



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

**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**

TRABAJO DE TITULACIÓN

TIPO: TRABAJO EXPERIMENTAL

Presentado previo a la obtención del título de:

BIOFÍSICA

AUTORA: ROCÍO ELIZABETH MANOBANDA GUAMÁN

TUTORA: BIOF. VILMA YANCHAPANTA BASTIDAS, M.Sc

Riobamba-Ecuador

2018

©2018, Rocío Elizabeth Manobanda Guamán

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

.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE CIENCIAS

ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA

El tribunal de Trabajo de Titulación certifica que: El Trabajo Experimental: “DISTRIBUCIÓN DE LOS COEFICIENTES DE ATENUACIÓN LINEAL EN LA CAVIDAD ABDOMINOPÉLVICA DE UN FANTOMA ANTROPOMORFO PARA DOSIMETRÍA INTERNA CON Tc-99m EN EL HOSPITAL CARLOS ANDRADE MARIN”, de responsabilidad de la señorita Rocío Elizabeth Manobanda Guamán, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

FIRMA

FECHA

Biof. Vilma Nohemí Yanchapanta Batidas

DIRECTORA DEL TRABAJO

DE TITULACIÓN

Biof. Rosa Maricela Ormaza Hugo

MIEMBRO DESIGNADO DEL

TRABAJO DE TITULACIÓN

Yo, Rocío Elizabeth Manobanda Guamán 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.

Elizabeth

DEDICATORIA

A mi Dios por haberme bendecido con una madre tan ejemplar y trabajadora señora Luisa Edelina Guamán Hinojosa. A mis hermanas Magaly y Aracely.

Elizabeth

AGRADECIMIENTO

A mis padres por enseñarme a ser buena persona e inculcarme valores y principios, por ser mis consejeros y por haber permitido con su gran esfuerzo que pueda culminar una etapa más de mi vida.

A mi tutora de tesis Biof. Vilma Yanchapanta Batidas que por sus consejos y conocimientos he podido culminar mi Trabajo de Titulación.

Al HCAM, en especial al Lic. Marco Maldonado por abrirme las puertas del Servicio de Medicina Nuclear, al M. Sc. Marco Frías quien fue la persona que me guió durante la realización de mi Trabajo de Titulación y a todo el personal del servicio tanto médicos como licenciados por impartir sus conocimientos y por su colaboración a lo largo de mi Trabajo de Titulación.

Elizabeth

ABREVIATURAS

1. **IESS:** Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social
2. **MIRD:** Comité de Dosis de Radiación Interna Médica
3. **HCAM:** Hospital Carlos Andrade Marín
4. **ALARA:** Tan bajo como razonablemente sea alcanzable
5. **ICRP:** Comisión Internacional de Protección Radiológica
6. **IAEA:** Agencia Nacional de Energía Atómica
7. **ISO:** Organización Internacional para la Estandarización
8. **NCRP:** Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de Estados Unidos
9. **POE:** Personal ocupacionalmente Expuesto
10. **SI:** Sistema Internacional de Medidas
11. **Ci:** Curie
12. **mCi:** mili Curie
13. **Bq:** Becquerelio
14. **MBq:** Mega Becquerel
15. **Sv:** Sievert
16. **mSv:** mili Sievert
17. **μSv:** micro Sievert
18. **A:** Actividad
19. **KeV:** Kilo electrón voltio
20. **MeV:** Mega electrón voltio
21. **AF:** Fracción de dosis absorbida
22. **HIDA:** Lidofenina
23. **DISIDA:** Disofenina
24. **DTPA:** Ácido dietiltri Aminopentacético
25. **DMSA:** Ácido dimercaptosuccínico

