallan a continuación:

CONTRIBUCIÓN DOSIMÉTRICA DE LOS ÓRGANOS DE LA BIOCINÉTICA DE CORAZÓN, UTILIZANDO EL Tc^{99m} Y Tl^{201} EN EL ESTIMADO DE DOSIS PARA ADULTOS, CON EL DISEÑO DE UN ALGORITMO EN MATLAB de Morales Nizama Adela, analiza y compara en qué medida la radiación depositada en los órganos fuente de la biocinética del corazón contribuyen a la dosis total absorbida cuando se utiliza el Tc^{99m} (Tetrofosmin) y Tl^{201} (cloruro). Para el desarrollo del trabajo se utilizó el formalismo MIRD y la representación de Cristy-Eckerman para el corazón de un adulto, donde se demuestra que para el Tc^{99m} y Tl^{201} las contribuciones dosimétricas de órganos de la biocinética de sus respectivas emisiones son significativas en el estimado de la dosis absorbida del corazón para el adulto, con mayor porcentaje de contribución de dosis de los órganos de la biocinética del Tc^{99m} comparada con la del Tl^{201} . Para el estudio se diseñó un algoritmo en Matlab. Los resultados reportados por la metodología MIRD (auto - dosis), para él Tc^{99m} y Tl^{201} son significativamente diferentes a los encontrados por el esquema MARINELLI (auto - dosis) para el corazón de adultos; que se representó por una esfera de 300 gramos de masa. En la dosimetría interna la contribución y la significancia de la dosis del corazón depende del radiofármaco y su biocinética (Morales Nizama, 2013)

DOSIMETRÍA INTERNA PARA LA PROTECCIÓN RADIOLÓGICA DEL PACIENTE EN LA TERAPIA CON I^{131} de G. M. Deluca y A. M. Rojo, en el cual considera el riesgo posible de depresión aguda de la médula ósea como consecuencia de la intolerancia a la cantidad de actividad administrada. En este trabajo se muestra el marco físico-matemático de una metodología para la estimación de dosis absorbida en médula ósea, basado en el esquema MIRD, cuyo objetivo es proteger al paciente de los efectos nocivos e indeseables de la radiación en órganos que no son blanco de la misma. El formalismo incorpora información específica del paciente y también características particulares de la terapia interna en pacientes con cáncer diferenciado de tiroides (CADIT). Las consideraciones son las siguientes: (1) el principal órgano a proteger es la médula ósea; (2) la actividad acumulada, en médula ósea, se obtiene a partir de mediciones en sangre; (3) el isótopo empleado, en este tipo de terapias es el I^{131} ; (4) se utiliza como radiofármaco al ^{131}I Na, que se caracteriza por ser una molécula simple, inorgánica y pequeña; (5) la incidencia estadística del CADIT es mayor en mujeres que en varones. Se presentan futuras innovaciones que pueden implementarse a efectos de mejorar las estimaciones. El trabajo se enmarca en la temática de las

aplicaciones médicas de fuentes radiactivas abiertas y constituye un aporte al fortalecimiento de la terapia interna con radiofármacos. Esto se debe a que la metodología de estimación de dosis presentada complementa con una base teórica biofísica los protocolos de prescripción empíricos ampliamente usados en esta práctica. Por estas razones, la información dosimétrica obtenida, ajustada a cada caso concreto, contribuye a mejorar la protección radiológica del paciente. (Deluca , y otros, 2006).

DOSIMETRIA CON FANTOMA ANTROPOMORFO PARA DIAGNOSTICO EN TUMORES DE CABEZA Y CUELLO CON RADIOFÁRMACOS MARCADOS CON Tc-99m, Cofre Mauro A., considera que la determinación de la curva de isodosis utilizando el método MIRD y la determinación de la dosis a órganos radiosensibles encontrados en tumores en cabeza y cuello para conocer la exposición de radiación a órganos cercanos, esto se logró mediante una simulación de un fantoma antropomorfo. Para este estudio se realizaron pruebas de la gammacámara Millennium, las mismas que sirvieron para comprobar que los datos obtenidos sean los correctos y al mismo tiempo determinar la actividad en función del número de cuentas. Para hallar la dosis absorbida desde el órgano fuente al órgano blanco se obtuvo mediante datos establecidos como es el factor de S (energía absorbida en el órgano blanco por emisión de radiación en el órgano fuente dados por la ICRP 60) y la actividad integrada la cual fue adquirida de la actividad inicial propio de la imagen gammagráfica en función del número de cuentas totales, posteriormente se hallaron coeficientes de atenuación de cabeza y cuello hallando las curvas isodosis y dosis absorbidas en órganos aledaños que no fueron calculados por el método MIRD. Las dosis absorbidas no establecidas en este método fueron encontradas con los coeficientes de atenuación. Una vez adquirido las dosis absorbidas en órganos cercanos en tumores de cabeza y cuello se comprobaron que los valores se encuentran dentro de los límites de dosis según la ICRP (Cofre, 2017).

DISTRIBUCIÓN DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN LINEAL EN LA CAVIDAD ABDOMINOPÉLVICA DE UN FANTOMA ANTROPOMORFO PARA DOSIMETRÍA INTERNA UTILIZANDO Tc-99m EN EL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARÍN, Manobanda Rocío E., considera que la distribución de los coeficientes de atenuación lineal en la cavidad abdominopélvica de un fantoma antropomorfo para dosimetría interna utilizando Tc-99m en el HCAM. Se delimitó la cavidad abdominopélvica, se distribuyó una fuente puntual de Tc-99m en cada punto del corte axial para la adquisición de los datos y cálculo de los coeficientes de atenuación lineal de cada uno de los órganos, se determinó la dosis absorbida en hígado, y riñón por medio del método de los coeficientes. Los resultados obtenidos fueron de $\mu=0.158\pm 0.012$ cm⁻¹, cuyo resultado indica que el fantoma antropomorfo es radiológicamente equivalente al tejido blando. Considerando el hígado como órgano fuente la dosis absorbida de los órganos de la cavidad abdominopélvica es:

1,035 cGy, 0,659 cGy, 0,628 cGy y 0,434 cGy para bazo, hígado, riñón y ovario respectivamente; mientras que al considerar el riñón como órgano fuente la vejiga, riñón, ovarios y testículos reciben una dosis de 0,29 cGy, 0,092 cGy, 0,018 cGy y 0,01 cGy respectivamente. Se determinó que los valores se encuentran dentro de los niveles máximos permisibles para el diagnóstico médico en Medicina Nuclear (Manoabanda, 2018).

1.2. Planteamiento del Problema

El Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín (HECAM) es el hospital de tercer nivel más grande del Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS), en el HECAM funciona el Primer Centro Integral de Medicina Nuclear del Ecuador, por lo cual se considera a este hospital como uno de los más completos en América Latina. Gracias a los equipos de punta con los que cuenta esta institución, se pueden realizar diagnósticos tempranos de enfermedades oncológicas, cardíacas y neurológicas (Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social, 2017).

En Ecuador según el Registro Nacional de Tumores de SOLCA Núcleo de Quito, en el año 2012, se produjeron 753 fallecimientos por Cáncer de Pulmón, 432 casos en hombres y 321 en mujeres, seguido del Cáncer de Estómago y de Próstata. El Ca de Pulmón se ubica en el tercer lugar como causa de muerte. En nuestro país la tendencia ha disminuido en hombres, pero lamentablemente entre las mujeres, continúa en ascenso (Epidemiología del Cáncer en Quito 2006-2010, 2014 págs. 85-92). El riesgo total para desarrollar cáncer de pulmón es el resultado del consumo de cigarrillo (aumenta de 10 a 30 veces más que en los no fumadores), otras exposiciones tóxicas como la inhalación de humo (leña y carbón) de forma crónica es un factor de riesgo para la formación de tumores pulmonares, así también por predisposiciones familiares, que hereda el riesgo de padecer cáncer de pulmón el cual aumenta con la edad, esta enfermedad puede presentarse de manera inusual en personas menores a 40 años, desde la quinta década de vida el riesgo de padecer cáncer de pulmón aumenta lentamente cada año y es frecuentemente diagnosticado entre los 65 y 74 años. (Epidemiología del Cáncer en Quito 2006-2010, 2014 págs. 85-92).

Es por este motivo que surge la necesidad de implementar dosimetría interna en pacientes para diagnóstico de enfermedades en el Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín IESESS - Quito, con el fin de determinar que la dosis recibida por el paciente sea la más baja posible, pero que no

afecte el diagnóstico y calidad de las imágenes, al igual que determinar la dosis absorbida por el órgano blanco y órgano fuente.

1.3. Justificación

La determinación y estimación de los factores de atenuación y dosis absorbida en los órganos aledaños al órgano blanco generada por el Tc^{99m} , permite conocer con cierta incertidumbre la dosis que reciben dichos órganos (corazón y pulmones), lo cual contribuye a obtener una información en función detrimento-beneficio de los pacientes que son sometidos a estudios de tórax, a fin de optimizar los niveles de exposición a los que están sujetos los órganos radiosensibles de la zona torácica, por ende, es necesario una metodología que calcule, estime y cuantifique la energía ionizante absorbida en los tejidos de la cavidad torácica, por lo cual se requerirá de la toma de datos en un fantoma antropomorfo y la comparación con la información obtenida en pacientes mediante la metodología MIRD, con el fin de evitar los efectos probabilísticos y reducir los efectos estocásticos.

1.4. Objetivos

- **Objetivo General**

Determinar y estimar los coeficientes de atenuación de los órganos aledaños al órgano fuente en pacientes marcados con Tc^{99m} que se realizan diagnóstico de tórax, usando un fantoma antropomorfo con Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único (SPECT) en el Hospital de Especialidades Carlos Andrade Marín (HECAM).

- **Objetivos Específicos**

- Determinar los coeficientes de atenuación del órgano fuente y órganos aledaños.
- Estimar el tiempo efectivo de los distintos órganos en riesgo
- Calcular la dosis absorbida por el órgano fuente y órganos aledaños.
- Comparar los datos adquiridos con la metodología MIRD.

CAPÍTULO II

2. MARCO REFERENCIAL

2.1. Medicina Nuclear

La **medicina nuclear (MN)** es una rama de la medicina, se encarga principalmente del diagnóstico de patologías en pacientes. Proporciona información esencial y funcional, utiliza radiaciones nucleares y otros métodos biofísicos para que el diagnóstico sea el más certero posible (Heidemeyer, 2016). La MN utiliza radiofármacos (moléculas marcadas con elementos radiactivos que emiten radiación gamma de bajas energías como el Tc^{99m}) administrados al paciente para producir imágenes en 2D o 3D (Rodríguez, 2013 págs. 359-361). Las imágenes obtenidas se basan en la química del cuerpo a diferencia de los estudios por imágenes (Rayos X, PET, Tomografías) los cuales se basan en la anatomía y la estructura del cuerpo humano (Berger, y otros, 2016). A diferencia de la radiología convencional y la Tomografía Computarizada (TC) las cuales requieren del uso de rayos X generados por una fuente externa (tubo de rayos X que se encuentra dentro el equipo), en MN el paciente se convierte en la fuente de radiación al administrarle el radiofármaco. Este radiofármaco se fija en el órgano diana (órgano fuente) y emite radiación de tipo gamma (γ), esta emisión radiactiva sirve de base para formar imágenes que reflejan la distribución del radio trazador en el órgano o tejido de interés, permitiendo el diagnóstico de posibles patologías (Díaz García, y otros, 2004 págs. 14-17).

Las imágenes se producen gracias a la radiación emitida por el paciente la cual es captada por los equipos de MN como: gammacámara, cámara de SPECT (tomografía computarizada de emisión de fotón único) o cámara de PET (tomografía por emisión de positrones), las cuales proveen imágenes detalladas acerca de la función de un órgano (Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 2011). Gracias a las imágenes obtenidas del estudio se puede determinar el o los tejidos que se encuentran afectados por diversas enfermedades, observándose una mayor captación del radiofármaco en las zonas afectadas (zonas calientes) por la enfermedad por ejemplo el cáncer (Díaz García, y otros, 2004).

En MN se utiliza las imágenes para diagnosticar diferentes patologías, dependiendo del órgano o tejido de interés, alguno de estos estudios son:

- **Cardiología:** se la realiza para valorar el funcionamiento cardiaco, estudios de perfusión miocárdica y estudios sobre la integridad celular. El estudio de Ventriculografía cardiaca (MUGA) se realiza con el fin de valorar la variación del volumen sanguíneo en las cavidades ventriculares durante el ciclo cardiaco. El SPECT cardiaco analiza la irrigación sanguínea y motilidad cardiaca, determina obstrucción del miocardio (enfermedad coronaria), infarto de miocardio o muerte súbita (Díaz García, y otros, 2004).
- **Neumología:** estudio que sirve para determinar tromboembolismo pulmonar y la enfermedad intersticial difusa de pulmón (EIDP) (Díaz García, y otros, 2004). Facilita la exploración de los posibles problemas respiratorios o circulación sanguínea, analiza la función pulmonar diferencial para la reducción de pulmón y detecta el rechazo de un trasplante pulmonar (Medicina Nuclear, 1982).

2.2. Fantoma

Un fantoma es una construcción material o matemática, que se utiliza en el área médica con el fin de evaluar la respuesta o comportamiento que una estructura presenta en la interacción con una determinada fuente de radiación (rayos X o gamma) (Fantoma, 2015). Es un elemento semejante al tejido humano cuando incide sobre él una radiación de una determinada energía, el fantoma absorbe y dispersa la radiación de manera similar a la de un paciente (Singer, 1999). El término fantoma se utiliza para describir un material cuya estructura modela las propiedades de absorción y dispersión de la radiación en el tejido humano (Papp, 2012).

En la práctica se utilizan dos tipos de fantomas:

- 1. Fantomas Geométricos:** simulan las propiedades dosimétricas del tejido humano pero reducen la complejidad de la anatomía humana para simplificarlas en geometrías cuadradas o circulares (Figura 1-2) (Singer, 1999).



Figura 1-2. Fantoma geométrico de Jaszczak
Fuente: (BIODEX, 2018)

- 2. Fantomas Antropomórficos:** en la Figura 2-2 y Figura 3-2 se muestra un fantoma antropomorfo que se caracterizan por presentar similitud en propiedades de atenuación y dispersión del tejido humano pero de manera adicional imitan el contorno externo y/o interno de los diferentes tejidos humanos (Papp, 2012), se considera que tiene igual o similar densidad másica que el tejido muscular (Singer, 1999).



Figura 2-2. Fantomas antropomorfos de hombre y mujer.
Fuente: (Willoughby, 2004)



Figura 3-2. Vista interior del fantoma antropomorfo del área del tórax.
Fuente: Guillén Joselin, 2018

2.3. Dosimetría Interna

Para los estudios en MN una determinada cantidad de material radiactivo (actividad administrada de Tc^{99m}) es administrado por vía intravenosa en el interior del cuerpo del paciente, lo que implica una dosis consecuente de radiación a órganos vitales, el material radiactivo queda atrapado, disuelto o incorporado selectivamente en un órgano o tejido que va a ser analizado y permanece allí por diferentes periodos de tiempo ya sean estos cortos o largos (Cristy, y otros, 2011). Mientras el material radiactivo se encuentre en el interior del cuerpo irradia el tejido incluso después que el estudio ha sido completado. Es por esta razón que se debe considerar cuidadosamente el tema de la dosis de radiación causada por el agente durante el tiempo que el cuerpo y los órganos críticos son expuestos. Esto hace que se deba evaluar siempre el beneficio versus el riesgo del uso de un radionúclido, lo cual es posible gracias a la dosimetría interna (Cristy, y otros, 2011), siempre que el beneficio sea mayor que el riesgo se podrá realizar el estudio, caso contrario el estudio deberá ser suspendido.

La dosimetría interna estima las dosis recibidas por pacientes, que se realizan estudios diagnósticos con SPECT para la determinación de patologías de tórax en la unidad de MN. Estos estudios implican el uso de emisores internos (radionúclidos) que deben interactuar directamente con el metabolismo humano; la dosis que recibe el paciente no se puede medir de forma directa. Por lo tanto, para la estimación de la dosis absorbida, se utiliza modelos matemáticos y ecuaciones que den una idea (simulación) del metabolismo humano, para tratar de identificar el daño que causa la radiación en los órganos y tejidos que dependen de la dosis recibida o dosis absorbida,

la cual se expresa en Gray (Gy). El daño que puede producir una dosis absorbida depende, tanto del tipo de radiación y de la sensibilidad de los diferentes órganos y tejidos (Cristy, y otros, 2011).

Para medir los daños que podría provocar la radiación se utiliza la dosis efectiva, la cual se expresa en Sievert (Sv) y toma en consideración el tipo de radiación y la sensibilidad de los órganos y tejidos (OMS, 2016). Es importante tener en cuenta que las radiaciones ionizantes tienen el potencial de generar efectos adversos en la salud humana, los cuales se agrupan en efectos deterministas (reacciones inmediatas), efectos estocásticos como el cáncer y efectos heredables (Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en, 2015 pág. 6). Un efecto determinista es aquél que se tiene la certeza de que ocurra, son todos aquellos que presentan un umbral de dosis (medida de la energía depositada por la radiación ionizante en un blanco), cuya gravedad depende de la dosis de radiación, como por ejemplo “quemaduras” en la piel (IAEA, 2013), mientras que un efecto estocástico es aquel cuya probabilidad de que aparezca aumenta con la dosis de la radiación pero la gravedad es la misma, es decir no depende de la dosis administrada (no posee umbral de dosis), los efectos estocásticos hace referencia a que ocurra al azar y es de naturaleza aleatoria (IAEA, 2013).

En el ámbito de la Dosimetría interna es preferente la evaluación y cuantificación de las diferentes radiaciones ionizantes a los que son expuestos los pacientes durante el diagnóstico e intervencionismo, esto es tarea fundamental de la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU por sus siglas en inglés), con la ayuda de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), entre otras junto con el Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de Estados Unidos (NCRP) que definen y conceptualizan los fenómenos físicos, químicos y biológicos (Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en, 2015 págs. 94-99).

2.4. Generador de Molibdeno 99/ Tecnecio 99 metaestable

El generador más utilizado en la actualidad es el de $\text{Mo}^{99}/\text{Tc}^{99m}$, este es un sistema de elución de soluciones estériles y libres de endotoxina bacteriana de pertechnetato de sodio (Tc^{99m}) aptas para la marcación con una molécula o compuesto de transporte previo a su administración vía intravenosa o inhalatoria para la realización de los diferentes estudios. Es el más utilizado en la actualidad debido a la gran difusión que ha alcanzado el Tc^{99m} para el diagnóstico en MN. El

radionúclido padre es el Mo^{99} , tiene un periodo de semi-desintegración de 66 horas, emite fotones entre 740 y 780 keV y decae por emisión β^- produciendo un 87% de Tc^{99m} con energía de 140 keV, el 13% restante en forma de Tc^{99} (Figura 6 -2) (Montero De Espinoza Costa, 1993).

El contenedor de Mo^{99} está cubierto por una capa de plomo de aproximadamente 5 cm de espesor, en uno de sus lados se encuentra una aguja de entrada de suero eluyente de NaCl al 9% y otra aguja de salida donde se ubica el vial al vacío el cual extrae el Tc^{99m} que puede ser utilizado de forma directa o unido a un fármaco formando el radiofármaco o radio trazador (Figura 4-2, Figura5-2) (Lovera Fernández, 2015).



Figura 4-2. Generador Molibdeno 99 – Tecnecio 99 metaestable ($\text{Mo}^{99}/\text{Tc}^{99m}$).

Fuente: Tecno Nuclear.

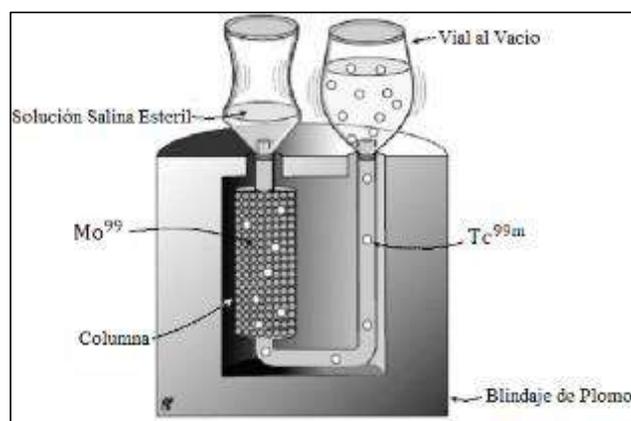


Figura 5-2. Representación gráfica del generador de $\text{Mo}^{99}/\text{Tc}^{99m}$.

Fuente: (Fejlesztési, 2011).

2.5. Tecnecio 99 metaestable (Tc^{99m})

El Tc^{99m} se usa en aproximadamente el 80% de todos los procedimientos de MN realizados en todo el mundo cada año. Los radiofármacos basados en Tc^{99m} se utilizan para diagnosticar enfermedades en una gran cantidad de tejidos y órganos, incluidos los huesos, el cerebro, el corazón, los riñones, el hígado y los pulmones (Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging, 2011). Es un elemento artificial, es decir, no se encuentra de manera natural, fue descubierto en 1925 por los esposos Walter e Ida Noddack como parte de una reacción nuclear (Knight, 2015).

Tiene una aplicación muy útil, el “99” hace referencia a los 43 protones y los 56 neutrones de su núcleo, y la letra “m” a la específica configuración de estas partículas. El resultado es un átomo que se descompone en cuestión de horas, generando rayos gamma, que son utilizados para producir imágenes médicas mediante la captación de la radiación por equipos especializados como son las gammacámaras (Knight, 2015).

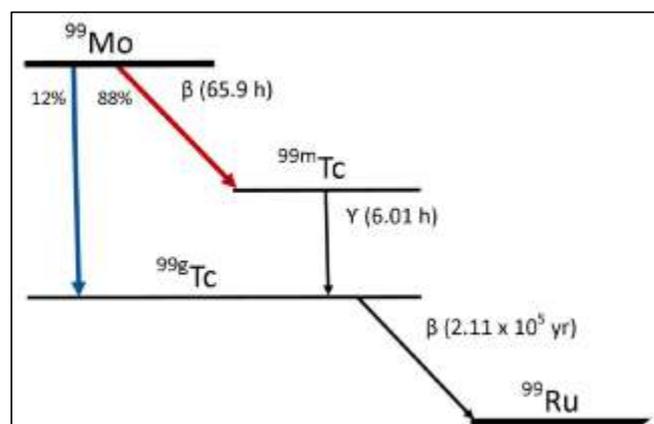


Figura 6-2. Representación gráfica de la cadena de decaimiento del Mo^{99}
Fuente: (National Academies of Sciences, 2016)

2.6. Periodo de semi desintegración

También llamado periodo de semivida o vida media ($T_{1/2}$), es el tiempo que tiene que transcurrir para que el número de átomos radiactivos de una muestra determinada baje a la mitad, el tiempo de vida media se calcula mediante la ecuación (1) (Moreno Romero, 2007):

$$T_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad (1)$$

Tabla 1-2. Valores indicativos del periodo de semidesintegración.

RADIONÚCLIDO	VIDA MEDIA	TIPOS DE EMISIÓN	ENERGÍA (keV)
Tc^{99m}	6,02 horas	Gamma	140,5

Fuente: (Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares, 2007, págs. 133-134).

2.6.1. *Ventajas y Desventajas del radioisótopo del Tc^{99m}*

Sus ventajas son: Es un radionúclido ideal para la detección de la radiación por las gammacámaras, con excelente resolución y uso de colimadores de baja energía (Colimador HTL), emite únicamente partículas gamma (γ), tiene un corto periodo de semi desintegración (6,02 h) lo cual permite que el paciente reciba una baja dosis de radiación (Montero De Espinoza Costa, 1993).

Presenta muy pocas desventajas, entre estas están: debido al corto periodo de semi desintegración del Mo⁹⁹ (66 h) se requiere una renovación periódica del generador, la radiación gamma de 140 keV del isótopo Tc^{99m} dificulta la detección de lesiones profundas y por el tiempo de semi desintegración de 6,02 h del Tc^{99m} obstaculiza la realización de estudios tardíos (Montero De Espinoza Costa, 1993).

2.7. Tomografía Computarizada por Emisión de Fotón Único “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 del órgano o tejido marcado con el radiofármaco. Los datos son entonces procesados matemáticamente para crear una vista de la sección transversal del órgano o tejido en estudio (Nuñez, 2008). Las gamma cámaras de doble cabezal es la configuración preferida para sistemas destinados a SPECT y aplicaciones de uso general, incluyendo estudios de cuerpo entero en los que se requiere adquisición simultánea de imágenes planares antero-posterior. Además del movimiento de rotación requerido para el equipo, también se requiere flexibilidad en el posicionamiento relativo de los cabezales (detectores). Para las imágenes SPECT de uso general con un sistema de cabezal doble, las dos cabezas se orientan típicamente de manera opuesta

(denominado modo H) y el muestreo de 360° se logra girando el gantry a 180° (Figura 7-2) (Bailey, y otros, 2014).

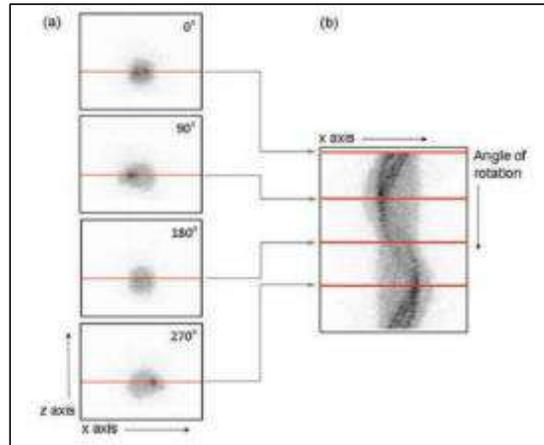


Figura 7-2. Vistas planas adquiridas en diferentes orientaciones angulares.
Fuente: (Bailey, y otros, 2014).

El SPECT cardiaco se realiza a menudo con los detectores orientados a 90° entre sí (denominado modo L). En este modo, el gantry gira 90° y los dos detectores adquieren proyecciones alrededor de 180° desde la posición oblicua anterior derecha hacia la posición oblicua posterior izquierda, este modo tiene ventajas para las aplicaciones cardiacas, ya que minimiza la distancia entre el corazón y los detectores, reduciendo la atenuación y las pérdidas dependientes de la profundidad en la resolución espacial. En este caso, cada vista plana consta de múltiples proyecciones unidimensionales, cada una medida en diferentes posiciones axiales (Bailey, y otros, 2014).

El SPECT se realiza típicamente mediante la adquisición de una secuencia de imágenes de proyección 2D de múltiples ángulos diferentes alrededor del paciente (Bailey, y otros, 2014), utiliza los fotones gamma emitidos por radionúclidos como Tc^{99m} , Ga^{67} , In^{111} y I^{131} (Powsner, y otros, 2006). Convencionalmente las imágenes obtenidas por el equipo se ven en tres planos ortogonales denominados transaxial, coronal y sagital (Figura 8-2) (Sharp, y otros, 2005).

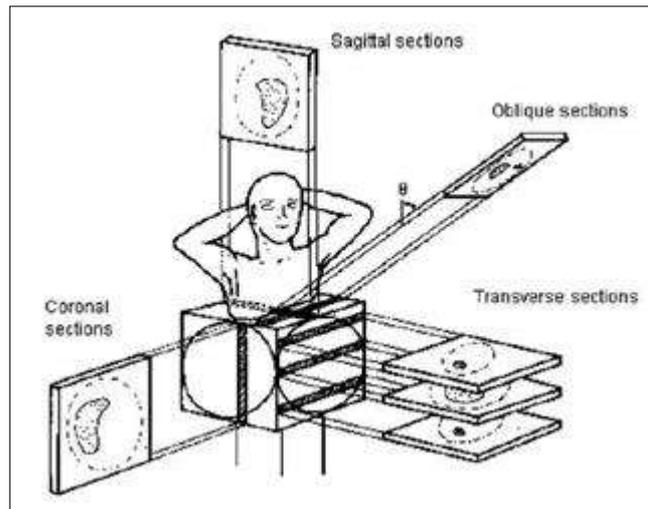


Figura 8-2. Cortes adquiridos por el equipo SPECT.
 Fuente: (F. Sharp, Gemmell, & Murra, 2005).

2.8. Partes del equipo de Tomografía de Emisión de Fotón Único

Un SPECT es un equipo capaz de detectar radiación gamma, esto puede ser a modo de una imagen planar o en 3D, que permite la reconstrucción de imágenes en tres planos axial, coronal y sagital de un órgano o tejido de interés. Elimina la atenuación fotónica por sobre posición de estructuras, y la interferencia que se produce en las imágenes en 2 planos, mejorando la sensibilidad y resolución espacial del estudio (Gammacámaras, 2014). La imagen obtenida se conoce como gammagrafía, un procedimiento de tipo diagnóstico por la captación de un radiofármaco en un órgano o tejido concreto. Aporta información morfológica y funcional del área de interés, se aplica en el estudio de una gran variedad de sistemas, como el cardiovascular, respiratorio, cerebral, etc. (Gammacámaras, 2014).