INDICE DE CONTENIDO

RESUMEN	xiii
ABSTRACT	xiv
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO I	3
1. MARCO REFERENCIAL	3
1.1. Antecedentes	3
1.2. Planteamiento del problema	4
1.3. Justificación.....	5
1.4. Objetivos.....	6
CAPÍTULO II	7
2. MARCO REFERENCIAL	7
2.1. Origen de las radiaciones ionizantes	7
2.2. Radiación ionizante	8
2.3. Radioactividad	8
2.4. Medicina Nuclear.....	11
2.5. Fuente Radioactiva de Tc-99m.....	12
2.6. Principales gammagrafías realizadas en patologías presentes en la cavidad abdominopélvica.....	14
2.7. Equipamiento utilizado en Medicina Nuclear	20
2.8. Control de Calidad de la Gammacámara Infinia modelo K300WW <i>Infinia</i> <i>Hawkey</i>	32
2.9. Preparación del material e instrumentos.....	35
2.10. Dosimetría Interna	36
2.11. Magnitudes y Unidades Dosimétricas	37
2.12. Coeficiente de Atenuación lineal.....	39
2.13. Métodos de Dosimetría Interna	41
CAPÍTULO III	43
3. MARCO METODOLÓGICO	43

3.1. Diseño de la Investigación	43
3.2. Técnica e Instrumentos de recolección de datos	45
CAPÍTULO IV	49
4. ANÁLISIS Y RESULTADOS	49
4.1. Perfil de Isodosis.....	49
4.2. Coeficientes de atenuación lineal.....	50
4.3. Dosimetría interna en la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo	52
CONCLUSIONES.....	56
RECOMENDACIONES.....	57
BIBLIOGRAFÍA	

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-2: Sistema generador de radionúclidos de "columna seca"	13
Figura 2-2: Proceso de elusión en un generador de "columna seca"	13
Figura 3-2: Partes de la Gammacámara Infinia H300WW INFINIA HAWKEYE	23
Figura 4-2: Esquema formación de la imagen de una gammacámara.	24
Figura 5-2: Sistema de un tubo fotomultiplicador de una gammacámara	26
Figura 6-2: Componente de una gammacámara	27
Figura 7-2: Activímetro Atomlab TM 500	29
Figura 8-2: Detector multiuso Thermo Scientific TM RadEye TM B20 y B20 – ER.	31
Figura 9-2: Fantoma Antropomorfo.	32
Figura 10-2: Procedimiento para el fraccionamiento de material radioactivo (Tc-99m).....	36
Figura 1-3: Tomografía Computarizada del fantoma antropomorfo	44
Figura 2-3: Delimitación de puntos en cada corte axial de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo.....	44
Figura 3-3: Adquisición de datos con el fantoma antropomorfo y gammacámara Infinia.	47
Figura 4-3: Adquisición y Recolección de datos.....	48

ÍNDICE DE GRÁFICOS

Gráfico 1-2: Tasa de cuentas vs Actividad	34
Gráfico 2-2: Corrección por decaimiento de una fuente de Tc-99m.....	35
Gráfico 1-4: Número de cuentas vs Espesor.....	49
Gráfico 2-4: Cuentas vs Distancia de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo ..	50
Gráfico 3-4: Perfil de isodosiis usando los coeficientes de atenuación lineal de la cavidad abdominopélvica.....	51
Gráfico 4-4: Dosis absorbida para el hígado como órgano de fuente.....	52
Gráfico 5-4: Dosis absorbida para el riñón como órgano de fuente.....	53
Gráfico 6-4: Método de los coeficientes vs Método MIRD.....	54
Gráfico 7-4: Método de los coeficientes vs Método MIRD.....	55

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-2: Propiedades de la radiación alfa, beta, gamma.....	9
Tabla 2-2: Descripción de los tipos de radiación.....	9
Tabla 3-2: Características físicas de los radionucleidos de fotón único utilizados en la Unidad de Medicina Nuclear para el diagnóstico clínico.....	12
Tabla 4-2: Farmacocinética de los fármacos marcados con Tc-99m.....	16
Tabla 5-2: Técnica de adquisición de imagen.....	17
Tabla 6-2: Técnica de Adquisición de Imagen.....	17
Tabla 7-2: Técnica de Adquisición de imagen.....	18
Tabla 8-2: Principales radiofármacos utilizados en la Unidad de Medicina Nuclear para estudios renales.....	19
Tabla 9-2: Técnica de adquisición de imagen de una gammagrafía renal.....	19
Tabla 10-2: Descripción de las características de la Gammacámara Infinia.....	21
Tabla 11-2: Componentes y características del sistema Infinia.....	22
Tabla 12-2: Tipos de colimadores y sus características.....	27
Tabla 13-2: Características del Activímetro Atomlab 500.....	29
Tabla 14-2: Características del detector Thermo Scientific TM RadEye TM B20 y B20 – ER.....	30
Tabla 15-2: Factores de ponderación W_R	38
Tabla 16-2: Factores de Ponderación W_T	39
Tabla 1-4: Coeficiente de atenuación obtenido experimentalmente.....	52
Tabla 2-4: Dosis absorbida en órganos de la cavidad abdominopélvica (hígado órgano fuente) por el método de los coeficientes.....	52
Tabla 3-4: Dosis absorbida en órganos de la cavidad abdominopélvica (riñón órgano fuente) por el método de los coeficientes.....	53
Tabla 4-4: Comparación método de los coeficientes vs método MIRD.....	54
Tabla 5-4: Comparación método de los coeficientes vs método MIRD.....	55

RESUMEN

El objetivo fue determinar la 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. Se realizó una tomografía computarizada al fantoma antropomorfo para delimitar 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, y luego determinar la dosis absorbida en hígado, y riñón por medio del método de los coeficientes. Como resultado se obtuvo un coeficiente de atenuación lineal promedio de $\bar{\mu}=0.158\pm 0.012 \text{ cm}^{-1}$, 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 y a la vez se recomienda continuar esta investigación con herramientas computacionales.

Palabras claves: <BIOFÍSICA>, <MEDICINA NUCLEAR>, <FANTOMA ANTROPOMORFO>, <COEFICIENTES DE ATENUACIÓN LINEAL>, <CAVIDAD ABDOMINOPÉLVICA>, <DOSIMETRÍA INTERNA>

ABSTRACT

The objective was to determine the distribution of linear attenuation coefficients in the abdominopelvic cavity of an anthropomorphic phantom for internal dosimetry using Tc-99m at the Carlos Andrade Marín Hospital. A computed tomography was performed to the anthropomorphic phantom to delimit the abdominal-pelvic cavity, a point source of Tc-99m was distributed in each point of the axial cut for the acquisition of the data and calculation of the coefficients of linear attenuation of each of the organs, and then determine the absorbed dose in liver and kidney by means of the coefficient method. As a result, an average linear attenuation coefficient of $\bar{\mu} = 0.158 \pm 0.012 \text{ cm}^{-1}$ was obtained, it indicates that the anthropomorphic phantom is radiologically equivalent to the soft tissue. Considering the liver as the source organ, the absorbed dose of the organs of the abdominopelvic cavity is: 1.035 cGy, 0.655 cGy, 0.628 cGy and 0.434 cGy for spleen, liver, kidney and ovary respectively; whereas when considering the kidney as a source organ the bladder, kidney, ovaries and testes receive a dose of 0.29 cGy, 0.092 cGy, 0.018 cGy and 0.01 cGy respectively. It was determined that the values are within the maximum permissible levels for the medical diagnosis in Nuclear Medicine and at the same time it is recommended to continue this investigation with computational tools.

Keywords: <BIOPHYSICS>, <NUCLEAR MEDICINE>, <PHANTOM ANTROPOMORPH>, <COEFFICIENTS OF LINEAR ATENUATION>, <ABDOMINOPELVIC CAVITY>, <INTERNAL DOSIMETRY >

INTRODUCCIÓN

En el campo de la dosimetría de radiaciones ionizantes el tejido biológico ha sido sustituido con fines radiodosimétricos de manera tradicional por fantomas. Entre ellos el fantoma antropomorfo, el cual ha demostrado tener propiedades físicas similares al tejido humano determinado por el coeficiente de atenuación lineal que es una medida que se utiliza para calcular la equivalencia radiológica de distintos materiales.

Los fantomas junto con métodos experimentales o computacionales se emplean para realizar medidas dosimétricas que permitan administrar dosis absorbidas óptimas de los órganos y/o tejidos involucrados en el diagnóstico clínico del paciente y evitar que órganos y/o tejidos de riesgo se vean comprometidos.

El fantoma antropomorfo ha sido considerado como un modelo con características semejantes al del cuerpo humano, en el cual se puede realizar investigaciones de dosimetría interna. Es por este motivo que en este Trabajo de Titulación se ha considerado como elemento principal para la determinación de coeficientes de atenuación y de dosis absorbida de órganos que se encuentran en la cavidad abdominopélvica.