Figura 9-2. Gammacámara General Electric. Modelo H3000WN
Infinia Hawkeye
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Una Gammacámara planar o una de tipo SPECT (Figura 9-2), consta básicamente de:

- a) **Camilla:** es el lugar donde se ubica al paciente para la realización del estudio.
- b) **Cabezal:** encargado de detectar la radiación gamma emitida por el paciente.
- c) **Colimador:** permite sólo el paso de radiación emitida paralela al cabezal, con energía específica.
- d) **Cristal de centelleo:** tiene un grosor de 9 mm de Ioduro de Sodio, es capaz de detectar los fotones y transformarlos en un impulso eléctrico a través de **los tubos foto multiplicadores.**
- e) **Tubos foto multiplicadores:** transforma los paquetes de energía (fotones) detectados en impulsos eléctricos, para posteriormente, ser amplificados y procesados de acuerdo a su ubicación espacial.
- f) **Computador:** transforma los impulsos eléctricos en imágenes, permite ver y procesar las imágenes funcionales del o los órganos de interés.

En la actualidad existen equipos SPECT de 2 o 3 cabezales, siendo los más comunes de 2 detectores, cabe recalcar que a mayor cantidad de detectores o cabezales no mejora la calidad o resolución del estudio, pero si disminuye el tiempo de adquisición de las imágenes (Lovera Fernández, 2015).

2.9. Magnitudes Dosimétricas

El último reporte de la Comisión Internacional de Unidades Radiológicas (ICRU) es el ICRU número 85 publicado en el año 2011, es una de las principales publicaciones que trata el tema de las magnitudes y unidades utilizadas para describir a las radiaciones ionizantes. *Las magnitudes dosimétricas son* concebidas para proporcionar una medida física que se correlacione con los efectos reales o potenciales de la radiación, son un producto de magnitudes radiométricas y coeficientes de interacción. Estas magnitudes también son consideradas básicas y se muestran en la Tabla 2-2 (Units, 2011).

Tabla 2-2. Cantidades Dosimétricas.

NOMBRE	SÍMBOLO	UNIDADES	
Kerma	K	J*kg ⁻¹	Gy
Tasa de Kerma	\dot{K}	J* kg ⁻¹ *s ⁻¹	Gy
Exposición	X	C* kg ⁻¹	
Tasa de exposición	\dot{X}	C* kg ⁻¹ *s ⁻¹	

Fuente: (Comisión Internacional de Unidades Radiológicas, 2011)

2.9.1. Kerma

El kerma, (K), se utiliza para partículas ionizadas sin carga (neutrones y fotones), es el cociente de dE_{tr} por dm , donde dE_{tr} es la suma media de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas en una masa dm de un material por las partículas descargadas que inciden en dm ecuación (2). Sus unidades en el sistema internacional (SI) es el Gy (1 Gy = 1 J/kg), se parece mucho a los valores correspondientes a la dosis absorbida en aire, agua o tejido blando en condiciones de equilibrio (Units, 2011).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

2.9.2. Tasa de Kerma

La tasa de kerma (\dot{K}) es el cociente de dK por dt , donde dK es el incremento de kerma en un intervalo de tiempo dt ecuación (3), sus unidades son Gy/s (Units, 2011).

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (3)$$

2.9.3. Exposición

La exposición (X), es el cociente de dQ por dm ecuación (4), donde dQ es el valor absoluto de la carga total media de los iones de un signo producido cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por fotones incidentes en una masa dm de aire seco están completamente detenidos en aire seco, Se expresa en Coulombios por Kilogramo (C/kg) (Units, 2011).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (4)$$

2.9.4. Tasa de exposición

La tasa de exposición (\dot{X}) es el cociente de dX por dt ecuación (5), donde dX es el incremento de la exposición en un intervalo de tiempo dt . Sus unidades son $C \cdot kg^{-1} \cdot s^{-1}$ (Units, 2011).

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (5)$$

2.9.5. Factor de ponderación de la radiación

Factor de ponderación (W_R), se utiliza con fines de protección radiológica, por el que se multiplica la dosis absorbida con objeto de tener en cuenta la eficacia relativa de los diferentes tipos de radiación para inducir efectos sobre la salud. En la Tabla 3-2 se describe los factores de ponderación de la radiación según los tipos de radiación (Energy, 1996).

Tabla 3-2. Factores de Ponderación de la Radiación.

Tipo de radiación	W_R
Fotones	1
Electrones y muones	1

Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, fragmentos de fisión, núcleos pesados	20
Neutrones	Una curva continua en función de la E_n

Fuente: (International Commission on Radiological Protection, 2007).

Existen algunas magnitudes que se utilizan para describir los efectos de la radiación en los tejidos y órganos del cuerpo humano. Estas magnitudes son:

2.9.5.1. Dosis absorbida

La dosis absorbida (D) es la energía absorbida por unidad de masa en un determinado punto, ecuación (6). La unidad es el Julio por kilogramo (J/kg) denominado Gray (Gy) (Energy, 2013). La dosis absorbida es la magnitud dosimétrica de más interés, es válida para cualquier tipo de radiación, y requiere especificar el material en el que se cede la energía (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009). Según la ICRU de 1998 la dosis absorbida, en un material dado se define como el cociente $d\bar{\epsilon}/dm$, donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación a un material de masa dm (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (6)$$

2.9.5.2. Dosis equivalente

Se define como el producto entre la dosis media absorbida para la radiación R en el órgano o tejido T ($D_{T,R}$) y el factor de ponderación para la radiación R, (w_R). La unidad es el Julio por kilogramo (J/kg) denominada Sievert (Sv) (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009). Los valores de (w_R) se muestra en la Tabla 4-2.

$$H_{T,R} = w_R D_{T,R} \quad (7)$$

Tabla 4-2. Efectos sobre algunos tejidos y órganos expuestos según la dosis.

Órgano	Dosis media absorbida (Gy)	Efecto
Piel	>5	Alopecia

Piel	2 a 5	Eritema
Testículo	>4	Esterilidad Permanente
Testículo	0,15 a 4	Esterilidad temporal
Ovarios	>3	Esterilidad Permanente
Ovarios	>0,6	Esterilidad temporal
Cristalino	>2	Cataratas
Médula ósea	0,25	Decrecimiento plaquetario

Fuente: (Dosimetría en Radiología, 2014).

La dosis equivalente (H_T) a un órgano o tejido se la denomina como la dosis al órgano corregida por un factor de ponderación del tipo de radiación que tiene en cuenta la eficacia biológica relativa de la radiación incidente para producir efectos estocásticos (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009). Este factor de corrección es numéricamente 1 para rayos X, gamma y electrones.

Las investigaciones en radiobiología demuestran que para un mismo valor de dosis absorbida, los daños biológicos son diferentes en función de la radiación incidente y la probabilidad de efectos estocásticos sobre la salud depende no solo de la dosis absorbida sino también del tipo y energía de la radiación considerada (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009). Por ejemplo, las partículas alfa o los neutrones generan un daño biológico mayor que la radiación X y gamma para una misma dosis absorbida. La dosis equivalente introduce factores de peso que ponderan los efectos biológicos en función de la radiación (Dosimetría en Radiología, 2014).

2.9.5.3. Dosis efectiva

Es una magnitud definida en la Publicación 60 de la ICRP como la suma ponderada de las dosis equivalentes a todos los tejidos y órganos pertinentes “con el fin de indicar la combinación de diferentes dosis en diferentes tejidos de manera que sea posible la correlación con el total de los efectos estocásticos”. La unidad de medida es el Sievert (Sv) (International Commission on Radiological Protection, 2007). La probabilidad de aparición de efectos estocásticos no depende solo del tipo de radiación sino también del órgano considerado, debido a que no todos los órganos y tejidos del cuerpo humano tienen la misma radio sensibilidad (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009).

En la ecuación (8) H_T representa la dosis equivalente en el órgano o tejido T y w_T al factor de ponderación para dicho órgano, este factor se muestra en la Tabla 5-2.

$$E = \sum_T w_T H_T = \sum_{T,R} w_R w_T D_{T,R} \quad (8)$$

Tabla 5-2. Factor de ponderación del tejido

Tejido/órgano	w_T
Pulmón	0,12
Estomago	0,12
Colon	0,12
Médula Ósea	0,12
Mama	0,12
Resto de los Tejidos	0,12
Gónadas	0,08
Tiroides	0,04
Esófago	0,04
Vejiga	0,04
Hígado	0,04
Superficies Oseas	0,01
Piel	0,01
Cerebro	0,01
Glándulas Salivales	0,01

Fuente: (International Commission on Radiological Protection, 2007)

2.9.5.4. Dosis en órganos

Es una magnitud relacionada con la probabilidad de producir efectos estocásticos (principalmente la inducción de cáncer), y está definida en la Publicación 60 de la ICRP como el promedio de la dosis absorbida en un órgano, es decir, el cociente entre la energía total impartida a un órgano y la masa total de dicho órgano. La unidad es el Ggray (Gy) (PROTECCIÓN RADIOLÓGICA, 2012). La dosis en órganos es el parámetro más importante que se debe evaluar, permite estimar el posible riesgo que tendrá el paciente como consecuencia de la irradiación (Consejo de Seguridad Nuclear, 2009).

2.10. Coeficiente de Atenuación

El coeficiente de atenuación es la constante que describe el poder de detención de un material y se relaciona con la densidad de dicho material y la energía de los fotones gamma, los fotones gamma son atenuados a medida que atraviesan cualquier material incluyendo los tejidos, el número de fotones que atraviesan un tejido sin sufrir interacción alguna está dado por la ecuación (9) (Núñez, 2008).

$$C = C_0 e^{-\mu d} \quad (9)$$

Donde C_0 representa las cuentas detectadas sin atenuación, C son las cuentas detectadas con atenuación a través del material con espesor d , con un coeficiente de atenuación μ . Para el Tc^{99m} con energía de 140 keV el valor de $\mu=0.15\text{cm}^{-1}$ para la mayor parte de los tejidos; pero es mayor para tejidos más densos como huesos y menor para el pulmón que contiene aire (Núñez, 2008).

Es importante reconocer que las cuentas detectadas en el fotopico incluirán normalmente tanto fotones primarios no atenuados como algunos fotones dispersos. La consecuencia de la atenuación es que existirán menos fotones detectados de las estructuras profundas del cuerpo comparado con las estructuras cercanas a la superficie corporal (Núñez, 2008).

2.10.1. Coeficiente de atenuación lineal (μ)

Se define como la fracción del número de fotones que es eliminada del campo de radiación por centímetro del medio absorbente. Se expresa como una constante del porcentaje de fotones absorbidos, similar a la constante de decaimiento λ en la fórmula de vida media física. El valor de μ es específico para la energía del fotón y el tipo de absorbente, si cualquiera de ellos se modifica, el coeficiente de atenuación lineal también cambiará (Núñez, 2008).

Las ecuaciones utilizadas para obtener el coeficiente de atenuación y el factor de corrección en el fantoma antropomorfo son las siguientes:

$$\dot{D} = \dot{A} e^{-\mu x} \quad (10)$$

$$\dot{D} = \dot{D}_0 e^{-\mu x} \quad (11)$$

$$\dot{D}_0 = \gamma \frac{A_0}{d^2} \quad (12)$$

$$\dot{D} = \gamma \frac{A}{d^2} \quad (13)$$

Donde: \dot{D} es la tasa de dosis, \dot{D}_0 tasa de dosis inicial, \check{A} Actividad integrada, A_0 actividad inicial y γ es una constante que permite obtener la tasa de dosis en las unidades deseadas. Igualando las ecuaciones (10) y (11) y reemplazando se obtiene la ecuación (14)

$$A = A_0 e^{-\mu x} \quad (14)$$

Despejando el coeficiente de atenuación (μ) de la ecuación (9) se obtiene:

$$\mu = \frac{1}{x} \ln \frac{C_0}{C} \quad (15)$$

El factor de corrección (f) se calcula con la ecuación (16):

$$f = e^{-\frac{\ln 2}{t_{1/2}} t} \quad (16)$$

Donde $t_{1/2}$ es el tiempo de vida medio físico del material radiactivo, t es el tiempo transcurrido para el cálculo del factor de corrección.

2.11. Dosis absorbida mediante el método MIRD

El sistema MIRD fue establecido por la Sociedad de Medicina Nuclear de Estados Unidos en 1960 para la estimación de dosis a órganos y tejidos debido a la incorporación de material radiactivo. Desde entonces el esquema MIRD fue planeado esencialmente para el cálculo de dosis recibidas por los pacientes durante ensayos diagnósticos de MN (Beninson, 2004).

El sistema MIRD constituye una metodología general “estándar” para la estimación de la dosis absorbida en órganos normales y en el cuerpo entero debido a radiofármacos depositados internamente (Deluca, y otros, 2006). Para encontrar dosis absorbidas en órganos cercanos a la cavidad torácica usando el método MIRD debemos hallar la sensibilidad del fantoma en órganos de estudio (corazón o pulmones), la actividad integrada y encontrar los valores tabulados de

energía absorbida en el órgano blanco por emisión de radiación en el órgano fuente establecidos por la ICRP 60 (Rojo, y otros, 1977 págs. 7-9).

$$D_T = \tilde{A} S(T \leftarrow S) \quad (17)$$

Donde D_T dosis absorbida en órganos, \tilde{A} actividad integrada y $S(T \leftarrow S)$ es la energía absorbida en el órgano blanco por emisión de radiación en el órgano fuente (Anexo 1). La actividad integrada se calcula mediante la ecuación (18) (Rojo, y otros, 1977 págs. 7-9).

$$\tilde{A} = \int_0^{\infty} A(t) dt = \frac{A_0}{\lambda_b + \lambda_f} \quad (18)$$

Para el cálculo de sensibilidad se aplica la ecuación (19), la cual se requiere para el cálculo de la actividad mediante el decaimiento radiactivo ecuación (20), siempre y cuando el tiempo de adquisición de las imágenes sea menor a 10 minutos.

$$\text{Sensibilidad} = \frac{\text{Actividad}}{\text{cuentas} * t \text{ (min)}} \quad (19)$$

$$A = A_0 = \text{Sensibilidad} * \text{cts del ROI (imagen)} \quad (20)$$

2.12. Dosis Absorbida utilizando el Método de los Coeficientes de Atenuación

Para encontrar la dosis absorbida en órganos que no se obtuvieron mediante el método MIRD, se utiliza la ecuación (21):

$$D_T = D_S e^{-\mu x} \quad (21)$$

D_T coeficiente de atenuación, D_S dosis en la fuente distribuida, μ es el coeficiente de atenuación lineal del órgano fuente y x la distancia que existe entre el órgano fuente y el órgano blanco. Para calcular D_S se aplica la ecuación (22).

$$D_S = 1,6 * 10^{-10} \frac{\text{Gy}}{\text{MeV}} \left(A \frac{\text{desintegraciones}}{g} \right) (E)(Af) \quad (22)$$

Dónde: $(1,6 \cdot 10^{-10} \text{ Gy/MeV})$ es una constante, A representa la actividad; E la energía del isótopo radiactivo expresada en MeV y Af es la fracción de dosis absorbida por el órgano la cual se calcula por la ecuación (23).

$$Af = 1 - e^{-\mu r} \quad (23)$$

$$r = 1,1310 * a \quad (24)$$

El factor “a” representa el radio del órgano fuente, μ es el promedio de los coeficientes de atenuación se lo puede calcular mediante la ecuación (25).

$$\mu = \sum_{i=1}^n \frac{\mu_i}{n} = \frac{\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4 + \dots}{4} \quad (25)$$

Para el cálculo de la actividad captada por un órgano se aplica la ecuación (26), la masa del órgano marcado debe estar expresada en gramos.

$$A_{\text{órgano marcado}} = \frac{A \text{ (MBq)}}{\text{peso del órgano marcado (g)}} \quad (26)$$

2.13. Tiempo de vida media efectiva del $\text{Tc}^{99\text{m}}$ de los órganos en riesgo.

Es considerado como el tiempo que debe transcurrir para que la mitad del radiofármaco sea eliminada del organismo mediante el metabolismo propio del cuerpo humano, el material radiactivo puede ser eliminado del organismo mediante la orina, sudor o heces fecales. El tiempo de vida media efectiva se lo calcula con la ecuación (27), despejando el tiempo biológico de la ecuación (27) obtenemos la ecuación (28).

$$t_{\frac{1}{2}\text{efectivo}} = \frac{\left(t_{\frac{1}{2}\text{fisico}} * t_{\frac{1}{2}\text{biológico}} \right)}{\left(t_{\frac{1}{2}\text{fisico}} + t_{\frac{1}{2}\text{biológico}} \right)} \quad (27)$$

$$t_{\frac{1}{2}\text{biológico}} = \frac{t_{\frac{1}{2}\text{efectivo}} * t_{\frac{1}{2}\text{fisico}}}{t_{\frac{1}{2}\text{fisico}} - t_{\frac{1}{2}\text{efectivo}}} \quad (28)$$

2.14. Detectores de radiación ionizante.

Las radiaciones ionizantes permiten transformar la energía que emite la radiación en corriente eléctrica, donde, la detección de partículas ionizantes pasa por la interacción de la radiación con la materia, sean estos en diferentes fases (líquida, sólida o gaseosa) (Altamirano Novillo, 2006 pág. 30). Los mismos que pueden ser:

2.14.1. Detector de centelleo

El detector de centelleo se basa en una propiedad denominada luminiscencia o emisión de luz visible, esta propiedad se da cuando estas sustancias son expuestas a radiación ionizante. La excitación molecular producida da origen a una des-excitación rápida conocida como fluorescencia o centelleo (UNER, 2010). El fenómeno de luminiscencia se da al incidir un fotón o partícula cargada en un medio material, una parte de la energía se invierte en ionizaciones y excitaciones, seguidas de emisión de ondas electromagnéticas, es decir fotones de menor energía que la partícula o fotón incidente (UNER, 2010).

Están constituidos por un tubo fotomultiplicador encargado de transformar la intensidad luminosa de un centelleo en una señal eléctrica y está situado junto al centellador a través de un contacto óptico (Figura 10-2). Consiste en una célula fotoeléctrica de gran sensibilidad, provista de un fotocátodo que desprende electrones bajo la acción de la luz y una serie de electrodos, contra los que van chocando los electrones desprendidos por el fotocátodo y un ánodo colector donde se origina el impulso eléctrico correspondiente. Todo esto queda encerrado dentro de una ampolla al vacío (UNER, 2010).

Si la radiación incidente cedió toda su energía al centellador, el impulso eléctrico producido en el ánodo guardará proporcionalidad con la misma. Así mismo, no todos los fotones luminosos producidos en el centellador arrancan electrones de los electrodos, sino que depende de una probabilidad basada en la sensibilidad del fotocátodo a cada longitud de onda concreta (UNER, 2010).

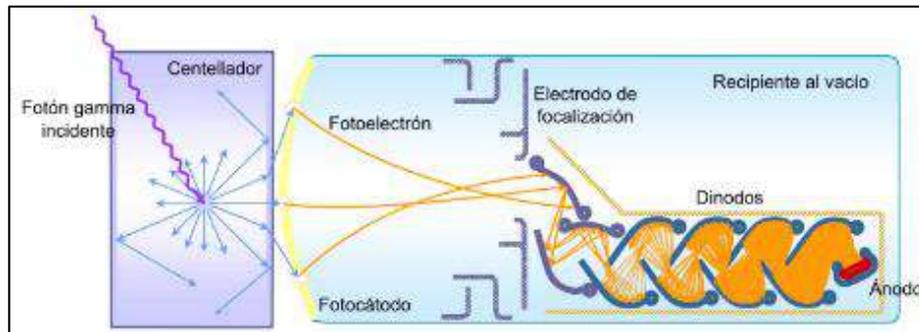


Figura 10-2. Esquema de un detector de centelleo acoplado a un fotomultiplicador.
Fuente: (Escaramujo, 2011)

2.14.2. Detector Geiger Müller

Es una pequeña cámara de ionización cilíndrica, cuyo electrodo es un alambre de tungsteno muy fino aislado del resto de la cámara. Su contador está lleno de una mezcla de gases a baja presión, principalmente de argón y pequeñas cantidades de vapor de alcohol o un halógeno. El argón aumenta la movilidad de los electrones y el vapor permite cortar la descarga (en el orden de los microsegundos), es decir permite cortar impulsos cercanos. El filamento de tungsteno unido a un amplificador permite proporcionar el número total de impulsos. Finalmente, el contador Geiger Müller es más sensible que la cámara de ionización, ya que permite detectar el paso de una sola partícula ionizante (Figura 11-2) (Iturbe, 2001 pág. 120).

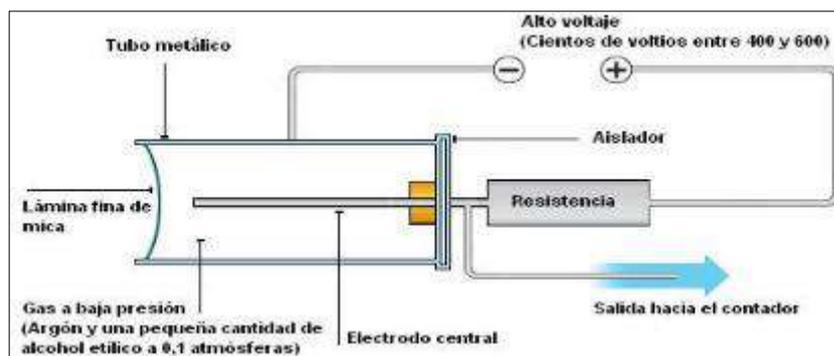


Figura 11-2. Esquema del detector Geiger Müller
Fuente: (Burcham, 2003 págs. 173-175).

2.14.3. Contador de pozo o Activímetro.

Permite la medición de la actividad de un radionúclido en Bq o Ci (Duarte Benavidez, 2017), proporcionando de forma rápida la dosis de una radiofármaco específico para el diagnóstico o tratamiento, está constituido por un detector gaseoso, que es una cámara de ionización cuyo

diseño es apropiado para que se introduzca el material radiactivo para la medición (Figura 12-2) (Martinez Bravo, 2016).

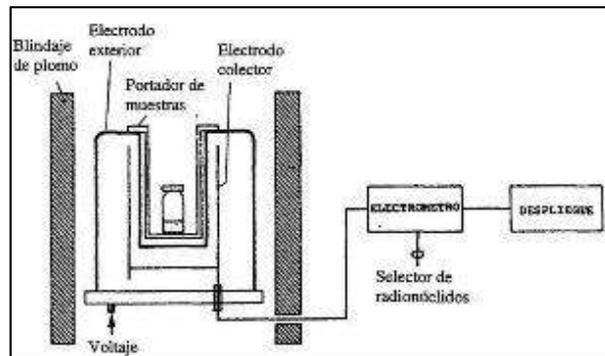


Figura 12-2. Contador de pozo o Activímetro
Fuente: (Duarte Benavidez, 2017)

En la Tabla 6-2 se resume los principales tipos de detectores utilizados para el monitoreo y medida de la radiación ionizante.

Tabla 6-2. Tipos de detectores

TIPO DE DETECTOR	Inmediatos		Retardados	
	Por ionización	Por excitación	Por ionización	Por excitación
	Gaseosos y semiconductores	De centelleo	De película fotográfica	Termolumiscentes

Fuente: (Gonzales, 2015, pág 3).

2.15. Aplicaciones de la Gammacámara SPECT.

En la Tabla 7-2 se resume los estudios que se realizan con frecuencia en la gammacámara SPECT junto con el fármaco, tiempo y tipo de adquisición

Tabla 7-2. Estudios realizados en MN con la gammacámara SPECT.

Órgano a estudiar	Nombre del estudio	¿Qué evalúa?	Fármaco	Presentación del fármaco	Mecanismo de acción	Dosis (mCi)	Técnicas de captación de imágenes
Riñón	Renograma isotópico	Filtración glomerular.	MAG ₃ DTPA	Polvo, disolución acuosa	Transporte activo Bloqueo capilar	5	Dinámicos Estáticos
Cerebro	Gammagrafía de perfusión cerebral	Determinar muerte cerebral.	ECD HMPAO	Polvo liofilizado	Bloqueo capilar	Niños: 0,2 a 5. Adultos: 15 a 30	Dinámicos Estáticos
Corazón	Perfusión miocárdica	Flujo sanguíneo en el miocardio e integridad de sus células.	MIBI	Polvo	Transporte activo	Niños: 0.2 a 0.5/kg Adultos: 10 a 30	Estáticos
Pulmón	Gammagrafía pulmonar	Diagnosticar problemas pulmonares, o comprobar un tratamiento.	MAA	Polvo	Bloqueo capilar	8 a 10	Estáticos
Hígado	Gammagrafía hepática	Detección de tumores, quistes y abscesos ocupantes de espacio.	IDA	Liofilizado	Fagocitosis	2 – 5	Estáticos
Vesícula Biliar	Gammagrafía de vías biliares	Obstrucción de vías biliares, pérdida de bilis.	DISOFENIN	Liofilizado	Fagocitosis	2 – 7	Dinámicos Estáticos

Órgano a estudiar	Nombre del estudio	¿Qué evalúa?	Fármaco	Presentación del fármaco	Mecanismo de acción	Dosis (mCi)	Técnicas de captación de imágenes
Huesos	Gammagrafía ósea	Metástasis ósea	HMDP	Polvo liofilizado	Difusión y adsorción en cristales de hidroxiapatita. Se fijan sobre una superficie mineral y porosa de los huesos por atracciones electrostáticas entre los cristales de hidroxiapatita del hueso	N: 0.2 a 0.3/kg A: 20 a 30	Scan Estáticos
Sistema digestivo	Gammagrafía de Meckel	Presencia del divertículo de Meckel	Solo Tc	Líquido	Transporte activo	N: 5 a 10	Estáticos
Tiroides	Cáncer de tiroides	Tratamiento	Solo ¹³¹ I	Líquido	Transporte activo	Hasta 300	Rastreo Estáticos

Fuente: (Altamirano, 2016).

2.16. Principales estudios de diagnóstico realizados en órganos radiosensibles de la zona torácica utilizando un SPECT.

2.16.1. SPECT Pulmonar

El desarrollo de los sistemas SPECT permitió realizar un gran avance en especial en el campo de la MN, permitiendo el paso de imágenes bidimensionales (2D) a imágenes tridimensionales (3D), facilitando el diagnóstico especialmente en patologías cerebrales y cardiacas. A partir de los años 80 se han realizado diferentes trabajos sobre el SPECT en el diagnóstico del Tromboembolismo Pulmonar (TEP), los primeros estudios fueron de tipo experimental mediante el método Montecarlo, seguido de estudios experimentales en animales (Figura 13-2) y finalmente estudios de tipo clínicos (López, 2015).

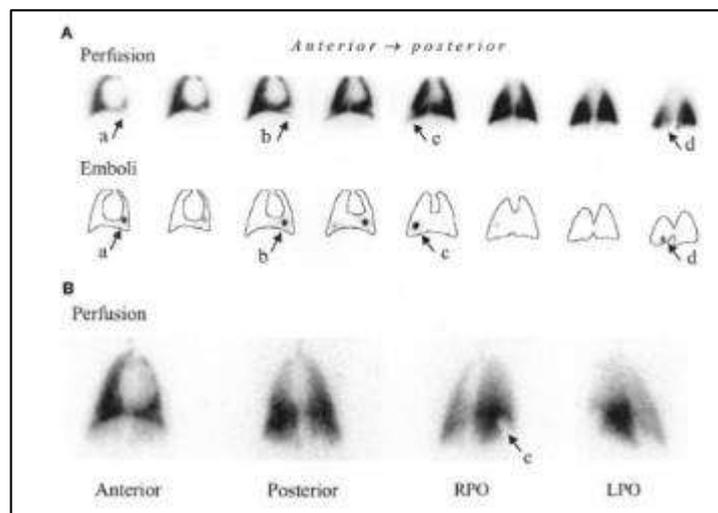


Figura 13-2. Estudios de V/P pulmonar en animales con TEP.
Fuente: (Lopez, 2015)

Todos los estudios realizados han demostrado una mayor resolución en las imágenes SPECT de ventilación/perfusión (V/P) pulmonar en comparación con los estudios gammagráficos de V/P planar clásica con una mejora del detalle anatómico, un aumento de la sensibilidad y la especificidad, además de mejorar la exactitud diagnóstica, en especial en pacientes con patología broncopulmonar asociada (López, 2015).

2.16.2. SPECT Cardíaco.

Se utiliza para evaluar la irrigación sanguínea al corazón, se obtienen dos conjuntos de imágenes que muestran el flujo sanguíneo el primero después de un periodo de esfuerzo realizado en una caminadora transcurrida 1 hora después de la primera dosis de Tc^{99m} -MIBI (10 mCi) y el segundo tras un periodo de descanso a la 3 horas de haber sido administrada la segunda dosis (triple dosis) de Tc^{99m} -MIBI (30 mCi) (Cedar, 2015).

La perfusión miocárdica SPECT se utiliza para evaluar el daño que podría haber sido causado por un infarto de miocardio (ataque cardíaco) o determinar la presencia y gravedad de una cardiopatía isquémica (flujo sanguíneo reducido debido a una obstrucción en los vasos), se obtienen imágenes cardíacas en los tres cortes anatómicos realizados por el equipo (Figura 14-2) (Cedar, 2015).

En los SPECT cardíacos el detector rota 180° alrededor del paciente, debido a que el corazón ocupa en su mayoría únicamente el cuadrante anterior izquierdo del tórax, obteniendo entre 32 a 64 imágenes del corazón en un tiempo de aproximadamente 30 segundos por imagen. Finalizado el estudio se realiza una reconstrucción 3D del corazón permitiendo aumentar la eficacia de detección de pequeñas regiones de hipoperfusión (Chavez Duque , 2008).

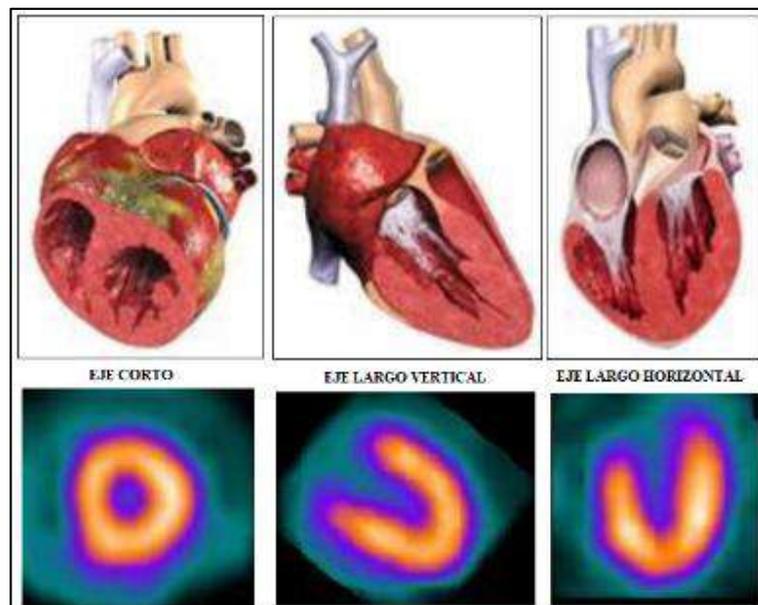


Figura 14-2. Ejes cardíacos en una imagen SPECT.

Fuente: (Matos Pedron, 2009)

2.17. Formas de administración del radiofármaco para estudios torácicos.

Los radiofármacos pueden ser administrados a los pacientes por diversas vías la cual depende de la función o morfología del órgano de interés (Chain, y otros, 2015). En estudios torácicos se administran por las siguientes vías:

- Vía endovenosa o parenteral atraviesa una o más capas del cuerpo mediante una inyección, esta técnica es utilizada en estudios cardiacos (Tc^{99m} -MIBI) y de perfusión pulmonar Tc^{99m} -MAA (Macro Agregados de Albumina) (Chain, y otros, 2015).
- Vía inhalatoria el radiofármaco es inhalado el cual marca a los pulmones, esta técnica es utilizada en estudios de ventilación pulmonar (Tc^{99m} -DTPA) (Chain, y otros, 2015).

2.18. Principios de protección radiológica aplicados a la medicina nuclear.

El objetivo principal de la protección radiológica es proporcionar un estándar apropiado de protección para el Personal ocupacionalmente expuesto (POE), público y medio ambiente sin limitar indebidamente las practicas beneficiosas que son proporcionadas por la exposición a la radiación. Siempre que las exposiciones medicas de pacientes haya sido justificada y que las dosis estén conformes con el propósito médico donde el beneficio debe ser mayor que el costo (costo vs. beneficio) (ICRP, 2011). Los límites de dosis se describen en la Tabla 8-2.

Tabla 8-2. Límite de dosis para el público según la ICRP.

APLICACIÓN	PÚBLICO
Dosis efectiva	1 mSv/año
Dosis equivalente	15 mSv/año
Cristalino	50 mSv/año

Fuente: (Estévez Echanique, 2017).

La ICRP 60 establece límites de dosis para los diferentes órganos y tejidos del cuerpo humano, dependiendo de la radio sensibilidad de cada uno de los tejidos que conforman el cuerpo humano, estos límites se encuentran especificados en la Tabla 9-2.

Tabla 9-2. Límite de dosis para órganos según la ICRP

ÓRGANO	mGy
Gónadas	0,08
Médula ósea	0,12
Colon	0,12
Pulmón	0,12
Estómago	0,12
Hígado	0,05
Vesícula Biliar	0,05
Intestino	0,12
Páncreas	0,05
Tiroides	0,04
Cerebro	0,04
Glándulas Salivales	0,01
Resto del Organismo	0,05

Fuente: (ICRP, 2011).

CAPÍTULO III

3. DISEÑO Y EXPERIMENTACIÓN

Para el desarrollo de este Trabajo de Titulación, se requirió del uso de los siguientes equipos: una Gammacámara marca General Electric modelo “H3000WN Infinia Hawkeye”, un Actinómetro o contador de pozo y un Detector Geiger Müller Thermo Fisher Scientific.

3.1. Gammacámara H3000WN Infinia Hawkeye.

La Gammacámara SPECT ofrece una gama de sistemas totalmente integrados para la adquisición de imágenes que presentan los cambios funcionales en los órganos. El sistema se acopla a algoritmos y programas de computación para adquirir, procesar y fusionar las dos imágenes con el fin de obtener una imagen en tercera dimensión, que muestre la función del órgano y su situación anatómica (Ferro Flores & Arteaga de Murphy, 2007). En la Tabla 1-3 se describe brevemente los componentes de la gammacámara Infinia (Figura 1-3).

Tabla 1-3. Componentes del sistema H3000WN Infinia Hawkeye

N°	DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
1	Gantry	Sostiene los detectores y permite colocarlos alrededor del paciente. El gantry está fijado al suelo y su base aloja la fuente de alimentación de corriente eléctrica a todo el sistema.
2	Unidad de control remoto (RCU)	Controla los movimientos del gantry, detectores y mesa del paciente, además permite detener o retomar la adquisición de las imágenes.
3	Detectores	Está constituido por 4 componentes (Tabla 10-2)
4	Mesa	Sostiene al paciente durante los barridos que lo requieren.

Fuente: (GE Medical Systems Israel, 2005).

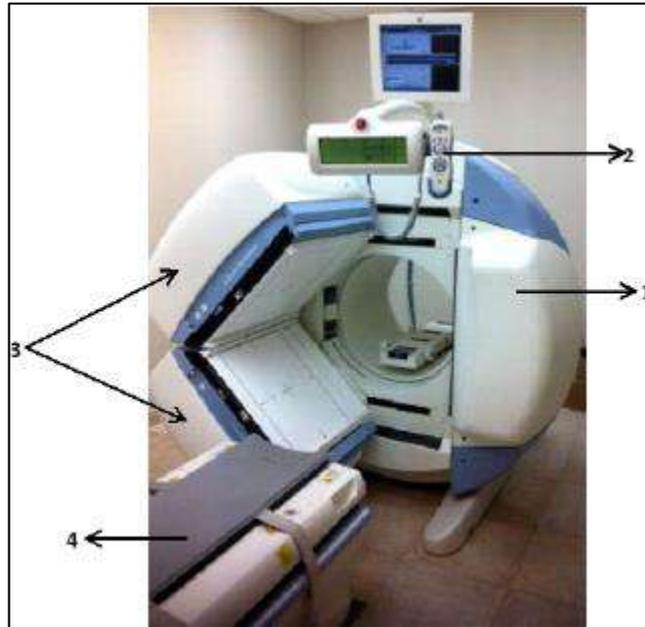
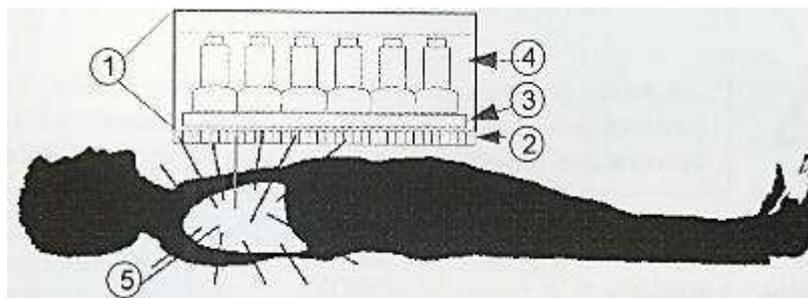


Figura 1-3. Partes de la gammacámara INFINIA.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Tabla 2-3, se describe los componentes de los detectores de la Gammacámara Infinia, a fin de conocer algunas de sus características internas del equipo.

Tabla 2-3. Componentes de los detectores de la Gammacámara H3000WN Infinia Hawkeye

Número	Descripción	Función
1	Detector	Produce señales.
2	Dispositivo Sensible a la Presión (PSD)	Define la dirección de visión del detector.
3	Cristal	Produce luz visible (centelleo).
4	Tubos fotomultiplicadores	Amplifican el centelleo y proporcionan señales.
5	Fotón procedente de rayo gamma	Emisión radiactiva.



Fuente: (GE Medical Systems Israel, 2005).

La Gammacámara Infinia, tiene un sistema de obtención de imágenes con dos detectores, los cuales tienen un campo de visión (FOV) rectangular grande, con el fin de asegurar una cobertura máxima del paciente, están protegidos de la mayoría de la radiación dispersa del paciente en ciertos rangos de energía de los isótopos que se usan en MN.

Los detectores proporcionan información sobre la distribución del radiofármaco dentro del cuerpo del paciente. Detectan los rayos gamma entrantes y proporcionan datos de salida sobre posición y energía que se envía al ordenador de adquisición para su conversión, almacenaje y visualización de la imagen gammagráfica (GE Medical Systems Israel, 2005).

La unidad de rayos X añade al equipo la capacidad para adquirir una imagen de atenuación transversal de alto contraste, a alta resolución. Esta función facilita la localización anatómica de la captación de radioisótopos, corrige la atenuación específica del paciente durante la obtención de las imágenes gammagráficas, como las tomográficas mejorando la calidad de las imágenes, en las adquisiciones de las mismas tanto en modo H como modo L (GE Medical Systems Israel, 2005).

3.2. Activímetro

El Atomlab Dose Calibrator, usa un detector presurizado lleno de gas argón (Ar) para medir la actividad de un isótopo conocido. Su propósito es determinar la dosis del radiofármaco antes de la administración al paciente. Para la adquisición de imágenes en los equipos de la unidad de MN, la actividad se muestra en la pantalla táctil en Curie o Becquerel, tiene la capacidad de medir actividades desde 0,01 μCi hasta 100 Ci para el $\text{Tc}^{99\text{m}}$, tiene un rango de error de $\pm 0,05\%$ lo cual indica una alta precisión a la hora de medir la dosis del radiofármaco especificado (Figura 2-3) (BIODEX, 2016). Este equipo tiene ciertas características las mismas que se detallan en la Tabla 3-3.

Tabla 3-3. Características del Calibrador de Dosis ATOMLAB 500

DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
Pantalla	Pantalla LCD táctil que muestra las teclas de función para la operación que se realiza, tiene una dimensión de 15,24 cm x 39.37 cm. Incorporado con un microprocesador que ejecuta comandos de entrada a través del panel táctil y calcula los valores de actividad a partir de los datos del detector.
Dimensiones	24.13cm*30,48 cm de profundidad*30,48 cm de alto
Peso	- Display: 4,2 libras, y un Detector: 38 libras
Voltaje de Línea	100 – 240 VCA (Voltaje de Corriente Alterna) seleccionable automáticamente por la fuente de alimentación. 1,5 a 0,75 amperios.
Puerto auxiliar	Dos puertos USB, un puerto RS-232
Selección de isótopos	12 Botones de selección de isótopos, estos isotopos son: Tc ^{99m} , Tl ²⁰¹ , I ¹²³ , I ¹³¹ , Cs ¹³⁷ , Co ⁵⁷ , Xe ¹³³ , Ga ⁶⁷ , In ¹¹¹ , F ¹⁸ , Y ⁹⁰ o Ba ¹³³
Rango de energía	Tiene un rango de energía de 25 keV a 3 MeV
Detector	Cámara de ionización que contiene Ar como gas de llenado.

Fuente: (BIODEX, 2016)



Figura 2-2. Activímetro.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Tabla 4-3 se describe las opciones de la pantalla principal que presenta el Activímetro BIODEX (Figura 3-3) y las funciones que cada una de ellas cumple.

Tabla 4-3. Opciones de la pantalla principal del Activímetro.

N°	Opción	Función
1	Garantía de Calidad del Calibrador de Dosis (Dose Calibrator Quality Assurance)	El programa de Garantía de Calidad del Calibrador de Dosis permite al usuario realizar y registrar una variedad de pruebas del sistema para asegurar la integridad de las lecturas y cálculos.
2	Calibrador de Dosis (Dose Calibrator)	La lectura de actividad de la pantalla del Calibrador de Dosis se establece por defecto en el último isótopo seleccionado, o en Tc^{99m} si ningún isótopo ha sido seleccionado previamente.
3	Farmacia Nuclear (Nuclear Pharmacy)	Las funciones de Farmacia Nuclear le permite al sistema realizar operaciones de inventario y cromatografía que incluyen: Verificación de Half-Life., Ingreso de inventario de isótopos, Preparación del kit, Gráfico de dosis del paciente, Lista del inventario, Cromatografía y Cálculo de dosis futura.
4	Configuración (Utilities)	Las opciones de configuración del sistema permiten al usuario ingresar o personalizar varios parámetros para todo el sistema. Cualquier cambio realizado en los ajustes de configuración se guarda permanentemente al salir de la pantalla de Configuración.

Fuente: (BIODEX, 2016)

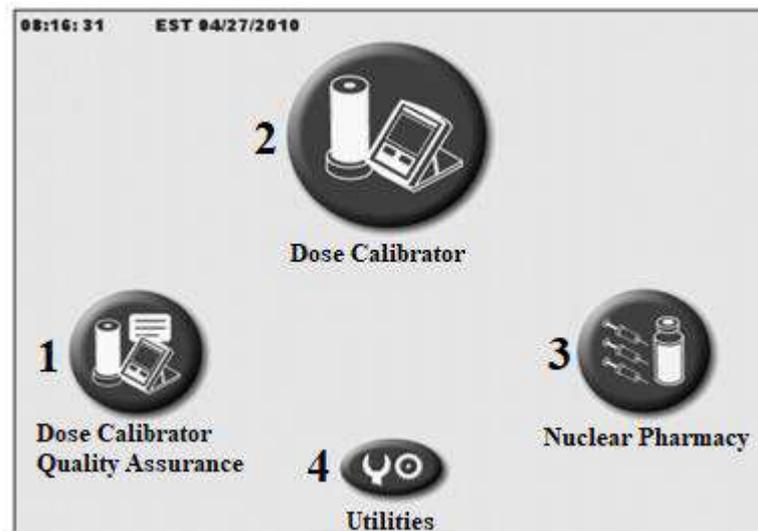


Figura 3-3. Pantalla principal del Activímetro BIODEX
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

3.3. Detector Geiger Müller

El detector Geiger-Müller, es un detector gaseoso que mide niveles de radiación. Consiste básicamente en un cilindro que tiene un hilo metálico en el centro, la pared actúa como polo positivo (ánodo) y el hilo como polo negativo (cátodo). En su interior contiene un gas generalmente Argón (Thermo Scientific, 2012).

El detector Geiger Müller detecta radiación alfa, beta y gamma. Cuando una partícula ionizante (α , β , γ) entra en su interior, ioniza a un átomo de Argón, el cual pasa a ser un ion (Ar^+). Los iones positrones viajan hacia el cátodo y los electrones hacia el ánodo hasta alcanzar la energía suficiente para volver a ionizar otros átomos generando una avalancha de electrones que dan lugar a un pulso o señal eléctrica. El tamaño del pulso que se obtiene en estos detectores, es independiente de la ionización causada por la partícula por lo que el detector solo cuenta número de partículas sin distinguir su naturaleza o su energía (Thermo Scientific, 2012). En la Tabla 5-3 se describen los componentes del detector Geiger Müller RADEYE B20-ER.

Tabla 5-3. Especificaciones técnicas del equipo de medición.

DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
Detector	Se encuentra incorporado con un tubo GM sensible que permite la detección de niveles de radiación bajos a medios.
Gamma Operacional	R/h: 0,02 a 10; rem/h: 0,2 a 10; mSv/h: 0,0002 a 100; mGy/h: 1,75 a 87,7 CPS: 500000
Dimensiones	130 mm * 67 mm * 62 mm
Anti saturación	La lectura se mantiene en plena escala en campos de hasta 100 veces la lectura máxima.
Gamma – Temperaturas	-20°C + 50°C





Fuente: (Thermo Scientific, 2012).

3.4. Pruebas de control de calidad realizadas en la Gammacámara.

3.4.1. Sensibilidad

La prueba de Sensibilidad permite evaluar la tasa de conteo de una gammacámara ante una fuente radiactiva de actividad conocida se la puede calcular mediante la ecuación (29) (Astudillo , y otros, 2014).

$$Si \left(\frac{cps}{Bq} \right) = \frac{\text{cuentas } i}{\frac{\text{tiempo adquisición}}{\text{Actividad } i}} \quad (29)$$

3.4.2. Reproducibilidad con el tiempo

Permite conocer la capacidad de la gammacámara para dar las coordenadas en las que se ha producido un evento (Astudillo , y otros, 2014).

3.4.3. Repetitividad con una dosis conocida

Se la realiza con el fin de determinar la precisión de la gammacámara, los resultados obtenidos deben tener un rango $\leq 10\%$ (Astudillo , y otros, 2014).

3.4.4. Tasa de Cuentas

Permite determinar el número máximo de cuentas por segundo en función de la actividad que es capaz de determinar la gammacámara hasta que esta se saturare (Astudillo , y otros, 2014), la prueba se debe realizar de manera individual con cada uno de los detectores y sin colimadores.

3.5. Fantoma antropomorfo

Los fantomas antropomórficos se aproximan a la anatomía del paciente en tamaño, forma, geometría y heterogeneidad, dando una imagen anatómicamente realista (Figura 4-3), estas estructuras simulan las densidades del tejido y la geometría del paciente (Independent Evaluations of IMRT Through the use of an Anthropomorphic Phantom, 2006).



Figura 4-3. Fantoma Antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

3.6. Técnica de adquisición de imagen para gammagrafía pulmonar en un fantoma antropomorfo.

Es una técnica que permite el estudio de la distribución regional en la ventilación y perfusión pulmonar, mediante la utilización de radiofármacos (Gammagrafía pulmonar de perfusión, 2000). Los radiofármacos utilizados son:

- El Tc^{99m} -DTPA se utiliza en estudios de ventilación, el cual se adhiere a los alveolos por vía aérea (traquea/bronquios). Tras su administración por inhalación el trazador accede al campo

pulmonar permitiendo observar posibles alteraciones en la captación de oxígeno en los pulmones (Gammagrafía pulmonar de perfusión, 2000).

- El Tc^{99m} - MAA en estudios de perfusión que embolizan el lecho pre-capilar pulmonar, sin producir alteraciones hemodinámicas. Tras su administración intravenosa, el trazador accede al árbol vascular pulmonar, donde se distribuye de acuerdo con la perfusión regional, poniendo de manifiesto eventuales alteraciones que se demostrarán por disminución del depósito regional del mismo (Gammagrafía pulmonar de perfusión, 2000).

3.6.1. Ventajas del uso del Tc^{99m} en estudios pulmonares.

Tiene la capacidad de emitir radiación γ de 140 keV la cual es ideal para la detección de la radiación, tiene fácil disponibilidad y es económico. Se obtiene a partir del proceso de elución del generador de Mo^{99} . Se lo administrar por inhalación permitiendo la concentración en segundos en los pulmones en cantidades suficientes para obtener la imagen de ventilación pulmonar, la administración intravenosa permite la rápida captación del radiofármaco marcando la irrigación sanguínea de los pulmones. Tiene un corto tiempo de vida media biológica de 2 a 20 minutos en estudios de ventilación y de 1 a 2 horas en estudios de perfusión (Gammagrafía pulmonar de perfusión, 2000).

3.6.2. Preparación previa del paciente para el estudio pulmonar.

El paciente no requiere una preparación previa, el radionúclido es administrado por vía inhalatoria hasta 8mCi (296 MBq) de Tc^{99m} - DTPA para el estudio de ventilación; para los estudios de perfusión pulmonar se administra por vía intravenosa una dosis de hasta 10 mCi (370 MBq), o se ajusta en la mayoría de los casos la dosis al peso del paciente (Gammagrafía pulmonar de perfusión, 2000). Después de administrar el radiofármaco se ubica al paciente en la posición decúbito supino en la camilla de la gammacámara.

3.6.2.1. Instrumentación.

Para la realización de los estudios pulmonares se requiere del uso de un colimador de agujeros paralelo y una ventana del 20% centrada en 140 keV con una matriz: 128×128 pixeles o superior y un zoom de 1.

3.6.2.2. Tiempo de adquisición.

Se realizó la toma de imágenes con un tiempo de adquisición de 18 minutos por cada posición, (anteroposterior, oblicuas posteriores y oblicuas anteriores), con 500000 cuentas (Gammagrafía pulmonar de perfusión, 2000). Se inyectó una dosis de 20 mCi a cada uno de los pulmones como se observa en la Figura 5-3, posteriormente se procede a la inserción de los pulmones en el centro del fantoma (Figura 6-3).



Figura 5-3. Inyección de Tc^{99m} en Pulmones para el fantoma antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselín, 2018



Figura 6-3. Inserción de los pulmones en el fantoma antropomorfo.

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

En la Figura 7-3 se observa el posicionamiento decúbito supino del fantoma con los detectores en modo H para la adquisición de las imágenes.



Figura 7-3. Posicionamiento del Fantoma para la adquisición de imágenes.

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Figura 8-3 se puede apreciar los pulmones en un corte coronal, donde se puede identificar zonas con una mayor cantidad de captación del radiofármaco, conocida como zona caliente (negro) lo cual puede ser diagnosticado como un tipo de patología, y la zona naranja y amarilla indica una captación normal en el área pulmonar.

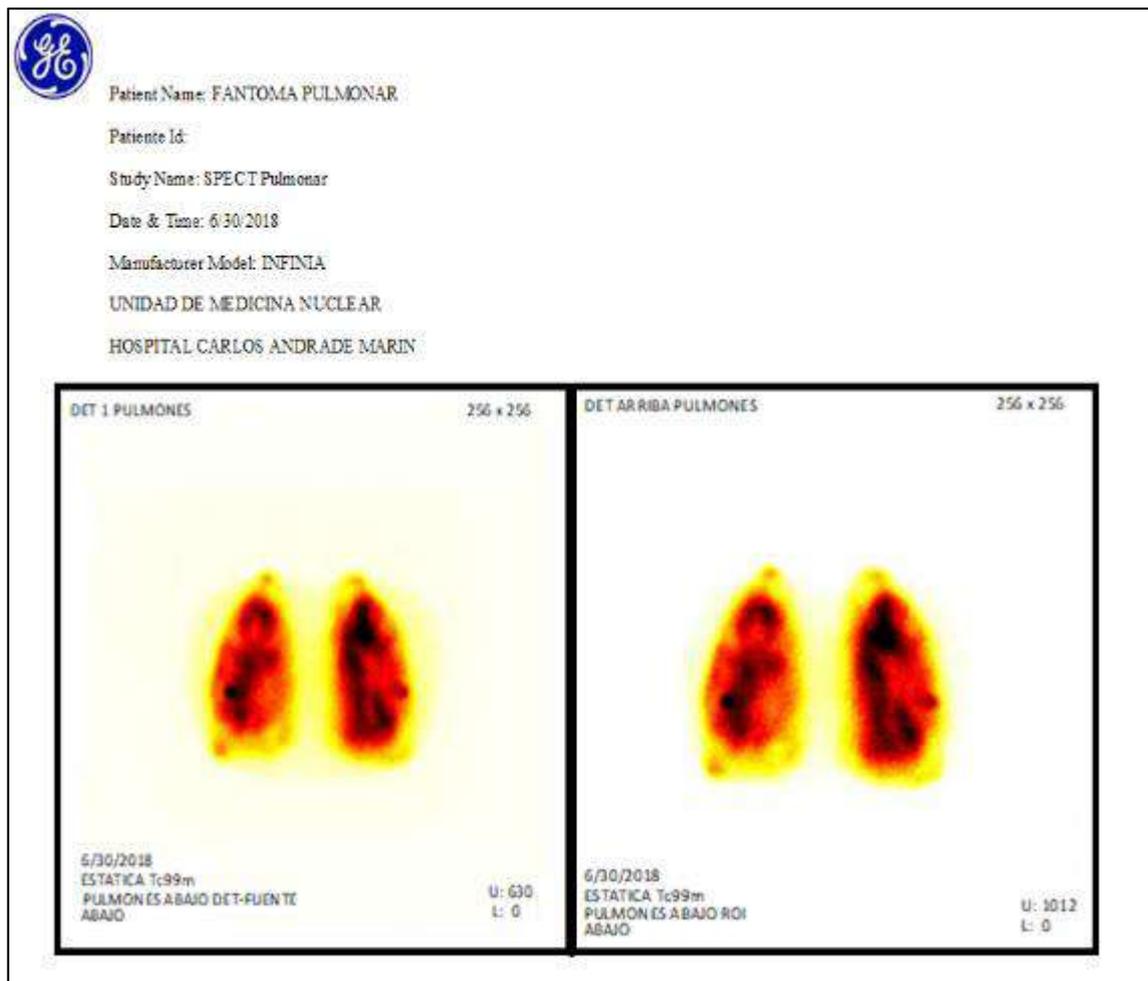


Figura 8-3. Gammagrafía pulmonar en el Fantoma Antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

3.7. Técnica de adquisición de imagen de gammagrafía cardiaca en el fantoma antropomorfo.

Es la técnica que permite el diagnóstico y evaluación de las arterias coronarias, cardiomiopatía, y para identificar el posible daño al corazón causado por la quimioterapia o radioterapia (Radiological Society of North America, 2018).

3.7.1. Preparación previa del paciente para estudios cardiacos:

El radiofármaco utilizado en estudios cardiológicos es el Tc^{99m} -MIBI (6-metoxi-isobutilisonitrilo), el cual es administrado por vía intravenosa, las dosis a administrarse son de 10 mCi por cada 70 kg, para estudios de esfuerzo y de 30 mCi por cada 70 kg en el caso de los estudio de

reposo (Figura 9-3). Para estudios cardiacos en esfuerzo o farmacológico el paciente debe acudir a la unidad de MN con un ayuno mínimo de 3 horas, opcional para el reposo (Chavez Duque, 2008).

Si el paciente toma medicación cardiológica como Betabloqueantes o Digitálicos estos deben ser suspendidos con 72 horas de anticipación y en el caso de Nitratos serán retirados con 24 horas de antelación al estudio de esfuerzo (Chavez Duque, 2008), debido a que estos medicamentos son considerados como “meta bloqueantes”, de no ser suspendidos con el tiempo indicado estos dificultarían la aceleración del corazón lo cual podría provocar una descompensación del paciente (desmayo).

El paciente debe mantenerse sin comer entre la primera inyección del radiofármaco y la adquisición de las imágenes (30 min después del estudio en esfuerzo), con el fin de evitar la interposición de asas intestinales, las cuales dificultarían la reconstrucción del estudio, pudiendo causar artefactos, una vez aplicado el radiofármaco se ubica al paciente sobre la camilla de la gammacámara Infinia en decúbito supino con los miembros superiores flexionados sobre la cabeza (Chavez Duque, 2008).

Terminada la primera toma de imágenes, se inyecta la triple dosis al paciente, una vez administrada la segunda dosis al paciente este deberá consumir una comida rica en grasa debido a que el MIBI se fija en el hígado, los alimentos grasos favorecen la eliminación hepatobiliar del radiofármaco disminuyendo así la irradiación de la vesícula (Chavez Duque, 2008), eliminando la posibilidad de encontrar falsos positivos.

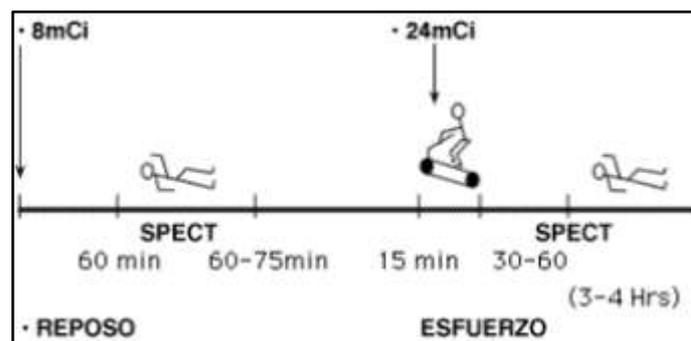


Figura 9-3. Protocolo Tc^{99m} -MIBI reposo-esfuerzo.
Fuente: (Chavez Duque, 2008)

3.7.1.1. Forma de administración.

Para el estudio cardiaco en esfuerzo el radiofármaco se administra al paciente el momento de esfuerzo máximo, manteniendo al paciente en el esfuerzo máximo durante 1 a 2 min de ser posible. Para los estudios sensibilizados con dipiridamol (estudio farmacológico) el radiofármaco es administrado 2 min después de haber sido administrado el dipiridamol, transcurridos 30 min de haber sido administrado el radiofármaco el paciente es ubicado en la camilla en posición decúbito supino con los miembros superiores flexionados sobre la cabeza para la adquisición de las primeras tomas. Finalizada la adquisición de las primeras imágenes se inyecta la triple dosis al paciente (30 mCi) por vía intravenosa (Chavez Duque, 2008), el paciente pasara a la sala de espera en la cual deberá ingerir los alimentos indicados por el medico cardiólogo y esperar allí durante 3 horas para la toma de las imágenes en reposo.