Actualmente en el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM), el radiofármaco más utilizado para diagnóstico es el Tc-99m por sus características óptimas como su tiempo de vida media ($t_{1/2}$) de 6.02 horas, su fácil disponibilidad y por su tipo de emisión gamma que son detectados por una gammacámara en la cual se puede visualizar imágenes que facilitan el diagnóstico.

Dentro de este Trabajo de Titulación el Capítulo I presenta el planteamiento del problema de la investigación, la justificación teórica y práctica en base a antecedentes de investigaciones similares realizados alrededor del mundo y los objetivos que fueron la base fundamental en el cumplimiento y desarrollo de este Trabajo de Titulación.

El Capítulo II se presenta los fundamentos teóricos fundamentales y necesarios para el desarrollo del Trabajo de Titulación considerando los siguientes temas: Origen de las radiaciones, Medicina Nuclear, Principales gammagrafías realizadas en la cavidad abdominopélvica, Equipamiento utilizado en Medicina Nuclear, Control de Calidad de la gammacámara, Dosimetría interna, Magnitudes y Unidades dosimétricas, Coeficiente de atenuación lineal y finalmente Métodos de dosimetría interna.

El Capítulo III se describe la metodología, el Diseño de la investigación, la Operacionalización de variables y la Técnica e instrumentos de recolección de datos, fundamentales previo a la obtención de resultados de los coeficientes de atenuación lineal en la cavidad abdominopélvica y la dosis absorbida por los órganos fuente y los órganos de riesgo de esta cavidad.

Finalmente en el Capítulo IV se interpreta los resultados de los coeficientes de atenuación y los resultados de dosis absorbida recibida por órganos de la cavidad abdominopélvica, las conclusiones, recomendaciones y la bibliografía que permitió corroborar los resultados obtenidos en este Trabajo de Titulación.

CAPÍTULO I

1. MARCO REFERENCIAL

1.1. Antecedentes

En la Universidad de Vanderbilt, Nashville, Estados Unidos se combinaron datos de la desintegración de más de 800 radionucleidos ¹ junto con datos de fracciones de dosis absorbidas en órganos de varios fantomas disponibles, dicha combinación ayudó a obtener factores de dosis para la evaluación de dosimetría interna. Los factores de dosis para F-18, Tc-99m, entre otros concuerdan con los publicados en el folleto No. 11 del *Committee on Medical Internal Radiation Dose* (MIRD, por sus siglas en inglés) (Stabin y Siegel, 2003, pp.294-310).

En Sutton, Reino Unido, el Conjunto del Departamento de Física del Instituto de Investigación del Cáncer, investigaron las diferencias entre los resultados obtenidos por la metodología MIRD y la metodología de Monte Carlo en 9 pacientes de estatura y peso estándar. Concluyendo que la metodología MIRD brinda resultados precisos dentro del 26% (Divoli *et al.*, 2009, p.316).

En Bangladesh, Dhaka, el Instituto Nacional de Medicina Nuclear y ciencias afines conjuntamente con la Comisión de Energía Atómica de Bangladesh, realizaron el estudio de dosimetría interna con el método de vista conjugados y el método de transmisión para la determinación de los coeficientes de atenuación para Tc-99m en un fantoma Jaszczak, posteriormente compararon con los valores de referencia encontrando resultados dentro del $\pm 5\%$ del valor establecido de 0.15 cm^{-1} (Hossain *et al.*, 2014, p.61).

En Isfahán, Irán, en el Departamento de Física Médica de la Universidad de Isfahán de Ciencias Médicas, realizaron el cálculo de dosimetría interna con Tc-99m para algunos órganos de la cavidad abdominopélvica (pelvis ósea, vejiga y riñones) de 22 pacientes, cuyo objetivo era comparar la precisión del método de Buijs con respecto al método de corrección de fondo convencional. Los resultados obtenidos con el método de Buijs mostraron que la dosis absorbida por unidad de actividad inyectada ($(\text{rad/mCi}) \pm \text{SD}$) para pelvis ósea, la vejiga y los riñones fue de $0,19 \pm 0,05$, $0,08 \pm 0,01$ y $0,03 \pm 0,01$ y por el método convencional fue de $0,13 \pm 0,04$, $0,08$