3.7.1.2. Instrumentación.

Para la obtención de las imágenes cardiacas se esperar 30 min post-inyección para el estudio en esfuerzo, y 3 horas después de la administración para el estudio en reposo, se requiere del uso de un colimador LEHR (baja energía y alta resolución) con una ventana del 15% centrada en el foto pico de 140 keV (energía del Tc^{99m}), una matriz de 64x64 con una rotación de 180° con los colimadores en modo L, desde el Oblicuo Anterior Derecho (OAD) hacia el Oblicuo Posterior Izquierdo (OPI) y un zoom entre 1.5 y 2.

3.7.1.3. Tiempo de adquisición.

Para el estudio cardiaco en esfuerzo y reposo se requiere de la toma de imágenes con un tiempo igual a 18 min por cada uno de los estudios. Se administró una dosis de 20 mCi al corazón (Figura 10-3, Figura 14-3), se procede al posicionamiento del corazón en el fantoma antropomorfo (Figura 11-3, Figura 15-3) para finalmente posicionar al fantoma en la gammacámara (Figura 12-3, Figura 16-3) y obtener las imágenes cardiacas (Figura 13-3, Figura 17-3).

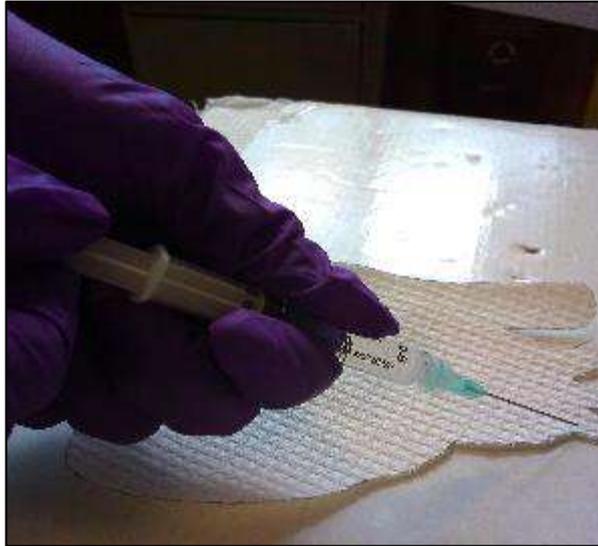


Figura 10-3. Inyección de Tc^{99m} en el corazón en reposo para el fantoma antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.



Figura 11-3. Inserción del corazón en el fantoma antropomorfo
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.



Figura 12-3. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Figura 13-3 se observa el resultado del estudio cardiaco en corte axial del fantoma antropomorfo.

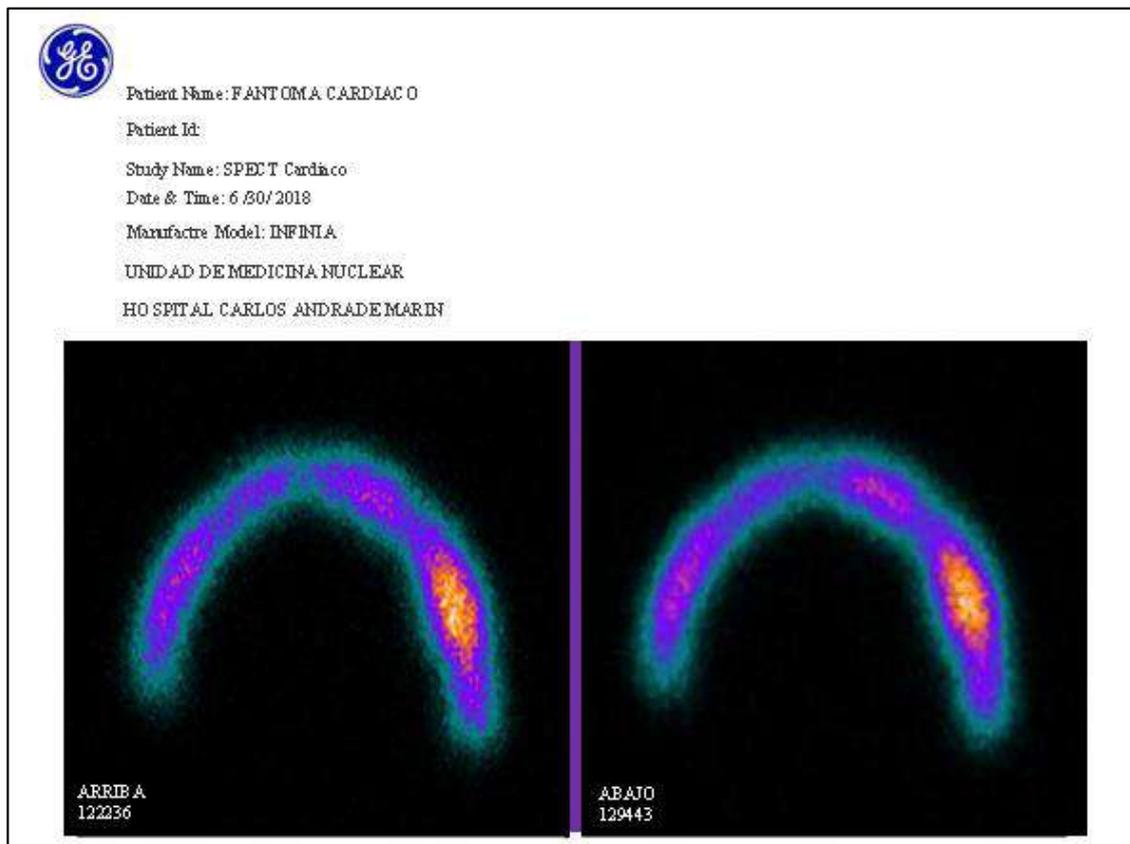


Figura 13-3. Gammagrafía cardiaca en reposo en el fantoma antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.



Figura 14-3. Inyección del Tc^{99m} en el corazón en esfuerzo para el fantoma antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.



Figura 15-3. Inserción del corazón en el fantoma antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.



Figura 16-3. Posicionamiento del fantoma en la gammacámara.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

La Figura 17-3 es el resultado obtenido del estudio cardiaco en un corte sagital del corazón en el fantoma antropomorfo.

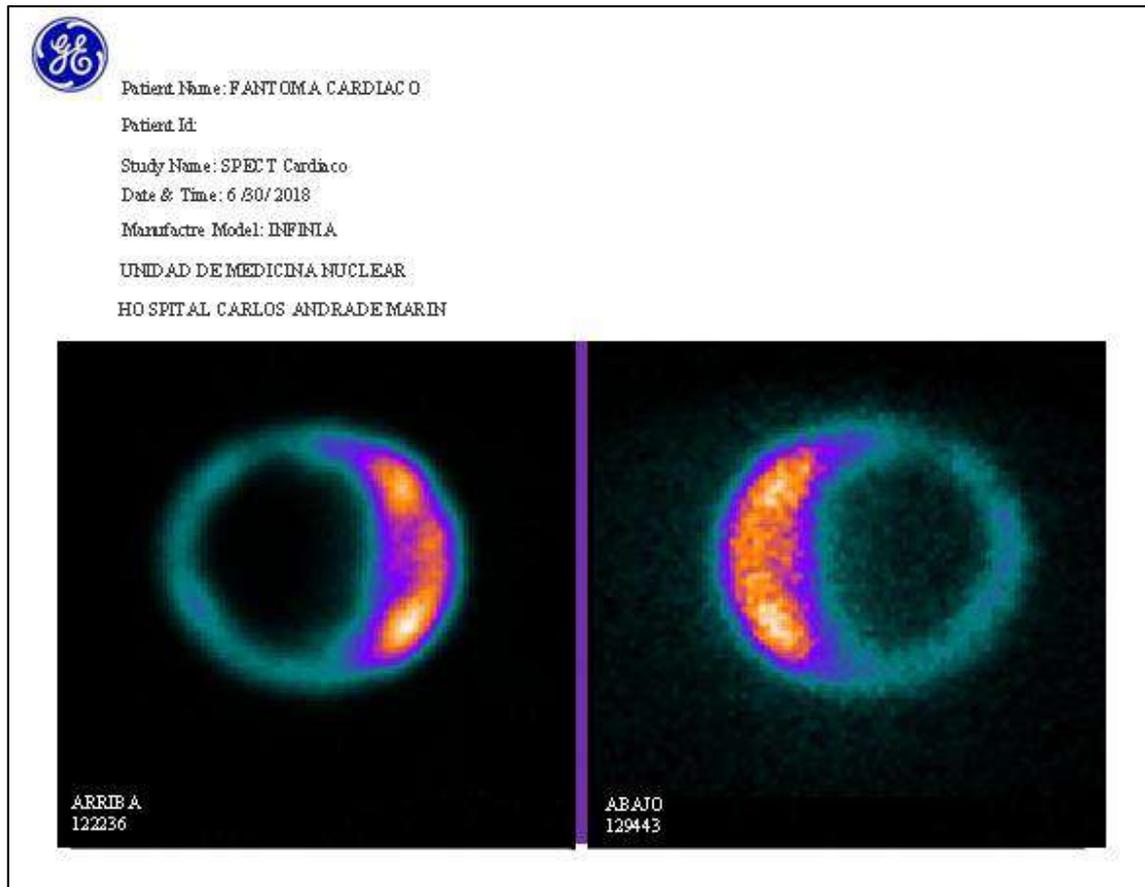


Figura 17-3. Gammagrafía cardiaca en esfuerzo en el fantoma antropomorfo.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

3.7.2. Evaluación del sistema cardiaco.

En cualquier estudio que implique el uso de un radioisótopo para evaluar el sistema cardiovascular deberá especificarse si fue realizada en reposo o esfuerzo (farmacológicamente con fármacos vasodilatadores) (Figura 18-3). El estado de esfuerzo, puede ser producido por el ejercicio (banda de esfuerzo) o inducido con fármacos vasodilatadores (Chain, y otros, 2015).

Para obtener imágenes SPECT con Tc^{99m} -MIBI, se administran dosis de alrededor de 10 mCi para el primer estudio (esfuerzo). Esta dosis es factible, dada la mayor captación del miocardio en el esfuerzo. En el estudio de reposo, realizado tres horas después, se requiere de una dosis de 25-30 mCi (Chain, y otros, 2015) conocida como triple dosis.

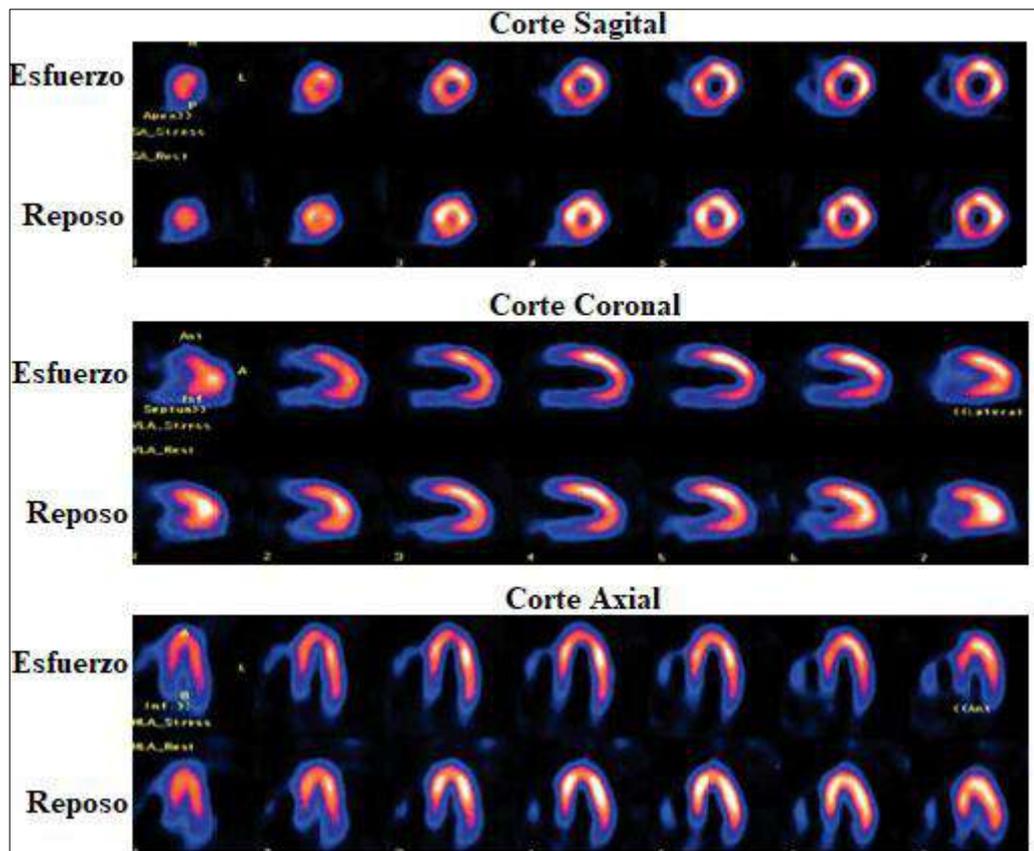


Figura 18-3. SPECT cardiaco normal con Tc^{99m} -MIBI en tres cortes.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018

3.7.3. Evaluación pulmonar

El estudio del aparato respiratorio cumple con la función de evaluar específicamente alguna de sus características. No se valora específicamente los pulmones, sino que depende del radiofármaco empleado y su forma de administración (Chain, y otros, 2015). Cuando el Tc^{99m} es unido a MAA, este será administrado por vía intravenosa con el fin de analizar la irrigación sanguínea de los pulmones, mientras que si el Tc^{99m} es unido a DTPA será aspirado por el paciente con el fin de analizar la distribución de oxígeno en los pulmones.

El Tc^{99m} -MAA (Macroagregados de albumina), permiten obtener imágenes de la distribución de la sangre en los pulmones, conocida como perfusión pulmonar, este radiofármaco es administrado por vía endovenosa. La distribución del Tc^{99m} -MAA en los pulmones, es función del flujo sanguíneo pulmonar regional. El lugar donde se alojan las partículas marcadas, es porque llega sangre. En un sujeto normal se obtiene una imagen de distribución uniforme en ambos campos pulmonares (Figura 19-3) (Chain, y otros, 2015).

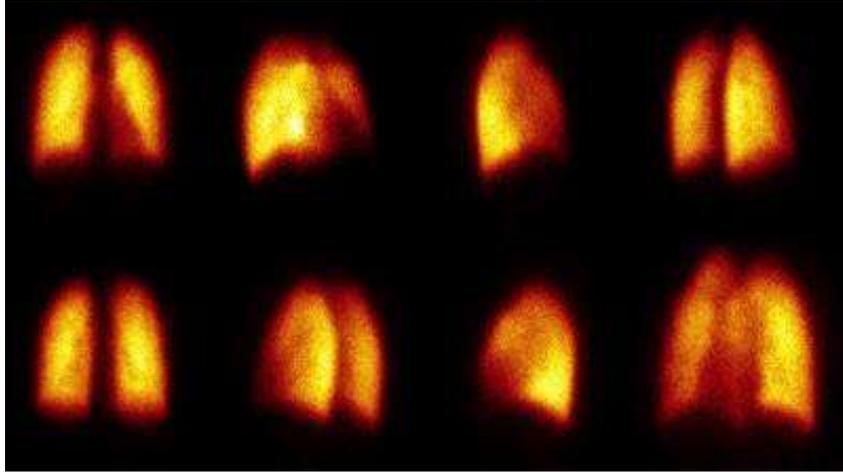


Figura 19-3. Gammagrafía de Perfusión pulmonar normal.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018

Mientras que para obtener imágenes de la distribución del aire en los pulmones se utiliza el Tc^{99m} -DTPA (ácido dietil-entriamino-pentacético), conocido como examen de ventilación pulmonar, el cual es administrado por inhalación, el Tc^{99m} -DTPA se deposita, además de los alvéolos, en la vía aérea (traquea/bronquios). La distribución en los pulmones es muy uniforme. Las imágenes del centellograma de ventilación obtenida en un sujeto normal muestran una distribución uniforme de la actividad (Figura 20-3) (Chain, y otros, 2015).

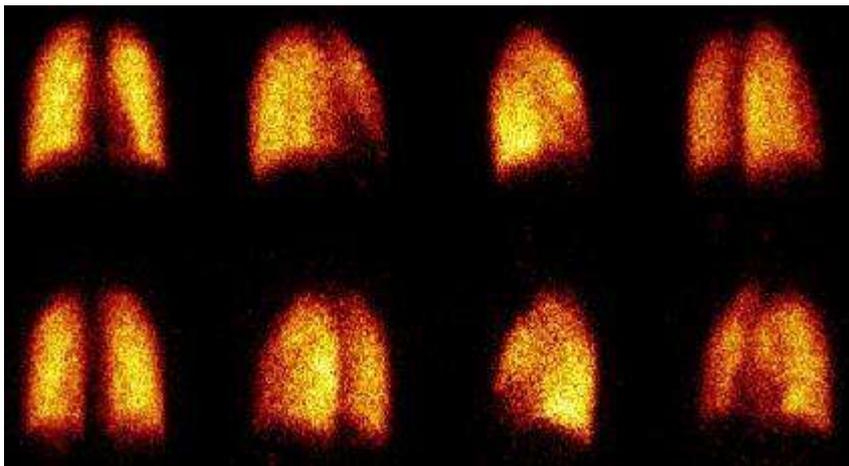


Figura 20-3. Gammagrafía de Ventilación pulmonar normal.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

CAPÍTULO IV

4. Análisis e interpretación de resultados.

4.1. Análisis de datos de las pruebas de control de calidad de la Gammacámara General Electric Modelo H3000WN Infinia Hawkeye.

4.1.1. Prueba de sensibilidad.

Para la realización de esta prueba se requiere del uso de una caja Petri con un diámetro $\leq 15\text{cm}$, en la cual se deposita 20 ml de agua destilada o solución salina y se posiciona en el centro del colimador, extraer en una jeringa una dosis bien definida no mayor a 2mCi (74 MBq) de $\text{Tc}^{99\text{m}}$, una vez vaciada la jeringa se mide la actividad que queda en la misma como residuo.

Los parámetros de adquisición que se utilizaron fueron una matriz de 512 x512, tasa de cuentas de 2500 Kcts, con el uso de la Ventana de adquisición clínica y un tiempo estimado: 25 a 30 min por cabezal. La sensibilidad de detección se obtiene al dividir el valor de contaje para la actividad de la fuente, se analiza el promedio y variación entre ellas para cada detector

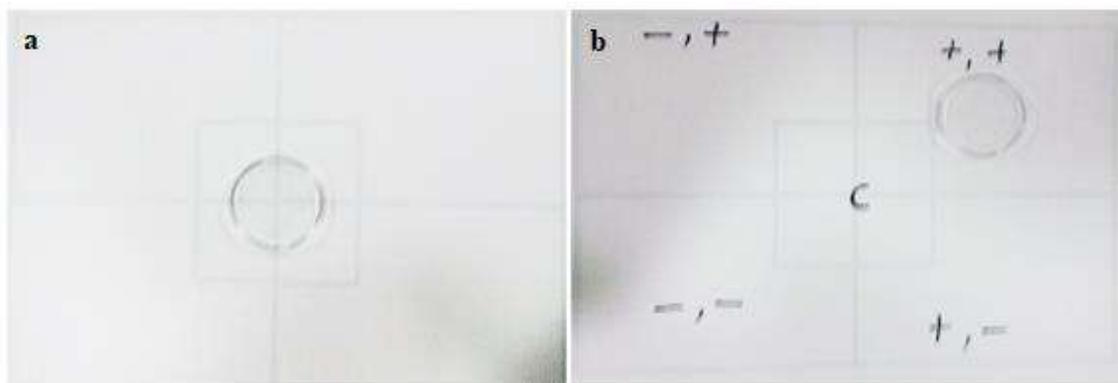


Gráfico 1-4. Prueba de sensibilidad de la gammacámara INFINIA.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En el Gráfico 1-4, se observa el posicionamiento de la caja Petri en el centro del colimador (a) y en (b) se muestra la ubicación de la caja Petri en el cuadrante superior derecho, de esta forma se ubicara la caja Petri, en cada uno de los cuatro cuadrantes de cada detector, los resultados obtenidos en la prueba de sensibilidad se detallan en la Tabla 1-4 y Tabla 2-4, se toma en consideración cada uno de los detectores de la gammacámara INFINIA.

Tabla 1-4. Sensibilidad Gammacámara Infinia del Detector 1.

Detector 1	Actividad (mci)	Tiempo de adquisición (s)	Tasa de cuentas (cps)	Sensibilidad (cps/uci)
Posición 1	1,93	447	5533,4	2,41
Posición 2	1,89	460	5382,9	2,36
Posición 3	1,73	495	4992,5	2,53
Posición 4	1,70	507	4879,4	2,52
Posición 5	1,67	515	4804,0	2,50
				2,46

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

Tabla 2-4. Sensibilidad Gammacámara Infinia del Detector 2.

Detector 2	Actividad (mci)	Tiempo de adquisición (s)	Tasa de cuentas (cps)	Sensibilidad (cps/uci)
Posición 1	1,61	531	4651,6	2,89
Posición 2	1,58	554	4460,5	2,82
Posición 3	1,55	564	4382,3	2,83
Posición 4	1,52	579	4268,3	2,81
Posición 5	1,49	592	4166,6	2,80
				2,83

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

Los dos detectores se encuentran dentro del rango aceptable no mayor al 5%, confirmando la veracidad de las imágenes obtenidas en el equipo. Comparando las Tablas 1-4 y 2-4, se observa que el detector 2 es más radio sensible, es decir detecta con mayor rapidez y exactitud la radiación emitida por la fuente ubicada en el detector.

4.1.2. Prueba de Reproducibilidad con el tiempo

En la Tabla 3-4 y 4-4, se describe el tiempo de adquisición de las imágenes, el número de cuentas detectadas por imagen y el valor porcentual de las cuentas de cada uno de los detectores. Se toma las cuentas a los 20 min como las cuentas de referencia para el cálculo del porcentaje en cada uno de los detectores, por lo tanto el valor de las cuentas en 20 min tiene un porcentaje de 0% ya que es el punto de partida que generalmente es detectada como radiación fondo por los detectores de la gammacámara, como se observa en las tablas los porcentajes no sobrepasan el 10% por lo tanto la gammacámara puede obtener imágenes de similar calidad a diferentes tiempos.

Tabla 3-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 1

Tiempo (min)	Cuentas	%
1	1079561	6,77326048
5	5323560	5,30463004
10	10481562	3,66718969
15	15351563	1,22240645
20	20221561	0
25	24051562	-4,84785225
30	27261563	-10,1237766

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

En el Gráfico 2-4 se representa cuentas vs. tiempo, se observa que la reproducibilidad en el detector 1 es lineal, demostrando que la adquisición de las imágenes no varía con el tiempo.

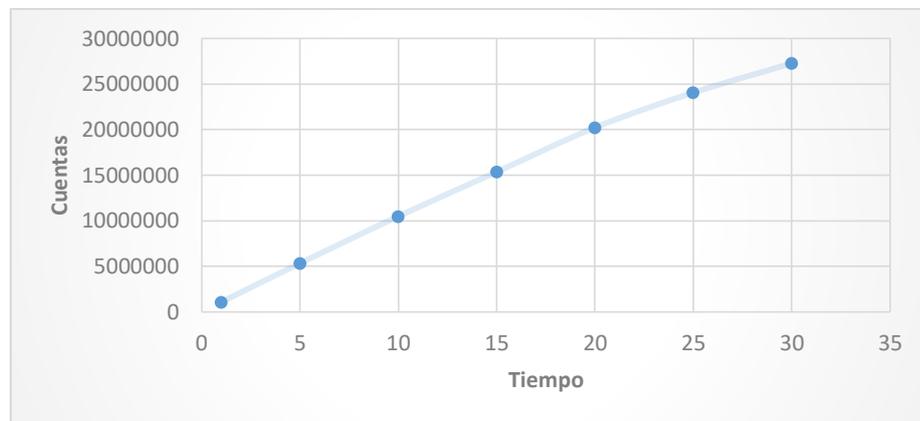


Gráfico 2-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 1 Gammacámara Infinia.

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

Tabla 4-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 2

Tiempo (min)	Cuentas	%
1	1079459	13,8165821
5	6144299	29,5691844
10	10567488	11,4220517
15	15767990	10,836924
20	18968396	0
25	24042589	-15,4695463
30	25815776	-9,2674081

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En el Gráfico 3-4 se representa el número de cuentas vs. tiempo, se observa que la reproducibilidad en el detector 2 es lineal con una pequeña desviación, debido a que el detector 2 es menos sensible en comparación con el detector 1, como se indica en la sección 4.1.1.

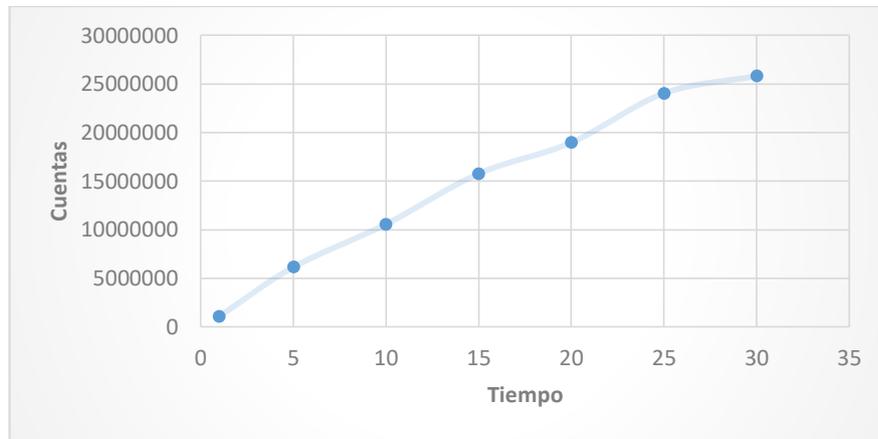


Gráfico 3-4. Reproducibilidad con el tiempo Detector 2 Gammacámara Infinia.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

4.1.3. Prueba de repetitividad con una dosis conocida.

Los resultados obtenidos en la realización de las pruebas se expresan en la Tabla 5-4, donde se observa que el equipo tiene un rango de precisión no mayor al 10%, por lo tanto es aceptable la adquisición de imágenes.

Tabla 5-4. Repetitividad con una dosis conocida Detector 1 y Detector 2.

Tiempo (min)	Cuentas Detector 1	Cuentas Detector 2
10	4746079	4570852
10	4670732	4546029
10	4405869	4375564
10	4306093	4135730
10	4235680	4106133
10	4274025	4036850
10	4111961	4035207
10	4036080	4018103
10	4029863	3979863
10	4017756	3919756
PROMEDIO	4283413,8	4172408,7
Desviación Estándar	259782,582	237411,273
Desviación %	6,065	5,690

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

4.1.4. Prueba de tasa de cuentas en la gammacámara.

Para la realización de esta prueba se requirió del uso de una caja Petri la cual contenía 10 ml de solución salina y una dosis de $70 \pm 5 \mu\text{Ci}$ diluida con solución salina en una jeringuilla de 1 ml, la prueba se realiza de manera individual por cada uno de los detectores sin colimador y se toma el número de cuentas leídas por el detector 1 y 2 mientras se sigue depositando 0,05ml de la jeringuilla Tabla 6-4 y Tabla 7-4.

Tabla 6-4. Tasa de cuentas en función de la actividad del Detector 1.

Actividad (μCi)	Volumen (ml)	Cuentas
3,5	0,05	14,2
7,0	0,10	20,48
10,5	0,15	36,16
14,0	0,20	51,92
17,5	0,25	70,39
21,0	0,30	87,90
24,5	0,35	102,18
28,0	0,40	117,39
31,5	0,45	134,54
35,0	0,50	140,94
38,5	0,55	144,64
42,0	0,60	145,86
45,5	0,65	144,28
49,0	0,70	139,75
52,5	0,75	133,35
56,0	0,80	125,70
59,5	0,85	118,28
63,0	0,90	108,98
66,5	0,95	100,77
70,0	1,00	93,64

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

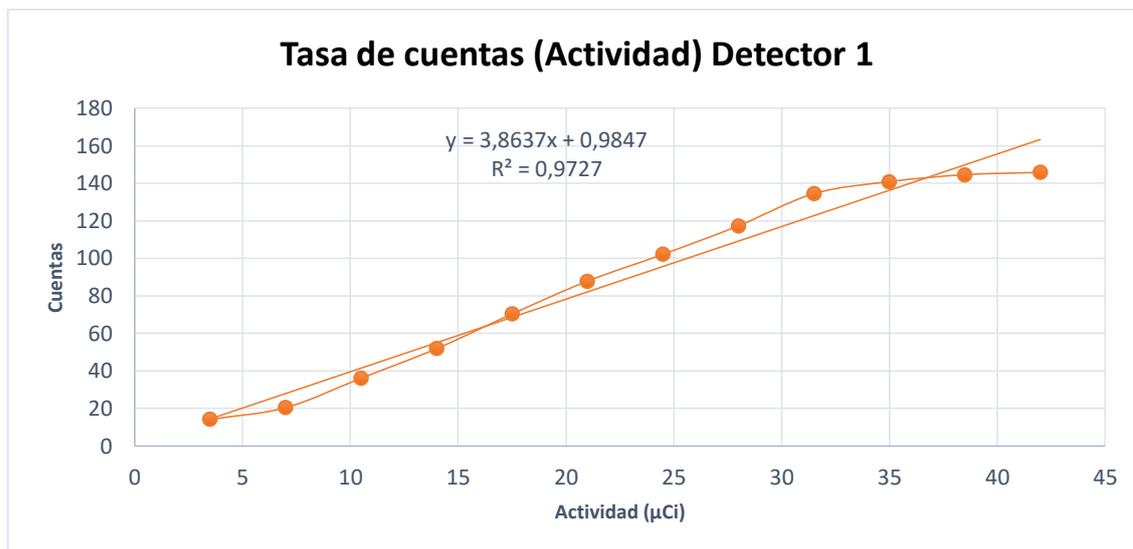


Gráfico 4-4. Tasa de cuentas Detector 1 – Gammacámara Infinia.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Tabla 7-4. Tasa de cuentas en función de la actividad del Detector 2.

Actividad (µCi)	Volumen (ml)	Cuentas
3,55	0,05	6,26
7,10	0,10	10,82
10,65	0,15	15,00
14,20	0,20	22,05
17,75	0,25	29,19
21,30	0,30	40,20
24,85	0,35	52,49
28,40	0,40	68,74
31,95	0,45	86,11
35,50	0,50	100,93
39,05	0,55	115,92
42,60	0,60	128,03
46,15	0,65	137,13
49,70	0,70	141,86
53,25	0,75	143,31
56,80	0,80	142,20
60,35	0,85	137,48
63,90	0,90	128,45
67,45	0,95	122,52
71,00	1,00	113,71

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

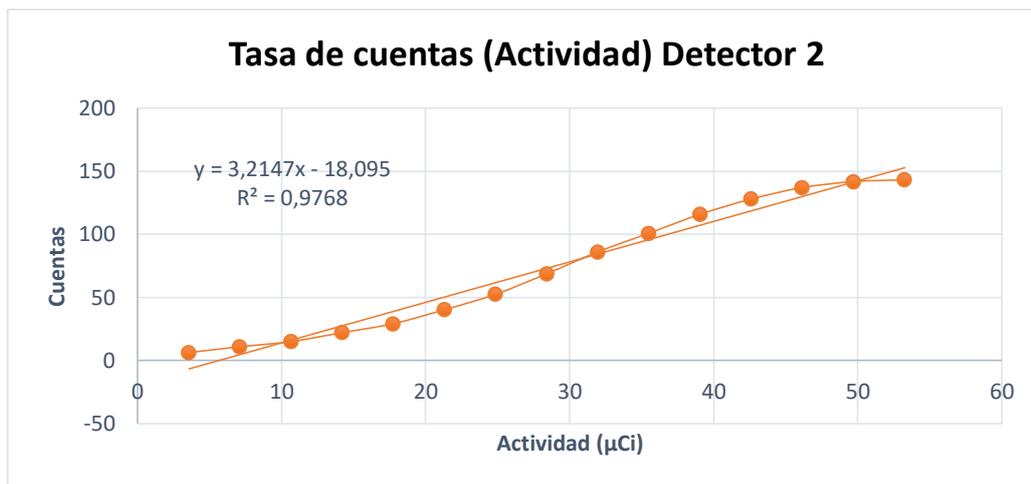


Gráfico 5-4. Tasa de cuentas Detector 2 – Gammacámara Infinia.
Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Comparando las Tablas 6-4 y 7-4, se concluye que: el Detector 1 tiene mayor capacidad de determinación de cuentas máximas por segundo antes de que este se sature, permitiendo una mayor capacidad de detección de la radiación. Los Gráficos 4-4 y 5-4, muestran actividad vs. cuentas, en la cual se puede apreciar que tiene una pequeña desviación pero la cual se encuentra dentro del $\pm 5\%$, el cual es un rango aceptable certificando que los detectores de la gammacámara Infinia obtienen imágenes con un alto número de cuentas, antes de que estos se saturen y por lo tanto la actividad que puede ser detectada por la gammacámara es alta.

4.2. Análisis de datos en estudios pulmonares en el Fantoma Antropomorfo

4.2.1. Análisis de datos mediante el método MIRD

Para la simulación de estudios pulmonares en el fantoma antropomorfo se utilizó una actividad de 20 ± 5 mCi (740 ± 185 MBq), con un tiempo de adquisición de 30s, aplicando la ecuación (19) y reemplazando las cuentas obtenidos de la Figura 13-3 calculamos la sensibilidad del fantoma.

$$\text{Sensibilidad del fantoma} = \frac{740 \text{ MBq}}{153874 \left(\frac{\text{cts}}{\text{s}}\right) * (30 \text{ s})}$$

$$\text{Sensibilidad del fantoma} = 160,304 * 10^{-6} \frac{\text{MBq}}{\text{cts}}$$

Una vez obtenida la sensibilidad del fantoma y aplicando la ecuación (20) con el ROI resultante de la Figura 17-3 se obtuvo la actividad inicial.

$$A_0 = \left(160,304 * 10^{-6} \frac{MBq}{cts} \right) * (150312 \text{ cts})$$

$$A_0 = 24.096 \text{ MBq}$$

Conociendo el valor de la actividad inicial aplicamos la ecuación (18), encontramos de esta manera la actividad integrada en el estudio pulmonar.

$$\tilde{A} = \frac{24.096 \text{ MBq}}{\left(\frac{\text{Ln}(2)}{1,48 \text{ h}} \right) + \left(\frac{\text{Ln}(2)}{6,02 \text{ h}} \right)} = 41,30 \text{ MBq} \cdot \text{h}$$

$$\tilde{A} = 41,30 \text{ MBq} \cdot \text{h} \left(\frac{3600 \text{ s}}{1 \text{ h}} \right)$$

$$\tilde{A} = 148666,411 \text{ MBq} \cdot \text{s}$$

Reemplazando el valor de la actividad integrada, se aplica la ecuación (17) del método MIRD y sabiendo que el valor del factor $S(\text{corazón} \leftarrow \text{pulmón})$ es de $4,40 * 10^{-7} \frac{mGy}{MBq \cdot s}$ (ver Anexo A) se obtiene la dosis en el órgano de interés (corazón) D_T :

$$D_T = (148666,411 \text{ MBq} \cdot \text{s}) * \left(4,40 * 10^{-7} \frac{mGy}{MBq \cdot s} \right)$$

$$D_T = 0,065 \text{ mGy}$$

4.2.2. Análisis de datos mediante el método de los Coeficientes de Atenuación

Se utilizó una actividad de 20 ± 5 mCi (740 ± 185 MBq) para cada pulmón y se aplicó la ecuación (26) para el cálculo de la actividad captada por cada uno de los pulmones tomándolos a cada uno de forma individual como órgano fuente.

$$A_{\text{pulmón derecho}} = \frac{740 \text{ MBq}}{600 \text{ g}} = 1,23 \frac{\text{MBq}}{\text{g}}$$

$$A_{\text{pulmón derecho}} = 1,23 * 10^6 \frac{\text{desintegraciones}}{\text{g} * \text{s}}$$

$$A_{\text{Pulmón izquierdo}} = \frac{740 \text{ MBq}}{500 \text{ g}} = 1,48 \frac{\text{MBq}}{\text{g}}$$

$$A_{\text{Pulmón izquierdo}} = 1,48 * 10^6 \frac{\text{desintegraciones}}{\text{g} * \text{s}}$$

Una vez obtenidas las actividades de cada uno de los pulmones, se procedió al cálculo de los promedios de los coeficientes de atenuación del pulmón derecho e izquierdo mediante la ecuación (25), valores que me sirven para determinar la fracción de dosis absorbida.

$$\mu_{\text{Pulmón Derecho}} = \frac{0,449 + 0,477 + 0,616 + 0,444 + 0,515 + 0,475 + 0,472 + 0,488 + 0,490 + 0,541 + 0,690 + 0,572 + 0,476 + 0,828 + 0,943}{15}$$

$$\mu_{\text{Pulmón Derecho}} = 0,565$$

$$\mu_{\text{PI}} = \frac{0,5 + 0,73 + 0,46 + 0,54 + 0,71 + 0,85 + 0,51 + 0,51 + 0,73 + 0,9 + 0,52 + 0,52 + 0,63 + 0,54 + 0,43 + 0,38 + 0,59 + 0,7}{18}$$

$$\mu_{\text{Pulmón Izquierdo}} = 0,597$$

Los valores determinados de los μ , son reemplazados en la ecuación (23) para obtener la fracción de dosis absorbida (Af) en el pulmón derecho e izquierdo.

$$Af_{\text{Pulmón Derecho}} = 1 - e^{-0,565 * 6,89} = 0,98$$

$$Af_{\text{Pulmón Izquierdo}} = 1 - e^{-0,612 * 5,99} = 0,97$$

Con los Af obtenidos y reemplazándolos en la ecuación (22) sabiendo que la actividad del Tc^{99m} es de 140 keV (0,14MeV).

$$D_{s-\text{Pulmón Derecho}} = 1,6 * 10^{-10} \frac{\text{Gy} * \text{g}}{\text{MeV}} \left(1,23 * 10^6 \frac{\text{desintegraciones}}{\text{g} * \text{s}} \right) (0,14 \text{ MeV}) (0,98)$$

$$D_{s-\text{Pulmón Derecho}} = 0,027 * 10^{-3} \text{ Gy} = \mathbf{0,027 \text{ mGy}}$$

$$D_{s-Pulmón Izquierdo} = 1,6 * 10^{-10} \frac{Gy * g}{MeV} \left(1,48 * 10^6 \frac{desintegraciones}{g * s} \right) (0,14 MeV)(0,97)$$

$$D_{s-Pulmón Izquierdo} = 0,032 * 10^{-3} Gy = \mathbf{0,032 mGy}$$

Los resultados obtenidos previamente se los aplicó en la ecuación (21) dando como resultado los coeficientes de atenuación (D_T), sabiendo que “x”, es la distancia desde el centro del corazón hacia el centro del pulmón derecho e izquierdo son 0,35 cm y 0,14 cm respectivamente:

$$D_T \text{ pulmón derecho} = 0,027 mGy * e^{-(0,565)(0,35)} = 0,0222 mGy$$

$$D_T \text{ pulmón izquierdo} = 0,032 mGy * e^{-(0,597)(0,14)} = 0,0296 mGy$$

La suma de los D_H de los dos pulmones es la dosis total captada por el corazón.

$$D_T \text{ corazón} = \mathbf{0,0518 mGy}$$

El coeficiente de atenuación obtenido es comparando con los valores establecidos por la ICRP 60, donde se indica que la dosis máxima captada por el corazón no debe sobrepasar los 0,05 mGy, por lo tanto la dosis captada por el corazón con órgano fuente los pulmones se encuentra dentro de los límites establecidos

4.3. Análisis de datos en estudios cardiacos en el Fantoma Antropomorfo.

4.3.1. Análisis de datos mediante el método MIRD

Para la simulación de estudios cardiacos en el fantoma antropomorfo se utilizó una actividad conocida de 20 ± 5 mCi (740 ± 185 MBq), con un tiempo de adquisición de 30s, aplicando la ecuación (19) y reemplazando las cuentas obtenidos de la Figura 8-3 calculamos la sensibilidad del fantoma.

$$Sensibilidad \text{ del fantoma} = \frac{740 MBq}{2651656 \left(\frac{cts}{s} \right) * (30 s)}$$

$$\text{Sensibilidad del fantoma} = 9,302 * 10^{-6} \frac{\text{MBq}}{\text{cts}}$$

Conociendo la sensibilidad del fantoma se procede a aplicar la ecuación (20), conociendo el ROI de la Figura 8-3 se obtuvo la actividad inicial.

$$A_0 = \left(9,302 * 10^{-6} \frac{\text{MBq}}{\text{cts}} \right) * (2619928 \text{ cts})$$

$$A_0 = 24,371 \text{ MBq}$$

El resultado de la actividad inicial se lo reemplaza en la ecuación (18), encontrando la actividad integrada en el estudio cardiaco.

$$\tilde{A} = \frac{24,371 \text{ MBq}}{\left(\frac{\text{Ln}(2)}{1,48 \text{ h}} \right) + \left(\frac{\text{Ln}(2)}{6,02 \text{ h}} \right)} = 41,76 \text{ MBq} \cdot \text{h}$$

$$\tilde{A} = 41,76 \text{ MBq} \cdot \text{h} \left(\frac{3600 \text{ s}}{1 \text{ h}} \right)$$

$$\tilde{A} = 150368,415 \text{ MBq} \cdot \text{s}$$

Una vez obtenida \tilde{A} se aplica la ecuación (17) del método MIRD, conociendo el valor del factor $S(\text{pulmón} \leftarrow \text{corazón})$ es de $4,59 * 10^{-7} \frac{\text{mGy}}{\text{MBq} \cdot \text{s}}$ (ver Anexo 1) tengo como resultado la dosis absorbida por los pulmones:

$$D_T = (150368,415 \text{ MBq} \cdot \text{s}) * \left(4,59 * 10^{-7} \frac{\text{mGy}}{\text{MBq} \cdot \text{s}} \right)$$

$$D_T = 0,069 \text{ mGy}$$

4.3.2. Análisis de datos mediante el método de los Coeficientes de Atenuación.

Se utilizó una actividad de 20 mCi \pm 5 mCi (740 \pm 185 MBq), se aplicó la ecuación (26) para el cálculo de la actividad captada por el corazón.

$$A_{\text{corazón}} = \frac{740 \text{ MBq}}{275 \text{ g}} = 2,691 \frac{\text{MBq}}{\text{g}}$$

$$A_{\text{corazón}} = 2,691 * 10^6 \frac{\text{desintegraciones}}{g * s}$$

Una vez obtenida la actividad captada por el corazón, se calculó del promedio de los coeficientes de atenuación mediante la ecuación (25).

$$\mu_{\text{Corazón}} = \frac{0,48 + 0,608 + 0,46 + 0,421 + 0,514 + 0,537 + 0,588 + 0,626 + 0,714 + 0,807 + 0,486}{11}$$

$$\mu_{\text{Corazón}} = 0,567$$

El μ del corazón se reemplaza en la ecuación (23) para obtener la fracción de dosis absorbida (Af).

$$Af = 1 - e^{-0,567 * 6,22}$$

$$Af = 0,971$$

Una vez obtenida la actividad captada por el corazón, fracción de dosis absorbida y conociendo que la actividad del Tc^{99m} es de 140 keV (0,14MeV), se los reemplaza en la ecuación (22)

$$D_s \text{ corazón} = 1,6 * 10^{-10} \frac{\text{Gy} * g}{\text{MeV}} \left(2,691 * 10^6 \frac{\text{desintegraciones}}{g * s} \right) (0,14 \text{MeV})(0,971)$$

$$D_s \text{ corazón} = 0,059 * 10^{-3} \text{Gy} = \mathbf{0,059 \text{ mGy}}$$

Conociendo el $\mu_{\text{corazón}}$ y $D_s \text{ corazón}$ previamente, se los aplicó en la ecuación (21) dando como resultado los coeficientes de atenuación (D_H), sabiendo que “x” es la distancia entre el corazón y pulmones, para el pulmón derecho e izquierdo son 0,35 cm y 0,14 cm respectivamente:

$$D_T \text{ pulmón derecho} = 0,059 \text{ mGy} * e^{-(0,567)(0,35)} = 0,048 \text{ mGy}$$

$$D_T \text{ pulmón izquierdo} = 0,059 \text{ mGy} * e^{-(0,567)(0,14)} = 0,054 \text{ mGy}$$

Con los productos obtenidos y comparando con los valores establecidos por la (ICRP, 2011) la dosis captada por los pulmones no debe sobrepasar los 0,12 mGy, se observa que las dosis

recibidas por cada uno de los pulmones con el corazón como órgano fuente no sobrepasa los límites establecidos.

4.4. Cálculo del tiempo de vida media efectiva del Tc^{99m} de los órganos en la zona torácica.

Se realizó la adquisición de datos en 10 pacientes adultos para los diferentes estudios torácicos, tomando las medidas con el detector Geiger Müller a una distancia de 5 cm a los 0min, 15min, 30min, 60min pos administración del radiofármaco. En la Tabla 8-4, Tabla 9-4, Tabla 10-4, Tabla 11-4 y Tabla 12-4 se especifica el estudio realizado, la dosis administrada al paciente, número de paciente y los datos obtenidos con el detector.

En la Tabla 8-4 realizando una comparación entre el Paciente 5 el cual recibe una dosis de 39,86 mCi de Tc^{99m}-DTPA y el Paciente 9 el cual recibió una dosis de 41,91 mCi se observa que la captación del fármaco a los 0 min es mayor en el paciente 5, esto se puede interpretar que el Paciente 5 realizó de mejor manera la aspiración del radiofármaco, o que el Paciente 9 no realizó de manera adecuada la aspiración del radiofármaco o presenta problemas en la captación de oxígeno en los pulmones, lo cual es determinado por el médico nuclear en el análisis de las imágenes resultantes.

Tabla 8-4. Pacientes en estudios de ventilación pulmonar con dosis de 40±5 mCi.

VENTILACIÓN PULMONAR					
TIEMPO	DOSIS (mCi)	0 min (μSv/h)	15 min (μSv/h)	30 min (μSv/h)	60 min (μSv/h)
Paciente 1	39,79	18,4	14,9	10,8	8,73
Paciente 2	36,00	9,5	6,93	5,92	3,72
Paciente 3	37,85	5,73	3,92	2,3	1,49
Paciente 4	39,14	7,4	6,38	4,92	3,73
Paciente 5	39,86	19,4	16,03	14,23	11,9
Paciente 6	37,40	14,6	12,64	9,58	5,38
Paciente 7	36,05	5,9	3,9	2,64	0,74
Paciente 8	40,42	13,8	10,73	9,03	8,42
Paciente 9	41,91	2,21	1,69	1,21	0,98
Paciente 10	37,85	9,75	7,63	5,62	3,29

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Tabla 8-4 se realiza una comparación entre los resultados del Paciente 5 y Paciente 9 a los cuales se les administró una dosis de 11,91 mCi y 11,83 mCi de Tc^{99m}-MAA respectivamente

mostrando una captación mayor del radiofármaco a los 0 min en el Paciente 5, lo cual confirmaría que el Paciente 9 presenta problemas tanto en la captación de oxígeno al igual que problemas en la irrigación sanguínea de los pulmones.

Tabla 9-4. Pacientes en estudios de perfusión pulmonar con dosis de 10 ± 5 mCi.

PERFUSIÓN PULMONAR					
TIEMPO	DOSIS (mCi)	0 min (μSv/h)	15 min (μSv/h)	30 min (μSv/h)	60 min (μSv/h)
Paciente 1	8,53	216	152	141	98,8
Paciente 2	9,19	221	221	184	150
Paciente 3	8,66	200	134	110	99,8
Paciente 4	12,62	301	141	134	123
Paciente 5	11,91	532	427	197	180
Paciente 6	7,39	132	127	120	92,8
Paciente 7	7,96	159	123	113	109
Paciente 8	10,00	208	185	147	119
Paciente 9	11,83	221	221	179	160
Paciente 10	7,44	188	150	109	90,4

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Tabla 9-4 realizando una comparación entre los resultados obtenidos del Paciente 9 y Paciente 10 los cuales reciben una dosis de 13,01 mCi de Tc^{99m} -MIBI se aprecia que el Paciente 9 tiene una mejor captación del radiofármaco a los 0 min pos administración, este resultado se los puede interpretar de diferentes maneras entre ellas que el Paciente 9 es más joven o no presenta problemas cardiacos de gravedad.

Tabla 10-4. Pacientes MUGA con dosis de 10 ± 5 mCi.

MUGA (VENTRICULOGRAFÍA CARDIACA)

TIEMPO	DOSIS (mCi)	0 min (μSv/h)	15 min (μSv/h)	30 min (μSv/h)	60 min (μSv/h)
Paciente 1	12,96	217	211	198	190
Paciente 2	18,70	807	711	531	302
Paciente 3	18,49	641	633	620	506
Paciente 4	18,16	636	521	492	379
Paciente 5	13,19	299	285	283	198
Paciente 6	13,14	315	291	284	252
Paciente 7	13,14	261	245	211	197
Paciente 8	13,04	402	334	266	237
Paciente 9	13,01	398	369	337	306
Paciente 10	13,01	288	277	276	258

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

De los datos presentados en la Tabla 10-4 se realizó una comparación entre el Paciente 3 y Paciente 7 observando que el Paciente 3 recibe menor dosis de Tc^{99m}-MIBI en comparación con el Paciente 7, el Paciente 3 muestra una mejor captación del radiofármaco a los 0 min, lo cual se puede interpretar que el corazón del Paciente 3 funciona de mejor manera o no presenta problemas en el momento de la diástole y sístole del corazón en el estudio de esfuerzo.

Tabla 11-4. Pacientes de SPECT en esfuerzo con dosis de 10 \pm 5 mCi.

SPECT EN ESFUERZO					
TIEMPO	DOSIS (mCi)	0 min (μSv/h)	15 min (μSv/h)	30 min (μSv/h)	60 min (μSv/h)
Paciente 1	9,27	310	204	186	156
Paciente 2	10,39	175	132	121	107
Paciente 3	8,26	334	179	163	125
Paciente 4	8,52	216	152	141	98,8
Paciente 5	9,19	326	117	111	100
Paciente 6	8,66	200	134	117	118
Paciente 7	12,62	301	141	134	123
Paciente 8	11,91	427	197	180	149
Paciente 9	7,39	132	127	120	92,8
Paciente 10	7,96	159	123	113	109

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

De los datos presentados en la Tabla 11-4 se realizó una comparación entre el Paciente 3 y Paciente 7 observando que el Paciente 3 recibe mayor dosis de Tc^{99m}-MIBI en comparación con el Paciente 7, el Paciente 7 muestra una mejor captación del radiofármaco a los 0 min, lo cual se puede interpretar que el corazón del Paciente 7 no presenta complicaciones de mayor importancia durante la diástole y sístole del corazón en reposo.

Tabla 12-4. Pacientes de SPECT en reposo con dosis de 30 ± 5 mCi.

SPECT EN REPOSO					
TIEMPO	DOSIS (mCi)	0 min (μSv/h)	15 min (μSv/h)	30 min (μSv/h)	60 min (μSv/h)
Paciente 1	38,52	1180	994	842	637
Paciente 2	31,21	690	573	514	486
Paciente 3	26,46	822	527	519	472
Paciente 4	29,05	868	729	525	437
Paciente 5	30,00	959	730	592	341
Paciente 6	26,89	963	739	583	416
Paciente 7	25,61	1250	947	857	593
Paciente 8	29,82	857	762	684	406
Paciente 9	23,58	905	860	755	449
Paciente 10	23	852	793	628	453

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Con los datos obtenidos de las mediciones de los pacientes de los diferentes estudios realizados se procedió al cálculo del tiempo de vida media biológica mediante la ecuación (28) los cuales se indican en la Tabla 12-4, para posteriormente encontrar el tiempo de vida media efectiva con la ecuación (27) Tabla 13-4.

Tabla 13-4. Tiempo de vida media biológica promedio de los pacientes.

Tiempo de vida media biológica de cada uno de los estudios torácicos (horas)	
T_{1/2} biológico ventilación pulmonar	0,822
T_{1/2} biológico perfusión pulmonar	0,527
T_{1/2} biológico MUGA	0,595
T_{1/2} biológico en estudios cardiacos en esfuerzo	0,485
T_{1/2} biológico en estudios cardiacos en reposo	0,103

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Tabla 14-4. Tiempo de vida media efectiva de los estudios torácicos.

T_{1/2} efectiva (horas)	
ESTUDIOS DE VENTILACIÓN PULMONAR	0,72

ESTUDIOS DE PERFUSION PULMONAR	0,48
ESTUDIOS CARDIACOS MUGA	0,54
SPECT CARDIACO EN ESFUERZO	0,45
SPECT CARDIACO EN REPOSO	0,10

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

En la Tabla 13-4 se observa que el tiempo de vida media biológica es menor que el tiempo de vida media física del Tc^{99m} resultados ideales, dando a conocer que el material radiactivo es eliminado con facilidad del organismo de los pacientes, por lo tanto la dosis que reciben el órgano blanco y el órgano fuente disminuye, al igual que se reduce la probabilidad de que se presenten efectos adversos como se observa en la Tabla 14-4 el tiempo de vida media efectiva es el necesario para la adquisición de las imágenes.

4.4.1. *Cálculo de la dosis absorbida por el órgano fuente y aledaños mediante el Coeficiente de Atenuación.*

Se realizó de manera individual el cálculo de los coeficientes de atenuación utilizando la ecuación (26) con los estudios que se realizan en el HECAM en la unidad de MN, los cuales se resumen en la Tabla 15-4 y Tabla 16-4.

Tabla 15-4. Dosis absorbida en órganos blanco a partir de los pulmones como órgano fuente.

ÓRGANO FUENTE	ÓRGANO BLANCO	mGy
Pulmón Derecho	Corazón	$1,9 \cdot 10^{-2}$
Pulmón Izquierdo	Corazón	$2,1 \cdot 10^{-2}$
	Dosis total para el corazón	$4,0 \cdot 10^{-2}$

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

Tabla 16-4. Dosis absorbida en órgano blanco con el corazón como órgano fuente.

ÓRGANO	mGy
Pulmón Derecho	$13,31 \cdot 10^{-3}$
Pulmón Izquierdo	$5,537 \cdot 10^{-2}$

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

4.4.2. Cálculo de la dosis absorbida por el órgano fuente y aledaños mediante la metodología MIRD de cada uno de los estudios realizados en pacientes.

Mediante el uso de las ecuaciones (17) y (18), se procedió al cálculo de las dosis absorbidas por el órgano fuente y aledaños al mismo, mediante el método MIRD para los diferentes estudios torácicos con los datos obtenidos de los pacientes. Los resultados obtenidos se muestran en las Tabla 17-4, Tabla 18-4, Tabla 19-4 y en la Tabla 20-4 se observa los límites de dosis para cada órgano establecidos por la (ICRP, 2011).

Tabla 17-4. $\lambda_{biológico}$ de los estudios torácicos.

ESTUDIO	$\lambda_{biológico}(s^{-1})$
MUGA	0,00023
SPECT Cardiac en Esfuerzo	0,00037
SPECT Cardiac en Reposo	0,00032
Ventilación Pulmonar	0,00040
Perfusión Pulmonar	0,0019

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Tabla 18-4. Dosis Absorbida por método MIRD con órgano fuente corazón

TIPO DE ESTUDIO	ÓRGANOS BLANCO	DOSIS ABSORBIDA (mGy)
MUGA	Pulmones	$6,09 \cdot 10^{-2}$
SPECT Cardiac en Esfuerzo	Pulmones	$3,48 \cdot 10^{-2}$
SPECT Cardiac en Reposo	Pulmones	$3,04 \cdot 10^{-2}$

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Tabla 19-4. Dosis Absorbida por método MIRD con órgano fuente pulmones

TIPO DE ESTUDIO	ÓRGANOS BLANCO	DOSIS ABSORBIDA (mGy)
Ventilación Pulmonar	Corazón	$9,81 \cdot 10^{-2}$
Perfusión Pulmonar	Corazón	$4,68 \cdot 10^{-2}$

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

4.5. Adquisición de imágenes en estudios torácicos en pacientes con dosis conocidas de Tc^{99m}.

Para determinar la dosis necesaria para los diferentes estudios torácicos con Tc^{99m} se debe tomar en cuenta los siguientes aspectos:

- 1) Tiempo de adquisición de imágenes, el cual depende del tipo de estudio a realizarse tomando en cuenta que a mayor dosis administradas al paciente, menor es el tiempo de adquisición de las imágenes, pero aumenta la probabilidad de que se presenten efectos estocásticos pudiendo afectar tanto al órgano blanco como al órgano fuente.
- 2) Parámetros de la gammacámara, es necesario realizar controles de calidad diarios como la linealidad, al igual que pruebas de sensibilidad saturación de la gammacámara con sus detectores por individual, los cuales permiten determinar los valores que se pueden utilizar para la realización de los diferentes estudios gammagráficos.

En la Figura 1-4, se observa el resultado de un estudio de Ventriculografía (MUGA) de un paciente, el cual permite apreciar la contracción del musculo cardiaco, la capacidad de la sístole y diástole del corazón, este estudio otorga imágenes planares (1 D). Mientras que en la Figura 2-4 se puede distinguir los resultados de un SPECT cardiaco en esfuerzo y reposo, es un estudio de tipo dinámico el cual estima la irrigación sanguínea del corazón al igual que la motilidad cardiaca, este tipo de estudios otorga imágenes en 3D del corazón.