¹ Obtenidos en el Laboratorio Nacional de Brookhaven

$\pm 0,01$ y $0,024 \pm 0,01$, respectivamente. De esta manera se probó que el método de corrección de fondo Buijs tenía una alta precisión en comparación con el método convencional (Shahbazi-Gahrouei *et al.*, 2016, p.38)

Actualmente en Ecuador, en el Hospital Carlos Andrade Marín - IESS – Quito se desarrolló la dosimetría con fantoma antropomorfo para diagnóstico en tumores de cabeza y cuello para Tc-99m usando el método MIRD y el método de los coeficientes de atenuación. En este estudio se obtuvieron dosis absorbidas de 0,0015 mGy para cerebro y 0,0040 mGy para tiroides, los cuales se encuentran dentro de los límites establecidos por la ICRP (Cofre, 2017, p.100). Por medio de este estudio se ha visto la necesidad de continuar desarrollando la dosimetría interna para las demás cavidades del cuerpo, siendo obligación del Hospital garantizar la eficiencia y calidad del Servicio de Medicina Nuclear a todos los pacientes que hacen uso de esta técnica diagnóstica.

1.2. Planteamiento del problema

Actualmente en el Ecuador no se han evidenciado estudios relacionados con la distribución de los coeficientes de atenuación lineal en la cavidad abdominopélvica para Tc-99m. Los coeficientes de atenuación lineal son característicos propios del cuerpo humano o la materia. Cuando órganos y las diferentes partes del cuerpo se encuentran superpuestos atenuando el haz de radiación se convierten en el factor principal para que parte de los recuentos sean perdidos y excluidos de las imágenes de la gammacámara impidiendo la cuantificación correcta de la dosis que recibe cada órgano (Hossain *et al.*, 2014, p.61).

En el Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM) del Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social (IESS), en el Servicio de Medicina Nuclear, existe una gran demanda de pacientes que requieren el uso de radionucleidos para diagnóstico, sin embargo, se administran actividades fijas establecidas en protocolos, por esta razón, es necesario implementar la dosimetría interna con el fin de determinar dosis absorbidas en órganos de riesgo y así corroborar la actividad prescrita para cada paciente utilizando un fantoma antropomorfo, optimizando el diagnóstico para proporcionar mejores resultados clínicos y cumplir con el Principio *As Low As Reasonably Achievable* (ALARA, por sus siglas en inglés) de la Protección Radiológica.

1.3. Justificación

➤ Justificación teórica

Determinar la distribución de los coeficientes de atenuación lineal de la cavidad abdominopélvica para la dosimetría interna que servirá para cuantificar o determinar la cantidad de dosis absorbida en órganos de riesgo después de ser administrada una actividad de Tc-99m, con fines de diagnóstico.

➤ Justificación práctica

El presente Trabajo de Titulación pretende proporcionar estimaciones de dosis absorbidas por los órganos de riesgo de la cavidad abdominopélvica, mediante la distribución de los coeficientes de atenuación lineal encontrados en dicha cavidad, calculados en un fantoma antropomorfo en función del riesgo-beneficio, con el fin de disminuir los efectos secundarios en los pacientes que se realicen estudios gammagráficos con Tc-99m y cuidar el bienestar del paciente que acude al HCAM. Valores que serán comparados con los datos bibliográficos existentes de la metodología MIRD

1.4. Objetivos

- **Objetivo General**

- Determinar la 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.

- **Objetivos Específicos**

- Obtener la distribución del perfil de isodosis usando los coeficientes de atenuación lineal de la zona abdominopélvica de un fantoma antropomorfo,
- Determinar mediante el método de los coeficientes la dosis absorbida de los órganos de riesgo con Tc-99m de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo,
- Comparar los valores de dosis absorbida obtenidos con el método de los coeficientes con respecto a valores establecidos de la metodología MIRD.