La Figura 3-4, es el resultado de un estudio pulmonar de ventilación y perfusión de un paciente, en las dos primeras filas de la figura se observa la pigmentación de los pulmones en ventilación, en la cual se aprecia que el paciente no tiene una buena aspiración, en las dos filas inferiores se observa los pulmones en el estudio de perfusión. Con el resultado obtenido se concluye que el paciente tiene una correcta irrigación sanguínea pulmonar pero dificultad al aspirar, lo cual puede ser considerado como una patología sin despreciar la avanzada edad del paciente.

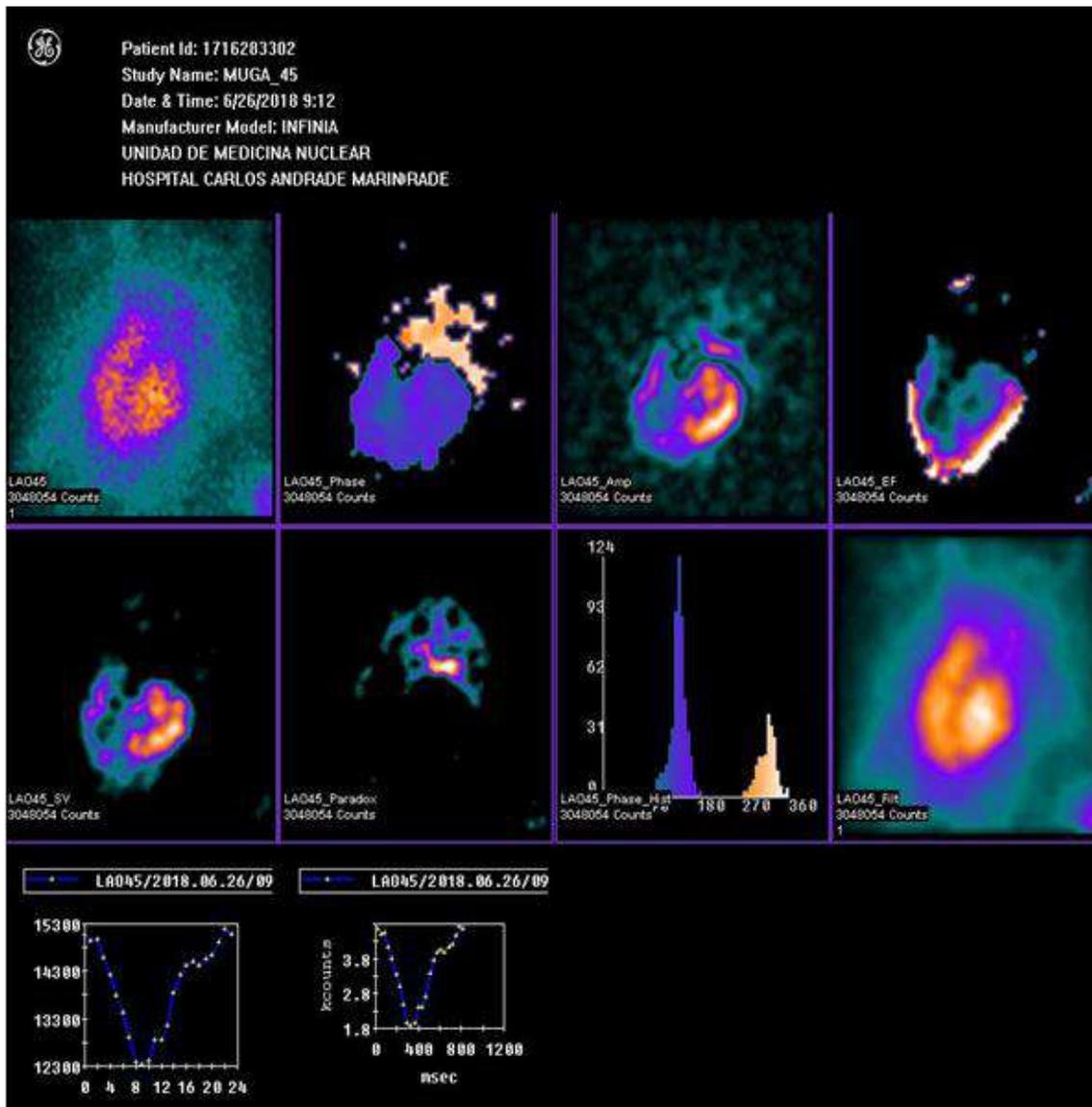


Figura 1-4. Estudio de Ventriculografía (MUGA) con dosis de 15 mCi.
 Fuente: HECAM, 2018.

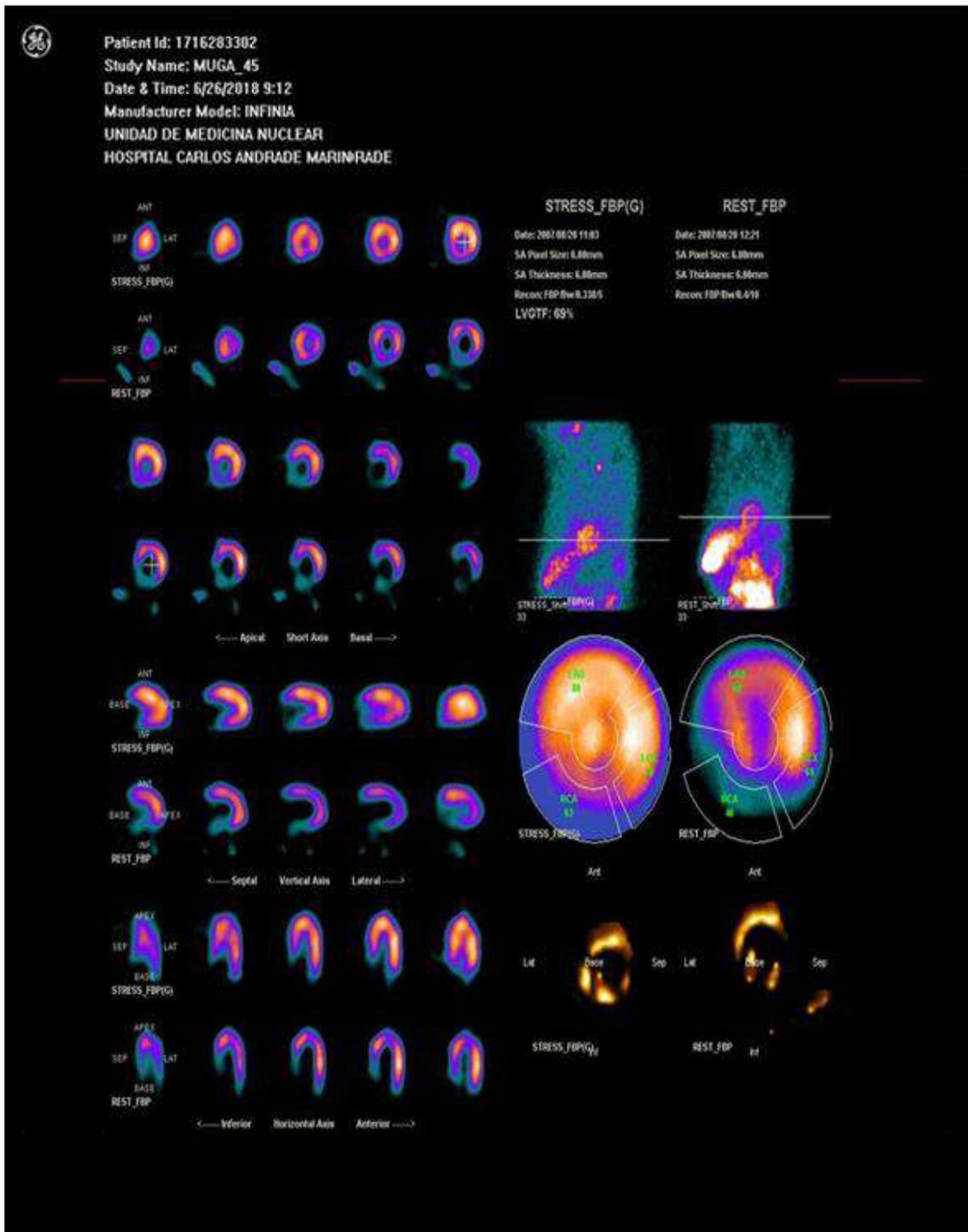


Figura 2-4. SPECT cardiaco en Esfuerzo con 10 mCi y Reposo con 30 mCi.
 Fuente: HECAM, 2018.

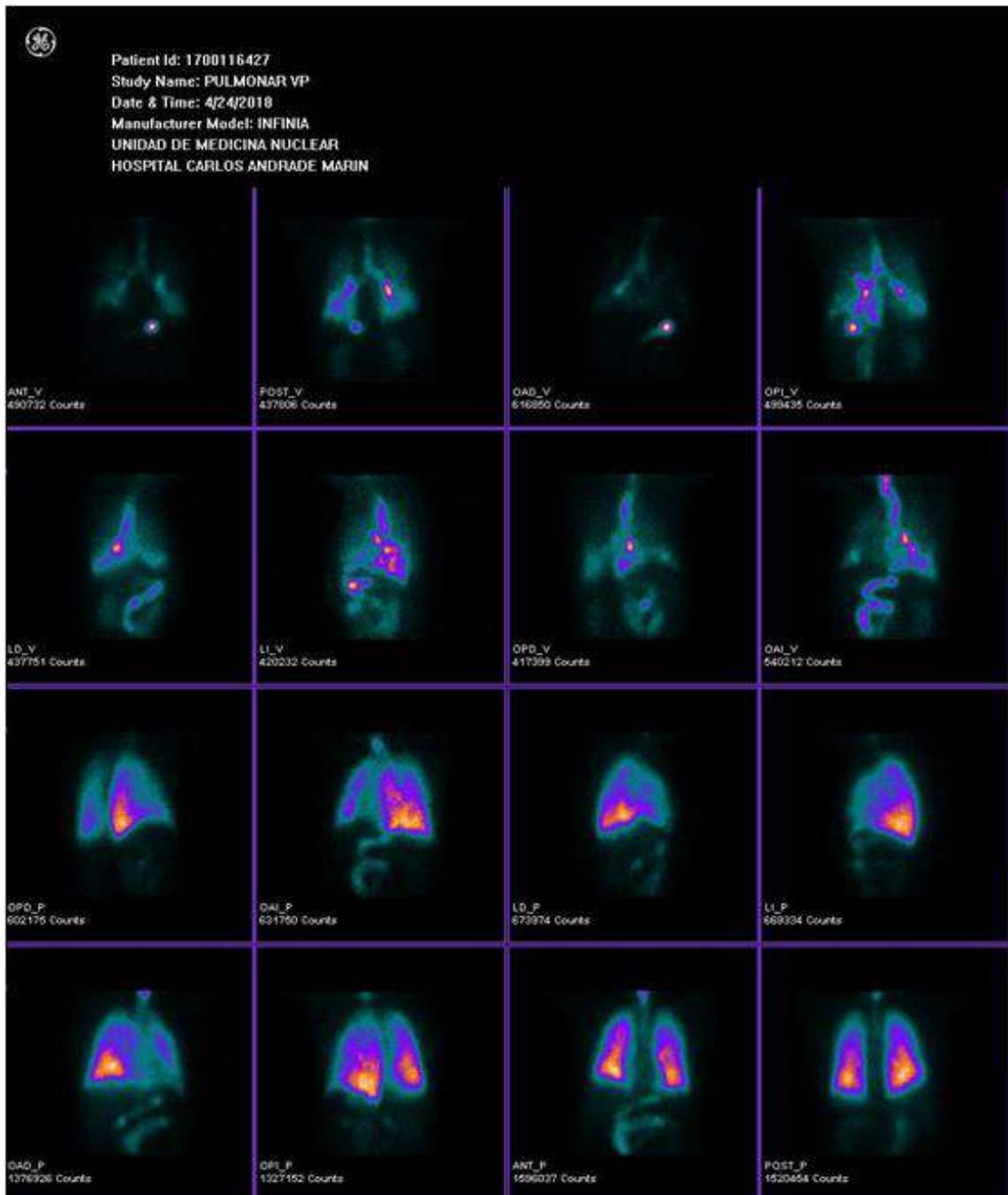


Figura 3-4. Estudio de Ventilación 40 mCi y Perfusión Pulmonar 10 mCi.
 Fuente: HECAM, 2018.

4.6. Análisis de los coeficientes de atenuación con respecto al tiempo y distancia.

A continuación se presentan las tablas y graficas de los coeficientes de atenuación con respecto al espesor y distancia.

En la Tabla 20-4 se observan los coeficientes de atenuación con respecto a las diferentes distancias de la fuente hacia los detectores, los signos negativos son los resultados obtenidos por el detector 2, mientras que los positivos son los detectados por el detector 1.

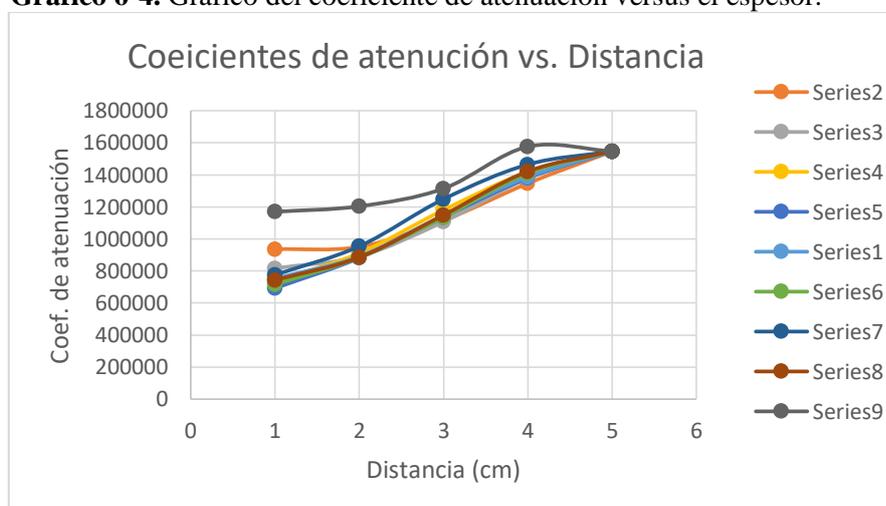
Tabla 20-4. Tabla de los coeficientes de atenuación con respecto a la distancia.

POSICION	10,4	7,8	5,2	2,6	0
12	935797	950749	1115124	1346819	1546644
9	816634	890852	1107484	1377604	1546644
6	734720	911321	1180540	1418294	1546644
3	692290	880969	1135709	1380367	1546644
0	752361	890690	1147953	1387345	1546644
-3	715372	884212	1135823	1410895	1546644
-6	775159	953985	1248530	1464572	1546644
-9	742536	885156	1149109	1421558	1546644
-12	1169140	1203649	1314163	1576110	1546644

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Como se puede apreciar en el Gráfico 6-4 a medida que disminuye la distancia entre la fuente y el detector el coeficiente de atenuación aumenta, es decir el coeficiente de atenuación con respecto a la distancia de la fuente es inversamente proporcional, se observa que en los extremos existe una mayor desviación esto se da debido a que el pulmón izquierdo es más pequeño que el derecho, ya que la mayor parte del corazón ocupa se encuentra ubicado en el lado izquierdo.

Gráfico 6-4. Grafico del coeficiente de atenuación versus el espesor.



Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Tabla 21-4 y 22-4 se puede apreciar los coeficientes de atenuación con respecto al aumento del espesor del detector 1 y detector 2 de manera individual.

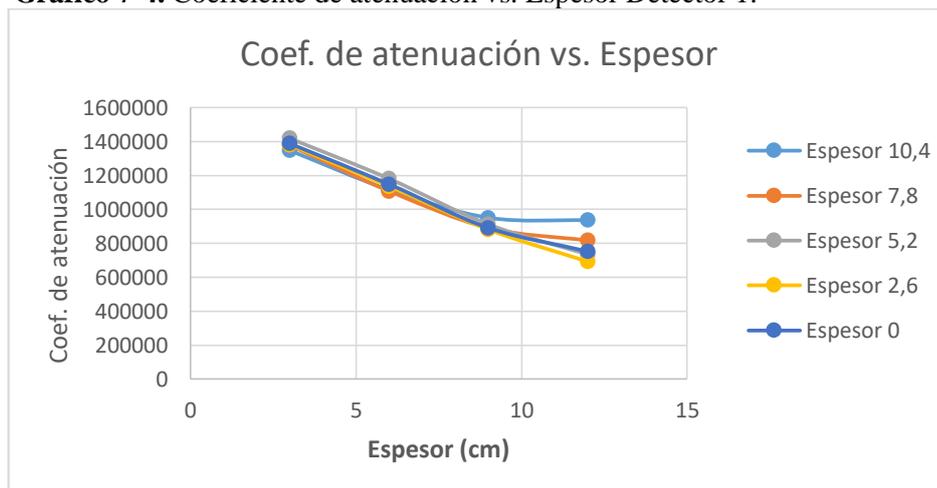
Tabla 21-4. Coeficientes de atenuación versus espesor detector 1.

ESPESOR	10,4	7,8	5,2	2,6	0
12	935797	950749	1115124	1346819	1546644
9	816634	890852	1107484	1377604	1546644
6	734720	911321	1180540	1418294	1546644
3	692290	880969	1135709	1380367	1546644
0	752361	890690	1147953	1387345	1546644

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Gráfico 7-4 se observa que a medida que aumenta el espesor el coeficiente de atenuación aumenta por lo cual se aprecia una curva que decae de manera casi homogénea con el aumento del espesor, esto se da debido a que en la zona torácica ocupan una mayor cantidad de la zona torácica los pulmones los cuales son órganos de tejido blando y hueco por lo cual la atenuación que estos producen es mínima.

Gráfico 7-4. Coeficiente de atenuación vs. Espesor Detector 1.



Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

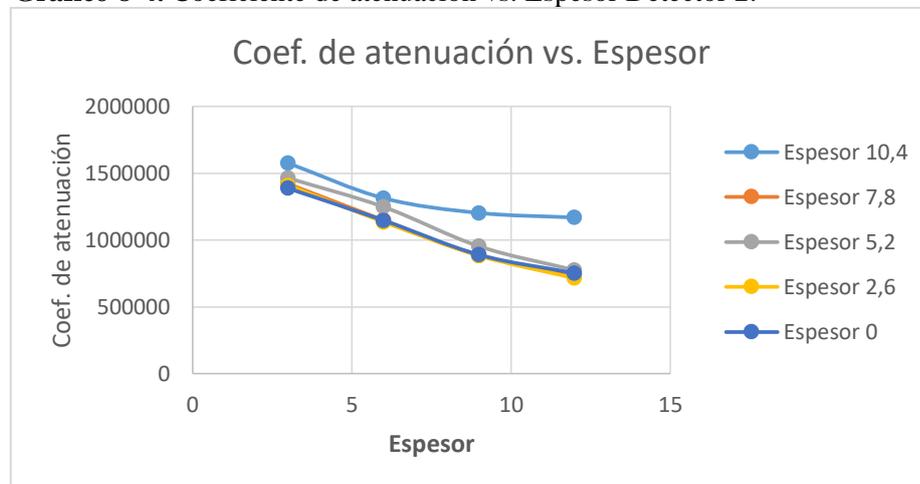
Tabla 22-4. Coeficientes de atenuación versus espesor detector 2.

ESPESOR	10,4	7,8	5,2	2,6	0
0	752361	890690	1147953	1387345	1546644
3	715372	884212	1135823	1410895	1546644
6	775159	953985	1248530	1464572	1546644
9	742536	885156	1149109	1421558	1546644
12	1169140	1203649	1314163	1576110	1546644
15	1546644	1546644	1546644	1546644	1546644

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En el Gráfico 8-4 se aprecia que a medida que aumenta el espesor el coeficiente de atenuación aumenta por lo cual se observa una curva que decae de manera casi homogénea con el aumento del espesor, debido a que los pulmones son órganos de tejido blando y huecos en su interior, es decir los pulmones contienen aire el cual atenúa de forma mínima la radiación.

Gráfico 8-4. Coeficiente de atenuación vs. Espesor Detector 2.



Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

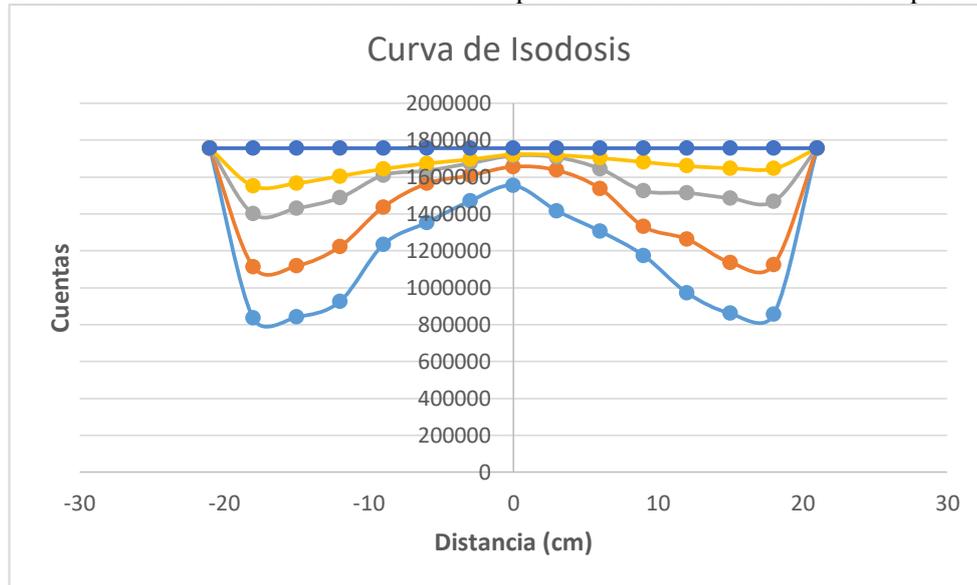
En la Tabla 23-4 y 24-4 se especifica el número de cuentas detectadas por la gammacámara en el centro y base del fantoma antropomorfo.

Tabla 23-4. Cuentas detectadas por la gammacámara Infinia en el centro del Fantoma con diferentes espesores.

POSICION (cm)	10,4	7,8	5,2	2,6	0
21	1756030	1756030	1756030	1756030	1756030
18	860765	1136888	1468185	1659495	1756030
15	855699	1125114	1484984	1647574	1756030
12	972413	1263377	1525367	1681063	1756030
9	1400703	1636550	1715690	1722215	1756030
6	1553549	1656263	1707181	1718661	1756030
3	1174292	1331227	1513872	1645032	1756030
0	1416911	1537226	1644454	1703032	1756030
-3	1233786	1437213	1609695	1695168	1756030
-6	1469789	1607973	1674537	1673158	1756030
-9	1253071	1564274	1633858	1643532	1756030
-12	925003	1222289	1487485	1604379	1756030
-15	840779	1117575	1430212	1565956	1756030
-18	835597	1113958	1400019	1550844	1756030
-21	1756030	1756030	1756030	1756030	1756030

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Gráfico 9-4. Atenuación de la actividad Espesor vs. Cuentas con una fuente puntual.



Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

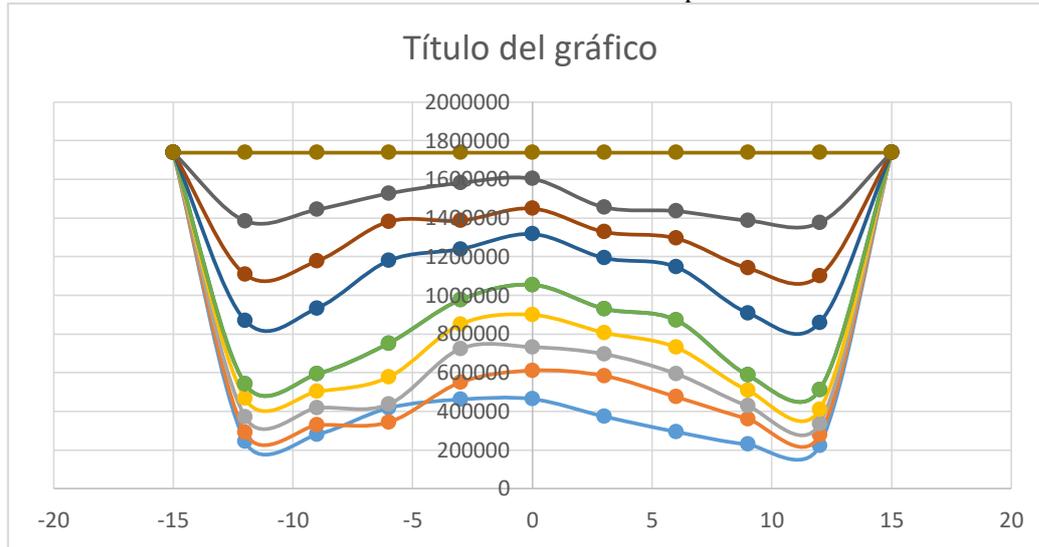
En el Gráfico 9-4 se observa que a medida que aumenta el espesor desde el punto centro donde se ubica la fuente el número de cuentas disminuye, es decir la radiación se atenúa debido al espesor, tanto del lado positivo como negativo ya que los órganos que se encuentran en el tórax tienen una densidad similar.

Tabla 24-4. Cuentas detectadas por la Gammacámara Infinia en la base del fantoma antropomorfo con fuente puntual a diferentes espesores.

Posición (cm)	23,4	20,8	18,2	15,6	13	10,4	7,8	5,2	2,6	0
15	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802
12	373431	474771	594452	730768	872163	1011702	1147328	1295028	1435721	1737802
9	461323	583450	695962	806919	930546	1059060	1193175	1328068	1455345	1737802
6	294208	361119	428015	508566	587214	665862	908926	1140450	1387002	1737802
3	222935	276017	335902	408323	510830	665295	859186	1100341	1375504	1737802
0	229209	290107	370904	466084	542543	672685	870282	1108251	1385051	1737802
-3	280102	343798	417757	501954	592807	734406	933116	1176842	1443444	1737802
-6	463564	611144	732271	850358	977090	1109521	1239195	1381378	1526612	1737802
-9	417134	549948	723661	899097	1054721	1185701	1317126	1448996	1581204	1737802
-12	245007	328434	436640	576637	752023	972735	1179085	1386470	1603020	1737802
-15	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Gráfico 10-4. Atenuación de la actividad con una fuente puntual en la base del fantoma.



Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Gráfico 10-4 se puede apreciar que a medida que aumenta el espesor desde el punto centro donde se ubica la fuente puntual el número de cuentas disminuye lo cual indica que la radiación se atenúa a medida que el espesor aumenta, la radiación se atenúa de una forma casi uniforme de ambos lados debido a que los órganos ubicados en la zona torácica son de densidad similar.

4.7. Comparación de los datos obtenidos en el fantoma antropomorfo y pacientes.

En las Tablas 25-4 y 26-4 se presenta una comparación entre los resultados obtenidos en el fantoma y un promedio de los resultados en pacientes que se realizaron los diferentes estudios torácicos en la unidad de MN del HECAM.

Para la comparación de los datos resultantes en pacientes y fantoma antropomorfo se requirió del uso de una técnica estadística descriptiva.

Tabla 25-4. Dosis absorbida en pulmones en los diferentes estudios cardiacos.

ESTUDIO REALIZADO	Dosis en Pacientes (mGy)	Dosis en Fantoma (mGy)
MUGA	0,0609	0,05
SPECT en Esfuerzo	0,0348	0,05
SPECT en Reposo	0,0304	0,05

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Como se observa en la Tabla 25-4 y realizando una comparación entre los resultados obtenidos en los pacientes con respecto a los del fantoma se puede identificar una diferencia de 0,0109 mGy en el estudio MUGA, una variación muy pequeña, esto es debido a que el corazón en el fantoma es una imagen estática mientras que en estudios de pacientes el corazón se mantiene en funcionamiento, 0,0152 mGy en SPECT en esfuerzo y de 0,0196 en SPECT en reposo debido a que las dosis administradas a pacientes no son las mismas que se administraron al fantoma, en el SPECT en esfuerzo se administra una dosis de 10 ± 5 mCi y SPECT en reposo una dosis de 30 ± 5 mCi, la dosis administrada al fantoma antropomorfo fue de 20 ± 5 mCi. La variación de dosis absorbida se da debido a que el corazón del fantoma no bombea sangre, mientras que el corazón del paciente en esfuerzo y reposo se mantiene en funcionamiento, lo cual ayuda a la eliminación del radiofármaco administrado al paciente de manera más rápida.

Tabla 26-4. Dosis absorbida en el corazón en estudios pulmonares.

ESTUDIO REALIZADO	Dosis en Pacientes (mGy)	Dosis en Fantoma (mGy)
Ventilación Pulmonar	0,0981	0,049
Perfusión Pulmonar	0,0468	0,049

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Tabla 26-4 se realiza una comparación entre los resultados obtenidos en pacientes y el fantoma, como se observa en el estudio de ventilación pulmonar el corazón del paciente recibe una mayor cantidad de actividad, debido a que la dosis administrada a los pacientes para el estudio de ventilación es mayor al administrado al fantoma. En el estudio de Perfusión pulmonar la dosis que recibe el corazón en el fantoma es mayor que la recibida por el corazón del paciente, debido a que el estudio de perfusión pulmonar requiere una dosis menor a la administrada al fantoma, se administró una dosis de 20 ± 5 mCi al fantoma mientras que en el paciente una dosis de 10 ± 5 mCi.

4.8. Comparación de los datos resultantes del método MIRD y de los Coeficientes de Atenuación.

A continuación, en la Tabla 27-4 y Tabla 28-4 se detalla las dosis absorbidas por el órgano blanco mediante el método MIRD y el método de los Coeficientes de Atenuación.

Tabla 27-4. Dosis absorbida por los pulmones con el corazón como órgano

MÉTODO	Órgano Blanco	Dosis absorbida (mGy)
MIRD	Pulmones	0,069
Coeficientes de Atenuación	Pulmón Derecho	0,048
	Pulmón Izquierdo	0,054

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

Como se aprecia en la Tabla 27-4 la dosis recibida por los pulmones cuando el corazón es el órgano fuente no sobrepasa la dosis establecida por la ICRP 60, se puede observar que la dosis absorbida por los pulmones es muy baja lo cual certifica que las dosis administradas a pacientes son las óptimas.

Tabla 28-4. Dosis absorbida por el corazón con los pulmones como órgano fuente.

MÉTODO	Órgano Blanco	Dosis absorbida (mGy)
MIRD	Corazón	0,065
Coeficientes de Atenuación	Corazón	0,052

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.

En la Tabla 28-4 se aprecia las dosis absorbidas por el corazón con los 2 métodos utilizados para el cálculo en el fantoma antropomorfo, las dosis captadas por el corazón varían debido a que en el método MIRD no se toma en cuenta el tamaño del órgano y presenta un factor $S(T \leftarrow S)$ el cual tiene un valor establecido, mientras que en el método de los Coeficientes de Atenuación se considera el tamaño del órgano al igual que la fracción absorbida por dicho órgano, dando de esta manera a conocer que en este caso el método de los coeficientes de atenuación es más exacto que el método MIRD.

Para la de los datos resultantes mediante el método MIRD y el método de los Coeficientes de Atenuación se requirió del uso de una técnica estadística descriptiva.

CONCLUSIONES

Con la realización antelada de una serie de pruebas en la Gammacámara INFINIA como: sensibilidad, reproducibilidad con el tiempo, repetitividad con una dosis conocida y tasa de cuentas, se comprobó que el equipo se encuentra en buenas condiciones, y que puede ser utilizado para una gran variedad de estudios, además se puede afirmar que las imágenes obtenidas en el mismo tienen un alto nivel de veracidad.

En la simulación con el fantoma antropomorfo se obtuvo que la dosis absorbida es de 0,049 mGy con el corazón como órgano blanco y los pulmones como órgano fuente y una dosis de 0,05 mGy para cada uno de los pulmones cuando el órgano fuente es el corazón, se concluye que los estudios realizados a los pacientes tienen una baja dosis de irradiación, demostrando de esta manera que la probabilidad de que se puedan presentar efectos determinísticos es nula y efectos estocásticos es muy baja

Mediante el método de los coeficientes de atenuación con fuente distribuida del órgano fuente y alrededores, se demostró que para el corazón cuando los pulmones son el órgano fuente la dosis es de $4 \cdot 10^{-2}$ mGy; en los pulmones cuando el corazón es el órgano fuente la dosis es de $13,31 \cdot 10^{-3}$ mGy para el pulmón derecho y de $5,537 \cdot 10^{-2}$ mGy para el izquierdo, demostrando que la dosis captada por el corazón y los pulmones con una actividad conocida (20 ± 5 mCi) se encuentra dentro de los límites establecidos por la ICRP 60.

Se calculó el tiempo de vida media efectiva del Tc^{99m} en los diferentes diagnósticos torácicos, en estudios cardiacos el tiempo de vida media efectiva del Tc^{99m} para el MUGA es de 0,595 horas, para el SPECT cardiaco en esfuerzo de 0,485 horas, y SPECT cardiaco en reposo de 0,103 horas, en estudios de Ventilación y Perfusión pulmonar un $t_{1/2\text{efectivo}}$ de 0,822 horas y 0,527 horas respectivamente.

Con los datos obtenidos de los pacientes que se realizaron estudios torácicos en el HECAM mediante la aplicación del método MIRD, se obtuvo como resultado una dosis absorbida por los

pulmones de 0,0609 mGy en estudios MUGA, 0,0348 mGy en SPECT cardiaco en esfuerzo y 0,0304 mGy para SPECT cardiaco en reposo.

Finalmente, mediante el método MIRD se calculó la dosis absorbida en corazón cuando los pulmones son el órgano marcado dando un valor de absorción de 0,0981 mGy en estudios de Ventilación pulmonar y 0,0468 mGy en estudios de Perfusión pulmonar.

RECOMENDACIONES

Realizar las pruebas de control de calidad diarias a la gammacámara, activímetro y detector Geiger Müller para comprobar que se encuentra en óptimas condiciones para la adquisición de datos.

Para el cálculo de los coeficientes de atenuación se requiere que la distancia de la fuente puntual con una actividad conocida y el posicionamiento de la fuente en cada uno de los puntos del fantoma sea equidistante.

Tener precaución al momento de marcar la fuente puntual e introducirla en el fantoma antropomorfo, con el fin de evitar contaminaciones con el radionúclido.

Al culminar la práctica se debe monitorear el área utilizada con el detector Geiger Müller para comprobar que no exista contaminación y que la tasa de dosis ambiental se encuentra dentro de los límites establecidos.

Se recomienda continuar con estos estudios utilizando algoritmos computarizados.

Bibliografía

Agency Internacional Atomic Energy. 1996. Glosario. *IAEA*. [En línea] 4, 1996. <https://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/SS-115s-Web/Pub996s6.pdf>.

Agency Internacional Atomic Energy. 2013. Protección Radiológica de los Pacientes. *AIEA*. [En línea] 2013. https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/HealthProfessionals/1_Radiology/QuantitiesUnits.htm.

Altamirano Novillo, Teresa Angélica. 2006. La gammagrafia como técnica de diagnóstico en Medicina Nuclear. Riobamba, Chimborazo : s.n., 2006. pág. 30.

Andisco, D, Blanco, S. y Buzzi, A. E. 2014. Revista Argentina de Radiología, Vol. 78, págs. 114-117, *Dosimetría en Radiología*.

Astudillo , Rodrigo y et. al. 2014. MATERIALES Y MÉTODOS. [aut. libro] Rodrigo Astudillo, y otros. *IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE CONTROL DE CALIDAD DEL EQUIPAMIENTO DE LOS SERVICIOS DE MEDICINA NUCLEAR DE CHILE*. Chile : s.n., 2014, págs. 1089-1096.

Bailey, D.L. y et. al. 2014. *Nuclear Medicine Physics*. Viena : International Atomic Energy Agency, 2014.

Beninson, Dan. 2004. Curso Dosimetría Interna. [En línea] 13 de 08 de 2004. http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/35/103/35103649.pdf.

Berger, Eleni y et. al. 2016. American Cancer Society. [En línea] 20 de Enero de 2016. https://www.cancer.org/es/tratamiento/como-comprender-su-diagnostico/pruebas/estudios-de-medicina-nuclear-y-el-cancer#escrito_por.

BIODEX. 2016. *ATOMLAB 500 DOSE CALIBRATION*. New York : Biodex Medical Systems, Inc., 2016, **2018.** BIODEX. [En línea] 2018. <http://www.biodex.com/nuclear-medicine/products/pet-positron-emission-tomography/pet-phantoms/jaszczak-spect-phantom>.

Burcham, W.E. 2003. Física Nuclear. s.l. : REVERTE S.A, 2003, págs. 173-175.

Cedar, Sinai. 2015. CS. *Cedar Sinai*. [En línea] 2015. <https://www.cedars-sinai.edu/Patients/Programs-and-Services/Imaging-Center/Preparandose-para-Su-Examen/Perfusion-miocardica-SPECT.aspx>.

Chain, Yamil y Illanes, Luis. 2015. *Radiofármacos en medicina nuclear*. Argentina : edulp, 2015. *Radiofármacos en medicina nuclear*. Argetina : edulp (Editorial de la Universidad de la Plata), 2015. págs. 95-106.

Chavez Duque , Tatiana. 2008. *UTILIDAD DEL ESTUDIO DE PERFUSIÓN MIOCÁRDICA EN MEDICINA NUCLEAR*. Bogotá : s.n., 2008. Monografía de Grado.

Cofre, Mauro A. 2017. *DOSIMETRÍA CON FANTOMA ANTROPOMORFO PARA DIAGNÓSTICO EN TUMORES DE CABEZA Y CUELLO CON RADIOFÁRMACOS MARCADOS CON Tc-99m*. Riobamba : s.n., 2017.

Comisión Internacional de Unidades Radiológicas, 85. 2011. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. [aut. libro] ICRU Report 85. *International Commission on Radiation Units and Measurements*. 85. 2011.

Consejo de Seguridad Nuclear. 2009. Radiación y protección radiológica. CSN. [En línea] 2009. http://csn.ciemat.es/MDCSN/recursos/ficheros_md/624874014_241120091324.pdf.

Cristy, M y Eckerman, K. 2011. Specific absorbed fractions of energy at various ages from internal photons source. *VII. Adult male*. [En línea] 05 de Mayo de 2011. <http://ordose.ornl.gov/documents/tm8381V2.pdf>, 1987.

Delgado, S. 1982. Revista Española De Medicina Nuclear. *Medicina Nuclear*.

escDeluca, G. M y Rojo, A. M. 2006. Primer Congreso Americano del IRPA. IAEA. [En línea] Septiembre de 2006. https://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/38/030/38030458.pdf.

Díaz García, César y Haro del Moral, Francisco Javier. 2004. Visión de Conjunto del Diagnóstico Médico por la Imagen. [ed.] Caterina Casado Latorre y M. Ángeles Chavarría Lorente. *Técnicas de exploración en Medicina Nuclear*. Primera. México DF : MASSON, 2004, págs. 14-17.

Duarte Benavidez, Nicolas David. 2017. *Principios Físicos de la Gammagrafía y sus Aplicaciones en la Medicina Nuclear*. Universidad Nacional de Colombia. Colombia : s.n., 2017. págs. 17-19, Tesis de Grado.

Escaramujo. 2011. Detectores centelladores. *Proyecto Escaramujo*. [En línea] 2011. <http://instrumentacion.ecfm.usac.edu.gt/escaramujo/documentos/izraelevitch.pdf>.

Estévez Echanique, Roberto. 2017. *PROTECCIÓN RADIOLÓGICA PROGRAMADA*. Primera. Quito : Edifarm, 2017, págs. 129-132.

Fejlesztési, Nemzeti. 2011. MEDICAL IMAGIN. *ORVOSI KÉPALKOTÁS*. [En línea] 20 de Noviembre de 2011. <http://oftankonyv.reak.bme.hu/tiki-index.php?page=Isotopes+Used+in+SPECT>.

Fernández, César Lovera. 2014. Medicina Nuclear, *Gammacámaras*.

Heidemeyer, Pau. 2016. BEZZIA. [En línea] 22 de Diciembre de 2016. <https://www.bezzia.com/medicina-nuclear/>.

IAEA. 2013. International Atomic Energy Agency. *Protección Radiológica de los Pacientes*. [En línea] 2013. <https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content-es/InformationFor/Patients/radiation-terms.htm>.

Ibbott, Geoffrey, Molineu, Andrea y Followill, David. 2006. 1 de Octubre de 2006, Technology in Cancer Research & Treatmen, Vol. V, págs. 481-487. *Independent Evaluations of IMRT Through the use of an Anthropomorphic Phantom*. 5.

ICRP. 2011. International Comission Radiological Protection. *Protección Radiológica en Medicina*. [En línea] 105, 2011. <http://www.icrp.org/docs/P%20105%20Spanish.pdf>.

Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social. 2017. iess. *CENTRO DE MEDICINA NUCLEAR REALIZA ESTUDIOS ESPECIALES - Noticias.* [En línea] 2017. https://www.iess.gob.ec/es/web/afiliado/noticias?p_p_id=101_INSTANCE_3dH2&p_p_lifecycle=0&p_p_col_id=column-2&p_p_col_count=4&_101_INSTANCE_3dH2_struts_action=%2Fasset_publisher%2Fview_content&_101_INSTANCE_3dH2_assetEntryId=715664&_101_INSTANCE_3dH2_type.

International Atomic Energy Agency. 2012. *PROTECCIÓN RADIOLÓGICA* pág. 56.

International Commission on Radiological Protection, 103. 2007. *Protección Radiológica en Medicina.* [ed.] Sociedad Argentina de Radioprotección. 105. Buenos Aires : VCR impresores SA, 2007.

Iturbe, G. 2001. *Radioquímica.* Méxiico : s.n., 2001, pág. 120.

Knight, Laurence . 2015. BBC MUNDO. *NOTICIAS.* [En línea] 07 de Junio de 2015. [Citado el: 27 de Febrero de 2018.] http://www.bbc.com/mundo/noticias/2015/06/150530_ciencia_tecnecio_elemento_brillar_huesos_finde_lv.

La Banda, et. al. 2000. España : s.n., 05 de Septiembre de 2000, ELSEVIER, Vol. XIX, págs. 368-370. *Gammagrafía pulmonar de perfusión.*

Livi, L, Detti , B y Biti , G. 2007. SCIELO, págs. 1-6. *Cáncer de prostata organo confinado.*

Lovera Fernández, César. 2015. Manual de Medicina Nuclear. [En línea] 2015, 2015. <http://www.medicinanuclear.cl/generalidades.htm>.

Martinez Bravo, Abigail. 2016. INSTRUMENTACION Y EQUIPOS DE MEDICINA NUCLEAR Y RADIOTERAPIA. [En línea] 28 de Junio de 2016. <http://intrumentacionmedicinanyradioterapia.blogspot.com/2016/06/activimetro.html>.

Matos Pedron, Luis. 2009. GAMAGRAFÍA E INMUNOANÁLISIS. *Diagnóstico y Tratamiento Radioisotópico.* [En línea] 2009. <http://www.gamagrafia.com.mx/cardiologia-nuclear.html>.

Montero De Espinoza Costa, Gloria. 1993. Generador de 99m Tc. *CONTROL DE CALIDAD DE GENERADORES DE MOLIBDENO-99/TECNECIO-99m DE COLUMNA SECA.* Madrid : s.n., 1993, págs. 21-25.

Morales Nizama, Rosa Adela. 2013. *CONTRIBUCIÓN DOSIMÉTRICA DE LOS ÓRGANOS DE LA BIOCINÉTICA DE CORAZÓN, UTILIZANDO EL TC99m Y TL201 EN EL ESTIMADO DE DOSIS PARA ADULTOS, CON EL DISEÑO DE UN ALGORITMO EN MATLAB.* Perú : s.n., 2013.

Moreno Romero, Felipe. 2007. LOS LAGARTOS TERRIBLES. *APUNTES, ESCRITOS Y ENSAYOS CIENTÍFICOS.* [En línea] 25 de Junio de 2007. <http://www.escriitoscientificos.es/trab1a20/carpetas/nuclear/nu03.htm>.

Muscio, Jorge Alberto. 2015. Congreso Internacional De Ingenieria Clinica, 2015. *Fantoma.*

National Academies of Sciences, Engineering, and Medicine. 2016. Medical Isotope Production and Utilization. *Molybdenum-99 for Medical Imaging*. Decima Tercera. Washington : Washington DC, 2016, págs. 25-50.

Núñez, Margarita. 2008. Asociación Latinoamericana de Sociedades de Biología y Medicina Nuclear. *ALASBIMN*. [En línea] 2008. http://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Fundamentos_SPECT.pdf.

Núñez, Margarita. 2008. SPECT. *Fundamentos de SPECT*. Uruguay : Comité de Tecnólogos de ALASBIMN, 2008. Protección radiológica. [En línea] 2008. http://www.alasbimn.net/comites/tecnologos/material/Proteccion_radiologica.pdf.

OMS. 2016. Organización Mundial de la Salud. *Radiaciones ionizantes: efectos en la salud y medidas de protección*. [En línea] 29 de Abril de 2016. <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ionizing-radiation-health-effects-and-protective-measures>.

Papp, Cinthia. 2012. *CONSTRUCCIÓN DE UN FANTOMA ANTROPOMÓRFICO PARA MEDICIONES DE DOSIS EN MANOS EN PROCEDIMIENTOS DE BRAQUITERAPIA*. Argentina : s.n., 2012, págs. 25-28.

Powsner , Rachel A. y Powsner, Edward R. . 2006. *Essential Nuclear Medicine Physics*. s.l. : Second edition, 2006.

Radiological Society of North America. 2018. RadiologyInfo.org. *Para pacientes*. [En línea] 1 de Marzo de 2018. <https://www.radiologyinfo.org/sp/info.cfm?pg=cardinuclear#generalidades>.

Rodriguez, Mercedes. 2013. Física Médica. [aut. libro] Miguel Alcubierre, y otros. [ed.] Octavio Miramontes y Karen Volke. *Fronteras de la Física en el Siglo XXI*. I. México : Copit-arXives, 2013, págs. 359-370.

Rojo, Ana María y Gómez Parada, Inés. 1977. *Método MIRD*. 7-9. New York : s.n., 1977.

Sharp, Peter F., Gemmell, Howard G y Murra, Alison D. . 2005. *Practical Nuclear Medicine*. s.l. : Third Edition, 2005.

Singer, Elisa. 1999. TÉCNICA DE RADIOTERAPIA CONFORMADA PARA IRRADIACIÓN DE SUPERFICIES PERIFÉRICAS DE POCA PROFUNDIDAD. *Análisis de técnicas de radioterapia conformada para irradiación de superficies geométricas de poca profundidad*. Buenos Aires : s.n., 1999, págs. 9-12.

Sociedad de Lucha Contra el Cáncer, SOLCA. 2014. issuu, págs. 85-92. *Epidemiología del Cáncer en Quito 2006-2010*, 2014,.

Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging. 2011. SNMMI. *Society of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*. [En línea] 18 de Octubre de 2011. <http://www.snmmi.org/AboutSNMMI/Content.aspx?ItemNumber=15644>.

Sorenson, James A, Cherry, Simon R y Phelps, Michael E. Internal Radiation Dosimetry. [aut. libro] Simon R Cherry, James A Sorenson y Michael E Phelps. *Physics in Nuclear Medicine*. Cuarta. Filadelfia : SAUNDERS ELSEVIER, 22, págs. 407-424.

The International Commission on Radiation Units. 2011. Dosimetry. *FUNDAMENTAL QUANTITIES AND UNITS FOR IONIZING RADIATION (Revised)*. 11. Reino Unido : Oxford University Press, 2011, págs. 22-28.

Ubeda de la C, Carlos y Others. 2015. 3, Chile : s.n., 2015, Revista Chilena de Radiología, Vol. 21, págs. 94-99. *Magnitudes y unidades para dosimetría en pacientes*.

UNER. 2010. wikidot. *Medicina Nuclear*. [En línea] Detectores de centelleo sólido, 11 de Septiembre de 2010. [Citado el: 16 de Mayo de 2018.] <http://mednuclear.wikidot.com/detectores-de-centelleo-solido>.

Willoughby. 2004. JZ Imaging & Consulting. [En línea] 2004. [Citado el: 19 de Junio de 2018.] http://www.jzimaging.com/RSD_radiation_therapy_phantom_ART.htm.

ANEXOS

ANEXO A

Factor S para el cálculo de dosis absorbida en diferentes órganos con Tc^{99m} , unidades mGy/ (MBq*s)

ÓRGANOS BLANCO	ÓRGANOS FUENTE						
	Glándulas suprarrenales	Cerebro	Contenido del corazón	Pared del corazón	Riñones	Pulmones	Músculo
Glándulas suprarrenales	1,80E-04	4,18E-10	2,53E-07	2,85E-07	7,24E-07	2,33E-07	1,12E-07
Cerebro	4,18 E-10	4,23E-06	3,14E-09	2,54E-09	1,58E-10	6,63E-09	2,21E-08
Senos	5,05E-08	3,17E-09	2,41E-07	2,61E-07	1,99E-08	2,33E-07	4,25E-08
Pared de la vesícula biliar	3,57E-07	1,54E-10	1,03E-07	1,22E-07	4,09E-07	7,46E-08	1,19E-07
Pared inferior del intestino grueso	1,98E-08	1,32E-11	4,06E-09	4,90E-09	5,50E-08	3,29E-09	1,34E-07
Intestino delgado	7,46E-08	3,91E-11	1,57E-08	2,06E-08	2,13E-07	1,35E-08	1,12E-07
Pared estomacal	2,85E-07	2,52E-10	1,66E-07	2,65E-07	2,53E-07	1,19E-07	1,09E-07
Pared superior del intestino grueso	9,41E-08	4,76E-11	2,12E-08	2,65E-08	2,12E-07	1,81E-08	1,10E-07
Pared del corazón	2,85E-07	2,54E-09	5,48E-06	1,19E-05	8,22E-08	4,40E-07	9,20E-08
Riñones	7,24E-07	1,58E-10	6,45E-08	8,22E-08	1,32E-05	6,66E-08	9,79E-08
Hígado	4,35E-07	8,16E-10	2,13E-07	2,33E-07	2,93E-07	1,97E-07	7,52E-08
Pulmones	2,33E-07	7,63E-09	4,59E-07	4,40E-07	6,66E-08	3,54E-06	9,36E-08

ÓRGANOS FUENTE							
ÓRGANOS BLANCO	Glándulas suprarrenales	Cerebro	Contenido del corazón	Pared del corazón	Riñones	Pulmones	Músculo
Músculo	1,12E-07	2,21E-08	8,83E-08	9,20E-08	9,79E-08	9,34E-08	1,93E-07
Ovarios	3,14E-08	1,52E-11	4,55E-09	6,15E-09	7,02E-08	5,39E-09	1,44E-07
Páncreas	1,09E-06	4,15E-10	2,65E-07	3,57E-07	4,97E-07	1,74E-07	1,24E-07
Médula ósea	2,53E-07	1,01E-07	1,11E-07	1,11E-07	1,71E-07	1,11E-07	9,07E-08
Superficies óseas	2,67E-07	2,99E-07	1,60E-07	1,60E-07	1,62E-07	1,66E-07	1,84E-07
Piel	3,41E-08	3,97E-08	3,41E-08	3,70E-08	3,79E-08	4,02E-08	5,72E-08
Bazo	4,58E-07	5,19E-10	1,24E-07	1,67E-07	6,63E-07	1,64E-07	1,03E-07
Testículos	1,54E-09	1,46E-12	5,16E-10	6,16E-10	3,10E-09	3,67E-10	9,89E-08
Timo	5,66E-08	6,88E-09	8,87E-07	7,35E-07	1,73E-08	2,85E-07	1,06E-07
Tiroides	8,11E-09	1,35E-07	5,17E-08	4,33E-08	2,95E-09	8,82E-08	1,16E-07
Pared de la vejiga urinaria	7,55E-09	6,02E-12	2,22E-09	2,17E-09	1,87E-08	1,33E-09	1,40E-07
Útero	1,89E-08	1,31E-11	4,87E-09	5,47E-09	6,42E-08	4,10E-09	1,43E-07
Cuerpo completo	1,72E-07	1,25E-07	1,17E-07	1,65E-07	1,58E-07	1,44E-07	1,33E-07

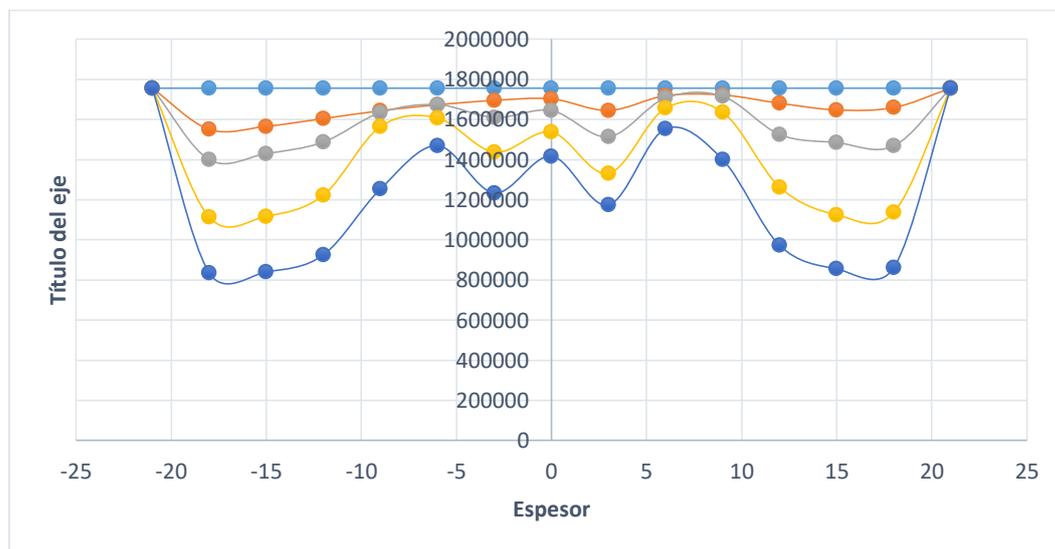
Fuente: (Sorenson, y otros, 2003).

ANEXO B

Cuentas detectadas por la gammacámara Infinia en el centro del Fantoma con diferentes espesores

POSICION (cm)	10,4	7,8	5,2	2,6	0
21	1756030	1756030	1756030	1756030	1756030
18	860765	1136888	1468185	1659495	1756030
15	855699	1125114	1484984	1647574	1756030
12	972413	1263377	1525367	1681063	1756030
9	1400703	1636550	1715690	1722215	1756030
6	1553549	1656263	1707181	1718661	1756030
3	1174292	1331227	1513872	1645032	1756030
0	1416911	1537226	1644454	1703032	1756030
-3	1233786	1437213	1609695	1695168	1756030
-6	1469789	1607973	1674537	1673158	1756030
-9	1253071	1564274	1633858	1643532	1756030
-12	925003	1222289	1487485	1604379	1756030
-15	840779	1117575	1430212	1565956	1756030
-18	835597	1113958	1400019	1550844	1756030
-21	1756030	1756030	1756030	1756030	1756030

Realizado por: Guillén Joselin, 2018.



Gráfica 1 Atenuación de la actividad Espesor vs. Cuentas con una fuente puntual

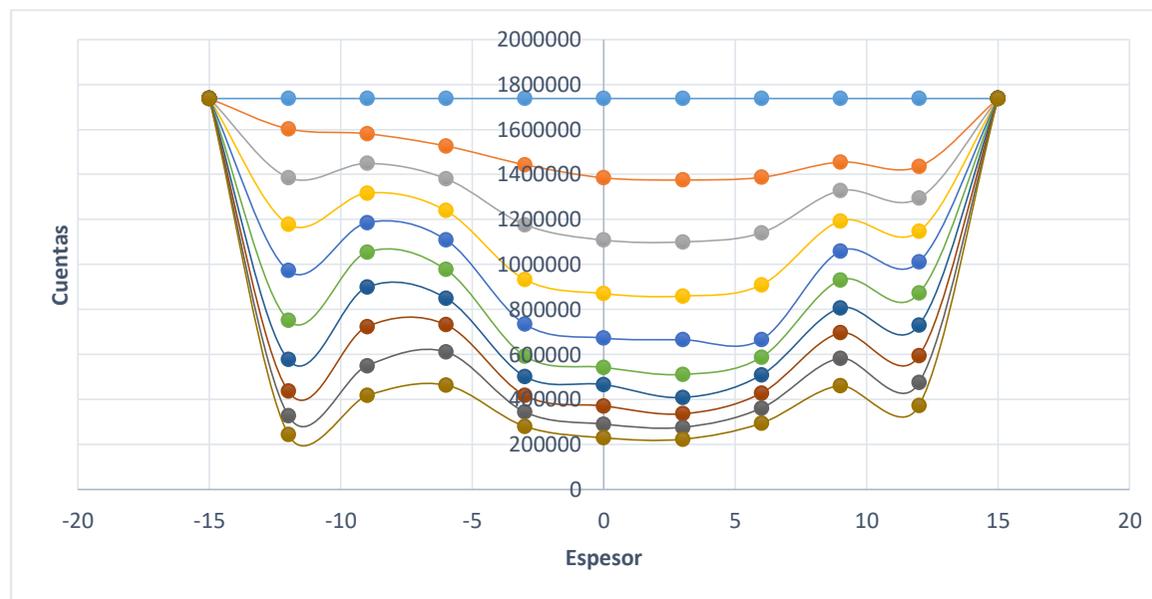
Realizado por: Guillén Joselin, 2018

En la gráfica 1 se observa que a medida que aumenta el espesor desde el punto centro donde se ubica la fuente el número de cuentas disminuye, es decir la radiación se atenúa debido al espesor, tanto del lado positivo como negativo ya que los órganos que se encuentran en el tórax tienen una densidad similar.

Cuentas detectadas por la Gammacámara Infinia en la base del fantoma antropomorfo con fuente puntual a diferentes espesores.

Posición (cm)	23,4	20,8	18,2	15,6	13	10,4	7,8	5,2	2,6	0
15	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802
12	373431	474771	594452	730768	872163	1011702	1147328	1295028	1435721	1737802
9	461323	583450	695962	806919	930546	1059060	1193175	1328068	1455345	1737802
6	294208	361119	428015	508566	587214	665862	908926	1140450	1387002	1737802
3	222935	276017	335902	408323	510830	665295	859186	1100341	1375504	1737802
0	229209	290107	370904	466084	542543	672685	870282	1108251	1385051	1737802
-3	280102	343798	417757	501954	592807	734406	933116	1176842	1443444	1737802
-6	463564	611144	732271	850358	977090	1109521	1239195	1381378	1526612	1737802
-9	417134	549948	723661	899097	1054721	1185701	1317126	1448996	1581204	1737802
-12	245007	328434	436640	576637	752023	972735	1179085	1386470	1603020	1737802
-15	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802	1737802

Realizado por: Guillén Joselin, 2018

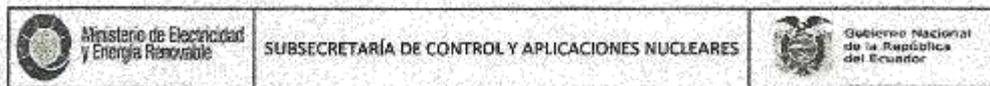


Gráfica 2 .Atenuación de la actividad con una fuente puntual en la base del fantoma
Realizado por: Guillén Joselin, 2018

En la gráfica 2 se puede apreciar que a medida que aumenta el espesor desde el punto centro donde se ubica la fuente puntual el número de cuentas disminuye lo cual indica que la radiación se atenúa a medida que el espesor aumenta, la radiación se atenúa de una forma casi uniforme de ambos lados debido a que los órganos ubicados en la zona torácica son de densidad similar.

ANEXO C

Control de calidad del Detector Geiger Müller



CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN DE DETECTORES DE RADIACIÓN

MINISTERIO DE ELECTRICIDAD Y ENERGÍA RENOVABLE
 SUBSECRETARÍA DE CONTROL Y APLICACIONES NUCLEARES
 LABORATORIO DE CALIBRACIONES DOSIMÉTRICAS

CERTIFICADO DE CALIBRACIÓN No.: **CAL 1298 - 2018**

SOLICITANTE:	HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARIN				FECHA DE CALIBRACIÓN:	2018-07-13	
DIRECCIÓN:	Av Ayacucho y 18 de Septiembre						
INSTRUMENTO:	EQUIPO DIGITAL	Marca:	thermo scientific	Modelo:	RADEYE B20-ER	Serie:	32062
DETECTOR:	GEIGER MÜLLER						

Condiciones ambientales durante la calibración:

Temperatura (°C): 22,7 Presión (mbar): 710,2 Humedad rel. (%): 50%

Instrumentos de Referencia:

Cámara de Ionización Marca - Modelo: PTW - PTW-32002 Serie No: 576
 Electrómetro Marca - Modelo: PTW - UNIDOS Weblina Serie No: 633

Revisión de Características del instrumento:

Chequeo Mecánico: OK
 Chequeo Audio y/o Alarma: OK

Condiciones de pruebas realizadas al instrumento:

Substracción de Background: SI
 Se determinó Linealidad: SI
 Fuentes de Calibración: OB6
 Atenuadoras (mm): 22.0
 Rango en Escala Normal (X1): (0 - 1000) (uSv/h)

DATOS DE CALIBRACIÓN PARA TASAS DE DOSIS EQUIVALENTE POR RADIACIÓN GAMA CON CESIO 137

ESCALA	FUENTE DE CALIBRACION	TASA DE DOSIS EQUIVALENTE DE REFERENCIA	LECTURA PROMEDIO DEL INSTRUMENTO	FACTOR DEL INSTRUMENTO Para incertidumbre k = 2
(0 - 1000) uSv/h	OB6	462 uSv/h	457 uSv/h	1,01 ± 0,001

NOTA: LAS MEDICIONES REALIZADAS CON EL EQUIPO DEBEN SER MULTIPLICADAS POR EL FACTOR INDICADO PARA TENER UN VALOR MÁS EXACTO

El Laboratorio de Calibraciones Dosimétricas (LCD) del Ecuador, certifica que el instrumento ha sido calibrado bajo las normas y procedimientos establecidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), tomando como referencia el Reporte de Seguridad Serie 16: Calibración de Instrumentos para Monitoreo de Protección Radiológica.

Este certificado no puede ser reproducido sin la aprobación escrita del laboratorio.

Calibrado por: E. Arévalo/Y. Pástor
 Fecha de Emisión: 16/07/2018

Responsable del L.P.S.



Dirección: José Tamayo N10-25 y Lizardo García, Quito - Ecuador
 Casilla: 170517, Telf: 3978000 ext.1021 - 1130
 Email: enrique.arevalo@meer.gob.ec

ANEXO D

Control de calidad de la Gammacámara Infinia

GRUPO viennatone
ASISTENCIA TÉCNICA
VIAT Cia. Ltda.



GE Healthcare
Authorized Distributor

INFORME MANTENIMIENTOS PREVENTIVOS GAMACAMARAS FINAL HCAM – SERVICIO DE MEDICINA NUCLEAR

Quito, 11 Julio de 2018
045-MN-VIAT-18

Arq. Juan Villacreces
Administradora de Contrato
IESS – Hospital Andrade Marín

C.C: Msc. Marco Maldonado

Presente;

El presente documento es para informar el estado de los equipos, luego de los mantenimientos realizados como un alcance final al informe 043-MN-VIAT-18, en donde se aplican los KITS de lubricación en las siguientes gammacámaras:

- Infinia II, realizado el día 11 de Julio de 2018, en el horario de 10 a 14 horas.
- Millenium MPR, realizado el día 11 de Julio de 2018, en el horario de 14 a 16 horas.

Mantenimiento Preventivo Infinia II + HWK:

En la hoja de trabajo N° P0004587(2), se detallan las actividades realizadas:

- Aplicación de kit de lubricación en ejes de mesa y rotación de gantry.
- Se verifican todos los movimientos, al finalizar sin problema

Observaciones:

- ✓ Se usó un consumible en este mantenimiento:
 - KIT DE LUBRICACION

Mantenimiento Preventivo Millenium MPR:

En la hoja de trabajo N° P0004589(2), se detallan las actividades realizadas:

- Aplicación de kit de lubricación en ejes de mesa y rotación de gantry.
- Se verifican todos los movimientos, al final sin problema

Observaciones:

- ✓ Se usó un consumible en este mantenimiento:
 - KIT DE LUBRICACION

GRUPO viennatone
ASISTENCIA TÉCNICA
VIAT Cia. Ltda.



GE Healthcare
Authorized Distributor

Con esto se finalizan todas las actividades programadas en los dos equipos, en el año de contrato.

Atentamente;

A handwritten signature in black ink, appearing to read 'Fabricio Estacio A.' with a stylized flourish at the end.

Fabricio Estacio A.
Ingeniero de Servicios y Soporte Técnico
Quito - Ecuador

ANEXO E

Control de calidad del Activímetro

CONTROL DE CALIDAD ACTIVÍMETRO ATOMLAB 500 JUNIO 2018

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model: 926-326 Serial #: 99999931 Detector Serial #: 19919919

Date	Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. ± 5%	Technology
06/11/18	100-1000	285200A	131.7 pCi	132.9 pCi	-1.6%	MARKSCE 1000000
06/12/18	100-1000	285200A	132.2 pCi	132.9 pCi	-0.5%	MARKSCE 1000000
06/13/18	No Tests Performed					
06/14/18	No Tests Performed					
06/15/18	100-1000	285200A	132.1 pCi	132.9 pCi	-1.0%	MARKSCE 1000000
06/16/18	100-1000	285200A	132.8 pCi	132.9 pCi	-0.7%	MARKSCE 1000000
06/17/18	100-1000	285200A	130.8 pCi	132.9 pCi	-1.6%	MARKSCE 1000000
06/18/18	100-1000	285200A	130.4 pCi	132.9 pCi	-0.8%	MARKSCE 1000000

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

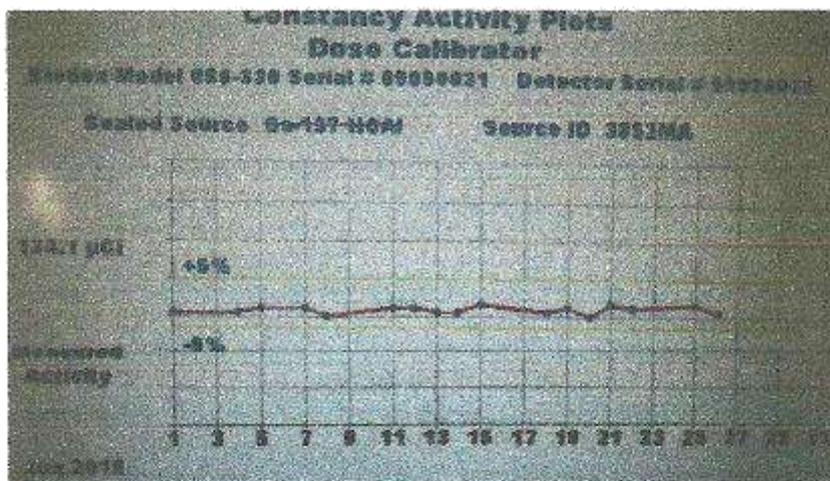
Model: 926-326 Serial #: 99999931 Detector Serial #: 19919919

Date	Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. ± 5%	Technology
06/19/18	100-1000	285200A	131.1 pCi	132.9 pCi	-2.1%	MARKSCE 1000000
06/20/18	No Tests Performed					
06/21/18	No Tests Performed					
06/22/18	100-1000	285200A	132.4 pCi	134.9 pCi	-0.4%	MARKSCE 1000000
06/23/18	100-1000	285200A	131.8 pCi	134.9 pCi	-1.0%	MARKSCE 1000000
06/24/18	100-1000	285200A	134.3 pCi	134.9 pCi	-2.6%	MARKSCE 1000000
06/25/18	100-1000	285200A	132.1 pCi	134.9 pCi	-1.4%	MARKSCE 1000000
06/26/18	100-1000	285200A	132.6 pCi	134.9 pCi	-1.2%	MARKSCE 1000000

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model: 926-326 Serial #: 99999931 Detector Serial #: 19919919

Date	Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. ± 5%	Technology
06/27/18	No Tests Performed					
06/28/18	No Tests Performed					
06/29/18	100-1000	285200A	130.2 pCi	134.9 pCi	-2.0%	MARKSCE 1000000
06/30/18	100-1000	285200A	132.4 pCi	134.9 pCi	-1.2%	MARKSCE 1000000
06/30/18	No Tests Performed					
06/30/18	100-1000	285200A	132.6 pCi	134.1 pCi	-1.0%	MARKSCE 1000000
06/30/18	100-1000	285200A	131.1 pCi	134.1 pCi	-0.3%	MARKSCE 1000000
06/30/18	No Tests Performed					



CONTROL DE CALIDAD ACTIVÍMETRO ATOMLAB 500 MAYO 2018

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

Scanner Model 654-330 Serial # 89090531 Detector Serial # 10020001

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
5/1/18	No Tests Performed					
5/2/18	Co-137-160M	3882MA	133.2 pCi	134.1 pCi	-1.4%	BARCOE FLORES
5/3/18	Co-137-160M	3882MA	132.7 pCi	134.1 pCi	-1.8%	BARCOE FLORES
5/4/18	Co-137-160M	3882MA	133.2 pCi	134.1 pCi	-2.9%	BARCOE FLORES
5/5/18	Co-137-160M	3882MA	133.9 pCi	134.1 pCi	-2.4%	BARCOE FLORES
5/6/18	Co-137-160M	3882MA	133.2 pCi	134.1 pCi	-1.0%	BARCOE FLORES
5/7/18	No Tests Performed					
5/8/18	No Tests Performed					

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

Scanner Model 654-330 Serial # 89090531 Detector Serial # 10020001

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
5/9/18	No Tests Performed					
5/10/18	Co-137-160M	3882MA	131.1 pCi	134.2 pCi	-2.3%	BARCOE FLORES
5/11/18	Co-137-160M	3882MA	131.6 pCi	134.2 pCi	-5.6%	BARCOE FLORES
5/12/18	Co-137-160M	3882MA	131.4 pCi	134.2 pCi	-1.1%	BARCOE FLORES
5/13/18	Co-137-160M	3882MA	131.8 pCi	134.2 pCi	-2.4%	BARCOE FLORES
5/14/18	No Tests Performed					
5/15/18	No Tests Performed					
5/16/18	Co-137-160M	3882MA	129.6 pCi	134.2 pCi	-3.4%	BARCOE FLORES

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

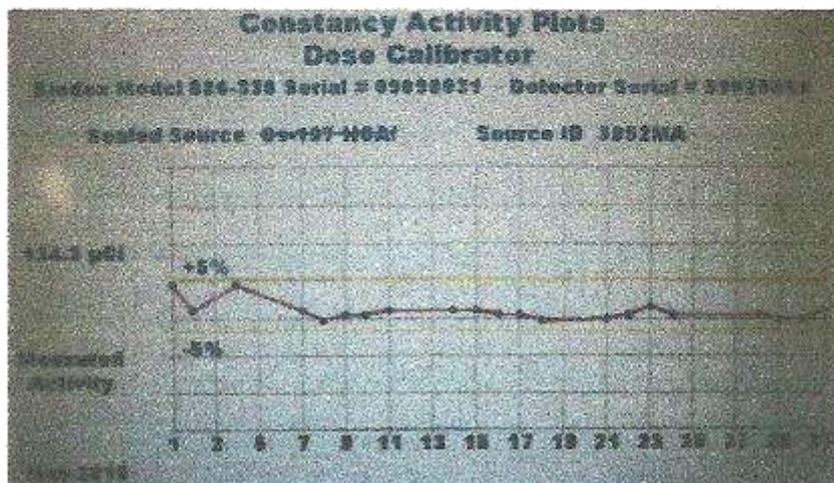
BioRad Model 556-330 Serial # 09090071 Detector Serial # 39920010

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technologist
08/01/18	999-1662	3852MA	131.8 pCi	134.3 pCi	-1.8%	MARCOE FRANK
08/02/18	999-1662	3852MA	131.7 pCi	134.3 pCi	-1.9%	MARCOE FRANK
08/03/18	999-1662	3852MA	132.2 pCi	134.3 pCi	-1.5%	MARCOE FRANK
08/04/18	999-1662	3852MA	132.5 pCi	134.3 pCi	-1.3%	MARCOE FRANK
08/05/18	No Tests Performed					
08/06/18	No Tests Performed					
08/07/18	999-1662	3852MA	132.5 pCi	134.3 pCi	-1.3%	MARCOE FRANK
08/08/18	999-1662	3852MA	131.8 pCi	134.3 pCi	-1.8%	MARCOE FRANK

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

BioRad Model 556-330 Serial # 09090071 Detector Serial # 39920010

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technologist
08/09/18	999-1662	3852MA	131.8 pCi	134.3 pCi	-1.8%	MARCOE FRANK
08/10/18	999-1662	3852MA	129.5 pCi	134.3 pCi	-3.5%	MARCOE FRANK
08/12/18	999-1662	3852MA	132.7 pCi	134.3 pCi	-1.2%	MARCOE FRANK
08/13/18	No Tests Performed					
08/14/18	No Tests Performed					
08/15/18	999-1662	3852MA	133.9 pCi	134.3 pCi	4.2%	MARCOE FRANK
08/16/18	No Tests Performed					
08/17/18	999-1662	3852MA	132.8 pCi	134.3 pCi	-1.1%	MARCOE FRANK



CONTROL DE CALIDAD ACTIVIMETRO ATOMLAB 500 ABRIL 2018

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator
Stadex Model 026-310 Serial # 05090021 Detector Serial # 03020010

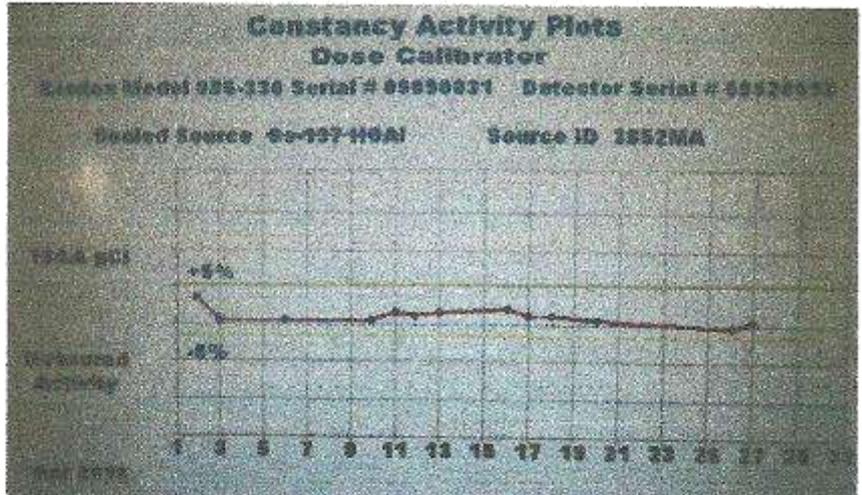
Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
04/04/18	100-1002	3052MA	133.2 pCi	134.4 pCi	7.6%	MARCOO FRANK S
04/05/18	No Tests Performed					
04/06/18	No Tests Performed					
04/07/18	No Tests Performed					
04/08/18	100-1003	3052MA	131.4 pCi	134.4 pCi	-2.2%	MARCOO FRANK S
04/09/18	100-1002	3052MA	129.0 pCi	134.4 pCi	-3.3%	MARCOO FRANK S
04/10/18	No Tests Performed					
04/11/18	No Tests Performed					

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator
Stadex Model 026-310 Serial # 05090021 Detector Serial # 03020010

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
04/12/18	No Tests Performed					
04/13/18	No Tests Performed					
04/14/18	No Tests Performed					
04/15/18	100-1003	3052MA	131.6 pCi	134.4 pCi	-2.1%	MARCOO FRANK S
04/16/18	No Tests Performed					
04/17/18	100-1002	3052MA	132.1 pCi	134.5 pCi	-4.0%	MARCOO FRANK S
04/18/18	100-1003	3052MA	132.1 pCi	134.5 pCi	-3.3%	MARCOO FRANK S
04/19/18	100-1002	3052MA	134.7 pCi	134.5 pCi	0.4%	MARCOO FRANK S

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator
Stadex Model 026-310 Serial # 05090021 Detector Serial # 03020010

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
04/20/18	No Tests Performed					
04/21/18	No Tests Performed					
04/22/18	100-1002	3052MA	132.8 pCi	134.5 pCi	-0.5%	MARCOO FRANK S
04/23/18	100-1003	3052MA	132.8 pCi	134.5 pCi	-1.3%	MARCOO FRANK S
04/24/18	100-1002	3052MA	133.2 pCi	134.5 pCi	-1.0%	MARCOO FRANK S
04/25/18	100-1003	3052MA	131.6 pCi	134.5 pCi	-2.2%	MARCOO FRANK S
04/26/18	No Tests Performed					
04/27/18	No Tests Performed					



CONTROL DE CALIDAD ACTIVÍMETRO ATOMLAB 500 MARZO 2018

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

Siemens Model 086-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 50720000

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- 5%	Technologist
03/01/18	No Tests Performed					
03/02/18	60-107-110A1	3852NA	135.8 pCi	134.6 pCi	-1.5%	MARCOO FRONZONI
03/03/18	No Tests Performed					
03/04/18	No Tests Performed					
03/05/18	60-107-110A1	3852NA	131.2 pCi	134.6 pCi	-2.5%	MARCOO FRONZONI
03/06/18	60-107-110A1	3852NA	137.2 pCi	134.6 pCi	2.3%	MARCOO FRONZONI
03/07/18	No Tests Performed					
03/08/18	No Tests Performed					

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

Siemens Model 086-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 50720000

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- 5%	Technologist
03/09/18	No Tests Performed					
03/10/18	60-107-110A1	3852NA	133.3 pCi	134.6 pCi	-1.5%	MARCOO FRONZONI
03/11/18	60-107-110A1	3852NA	136.7 pCi	134.6 pCi	-2.9%	MARCOO FRONZONI
03/12/18	No Tests Performed					
03/13/18	60-107-110A1	3852NA	126.3 pCi	134.7 pCi	6.4%	MARCOO FRONZONI
03/14/18	No Tests Performed					
03/15/18	No Tests Performed					
03/16/18	60-107-110A1	3852NA	134.8 pCi	134.7 pCi	-0.7%	MARCOO FRONZONI

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

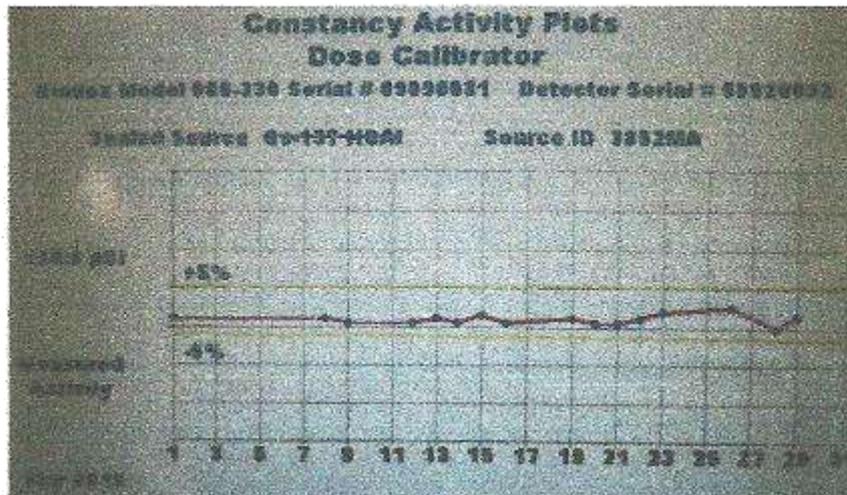
Glo-Max Model 688-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 12410001

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
02/21/14	492-1100	3952MA	132.8 pCi	134.7 pCi	-1.4%	BARBARA FORD
02/21/14	492-1100	3952MA	131.8 pCi	134.7 pCi	-2.2%	BARBARA FORD
02/20/14	492-1100	3952MA	132.5 pCi	134.7 pCi	-2.4%	BARBARA FORD
02/19/14	492-1100	3952MA	132.4 pCi	134.7 pCi	-1.7%	BARBARA FORD
02/18/14	No Tests Performed					
02/17/14	No Tests Performed					
02/16/14	492-1100	3952MA	131.8 pCi	134.7 pCi	-2.4%	BARBARA FORD
02/15/14	492-1100	3952MA	132.4 pCi	134.7 pCi	-1.7%	BARBARA FORD

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

Glo-Max Model 688-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 12410001

Date	Sealed Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
02/14/14	492-1100	3952MA	131.8 pCi	134.8 pCi	-2.2%	BARBARA FORD
02/13/14	492-1100	3952MA	132.6 pCi	134.8 pCi	-1.6%	BARBARA FORD
02/12/14	492-1100	3952MA	131.5 pCi	134.8 pCi	-3.2%	BARBARA FORD
02/11/14	No Tests Performed					
02/10/14	No Tests Performed					
02/09/14	492-1100	3952MA	131.7 pCi	134.8 pCi	-2.3%	BARBARA FORD
02/08/14	492-1100	3952MA	132.7 pCi	134.8 pCi	-1.6%	BARBARA FORD
02/07/14	No Tests Performed					



CONTROL DE CALIDAD ACTIVIMETRO ATOMLAB 500 FEBRERO 2018

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Rudex Model 026-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 10000000

Date	Serial Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Test Result
2018-02-01						No Tests Performed
2018-02-02						No Tests Performed
2018-02-03						No Tests Performed
2018-02-04						No Tests Performed
2018-02-05						No Tests Performed
2018-02-06	100-1000	30020A	132.5 pCi	134.5 pCi	-1.5%	PASSED PERIODIC
2018-02-07	100-1000	30020A	132.5 pCi	134.5 pCi	-1.5%	PASSED PERIODIC
2018-02-08						No Tests Performed

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Rudex Model 026-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 10000000

Date	Serial Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Test Result
2018-02-09						No Tests Performed
2018-02-10						No Tests Performed
2018-02-11						No Tests Performed
2018-02-12						No Tests Performed
2018-02-13						No Tests Performed
2018-02-14	100-1000	30020A	132.7 pCi	134.5 pCi	-1.3%	PASSED PERIODIC
2018-02-15	100-1000	30020A	132.4 pCi	134.5 pCi	-1.5%	PASSED PERIODIC
2018-02-16						No Tests Performed

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Rudex Model 026-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 10000000

Date	Serial Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Test Result
2018-02-17						No Tests Performed
2018-02-18						No Tests Performed
2018-02-19	100-1000	30020A	131.3 pCi	135.0 pCi	-1.3%	PASSED PERIODIC
2018-02-20	100-1000	30020A	134.2 pCi	135.0 pCi	-0.6%	PASSED PERIODIC
2018-02-21	100-1000	30020A	132.1 pCi	135.0 pCi	-1.3%	PASSED PERIODIC
2018-02-22						No Tests Performed
2018-02-23						No Tests Performed
2018-02-24						No Tests Performed

CONTROL DE CALIDAD ACTIVIMETRO ATOMLAB 500 FEBRERO 2018

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model 086-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 0021000

Date	Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
02/01/18	No Tests Performed					
02/02/18	No Tests Performed					
02/03/18	No Tests Performed					
02/04/18	No Tests Performed					
02/05/18	No Tests Performed					
02/06/18	1302-1007	1052MA	132.5 pCi	134.9 pCi	-1.8%	MARCOS PEREZ
02/07/18	1302-1007	1052MA	132.8 pCi	134.9 pCi	-1.7%	MARCOS PEREZ
02/08/18	No Tests Performed					

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model 086-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 0021000

Date	Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
02/09/18	No Tests Performed					
02/10/18	No Tests Performed					
02/11/18	No Tests Performed					
02/12/18	No Tests Performed					
02/13/18	No Tests Performed					
02/14/18	1302-1007	1052MA	133.7 pCi	134.9 pCi	-0.9%	MARCOS PEREZ
02/15/18	1302-1007	1052MA	135.2 pCi	134.9 pCi	0.4%	MARCOS PEREZ
02/16/18	No Tests Performed					

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model 086-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 0021000

Date	Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technician
02/17/18	No Tests Performed					
02/18/18	No Tests Performed					
02/19/18	1302-1007	1052MA	133.3 pCi	135.0 pCi	-1.2%	MARCOS PEREZ
02/20/18	1302-1007	1052MA	134.2 pCi	135.0 pCi	-0.6%	MARCOS PEREZ
02/21/18	1302-1007	1052MA	135.4 pCi	135.0 pCi	2.3%	MARCOS PEREZ
02/22/18	No Tests Performed					
02/23/18	No Tests Performed					
02/24/18	No Tests Performed					

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model # 086-230 Serial # 00000031 Detector Serial # 00010000

Date	Serial Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- 0%	Technician
01-28-12	1007-0007	3052MA	131.8 pCi	135.2 pCi	-2.5%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.3 pCi	135.2 pCi	-1.3%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.8 pCi	135.2 pCi	-2.5%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	134.3 pCi	135.2 pCi	-1.4%	MARCOE FRANK
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	1007-0007	3052MA	132.7 pCi	135.2 pCi	-1.8%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.0 pCi	135.2 pCi	-1.6%	MARCOE FRANK

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model # 086-230 Serial # 00000031 Detector Serial # 00010000

Date	Serial Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- 0%	Technician
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	1007-0007	3052MA	131.9 pCi	135.2 pCi	-2.8%	MARCOE FRANK
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	1007-0007	3052MA	134.1 pCi	135.2 pCi	-0.8%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	136.4 pCi	135.2 pCi	0.9%	MARCOE FRANK
01-28-12	No Tests Performed					

Daily Constancy Test Data
Dose Calibrator

Model # 086-230 Serial # 00000031 Detector Serial # 00010000

Date	Serial Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- 0%	Technician
01-28-12	1007-0007	3052MA	132.0 pCi	135.2 pCi	-2.4%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.7 pCi	135.2 pCi	-1.1%	MARCOE FRANK
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	No Tests Performed					
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.4 pCi	135.2 pCi	-1.4%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.2 pCi	135.2 pCi	-1.5%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.6 pCi	135.4 pCi	-1.3%	MARCOE FRANK
01-28-12	1007-0007	3052MA	133.7 pCi	135.4 pCi	-0.9%	MARCOE FRANK

Daily Constancy Test Data Dose Calibrator

Dose Cal Model 924-330 Serial # 99990011 Detector Serial # 33870009

Time	Tested Source	Source ID	Measured Source	Calculated Standard	Acceptable Var. +/- %	Technologist
01/01/18	No Tests Performed					
01/02/18	No Tests Performed					
01/03/18	No Tests Performed					
01/04/18	No Tests Performed					
01/05/18	60Co-197-HGA	3852MA	137.7 pCi	135.4 pCi	1.7%	MARCOS PRIMA S
01/06/18	60Co-197-HGA	3852MA	140.6 pCi	135.4 pCi	3.8%	MARCOS PRIMA S
01/07/18	No Tests Performed					
01/08/18	No Tests Performed					