CAPÍTULO II

2. MARCO REFERENCIAL

2.1. Origen de las radiaciones ionizantes

2.1.1. *Radiación Natural Ionizante*

Los seres vivos están expuestos día a día a fuentes de radiación natural ionizante, en muchos casos es inevitable recibir su radiación. La radiación cósmica y la radiación de los materiales de la corteza terrestre han afectado a la superficie de la Tierra y al ser humano al irradiarse de forma externa e interna por el aire, por los alimentos y el agua.

Las fuentes de radiación natural terrestres son las responsables de proporcionar la mayor cantidad de dosis. Producen más de cinco sextos de las dosis efectivas individuales, la mayoría de ellas por irradiación interna. La radiación cósmica aporta el resto, fundamentalmente por irradiación externa (SCAN, 2018, p.4).

2.1.2. *Radiación Artificial Ionizante*

Es toda radiación ionizante generada por ciertos equipos o métodos desarrollados por el ser humano. Estas fuentes de radiación son aplicables en la esterilización por irradiación de los materiales médicos, conservación de alimentos, producción de energía, gammagrafía industrial, investigación y en la medicina se emplea para diagnosticar enfermedades o lesiones y en tratamiento para destruir células cancerígenas por medio de la terapia metabólica.

Los radiofármacos utilizados en el diagnóstico de enfermedades tienen diferentes vías de administración como: inyección, ingestión o inhalación, a la vez estos radiofármacos emiten rayos gamma que se detectan por un equipo llamado gammacámara, que ayuda en el diagnóstico de algunas lesiones o patologías cancerígenas mediante imágenes que indica si el tejido está sano o proporciona información sobre la índole y alcance de la enfermedad (SCAN, 2018. p. 10).

2.2. Radiación ionizante

La radiación ionizante son ondas electromagnéticas y partículas cargadas que no son posibles de ver o de sentir. Estas poseen la energía necesaria como para ionizar la materia, es decir, son capaces de arrancar electrones de los átomos, romper enlaces químicos de las moléculas, causar cambios genéticos en células reproductoras o afectar los procesos biológicos normales. Los rayos x y gamma son tipos de radiación ionizante, estos poseen una longitud de onda pequeña, por lo tanto tiene mayor nivel de energía y gran poder de penetración (Attix *et al.*, 1986,pp.1-21).

2.2.1. Tipos de radiación ionizante

La radiación son ondas electromagnéticas que se emiten, se propagan o se transfieren en cualquier medio. Existen dos tipos de radiación:

- **Radiación no ionizante:** Incapaz de ionizar la materia (ondas de radio y TV).
- **Radiación ionizante:** Son capaz de ionizar la materia (Rayos x, gamma, etc.).

2.3. Radioactividad

La radioactividad es un fenómeno espontáneo de emisión de partículas (alfa, beta, neutrón) o radiación ionizante gamma, o de ambas al mismo tiempo, que modifica la naturaleza del núcleo de átomos inestables a uno de mayor estabilidad mediante la desintegración del mismo (Zepeda, 2006, p.16).

La radioactividad puede ser natural (Polonio) o artificial (Mo-99). Todos los isótopos de elementos con número atómico igual o mayor a 84 poseen radioactividad natural, mientras que los obtenidos en laboratorios son isotopos artificiales (FORO NUCLEAR 2018).

La radioactividad tiene numerosas aplicaciones entre ellas está el diagnóstico y tratamiento de enfermedades neoplásicas, por tal motivo, es necesario conocer el poder de penetración de la radiación en la materia principalmente por los procesos de interacciones, los cuales, permiten diseñar instrumentos para medir la dosis absorbida y evitar efectos probabilísticos y/ o determinísticos sobre los sistemas biológicos. Estos efectos pueden ser dañinos o terapéuticos de tal manera que permita proteger a los organismos de las fuentes de radiación y conocer cómo utilizarlas con los cuidados adecuados (SCAN, 2018. p.25).

Tabla 1-2: Propiedades de la radiación alfa, beta, gamma

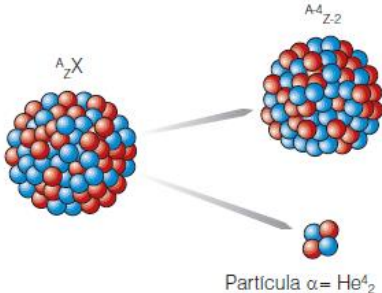
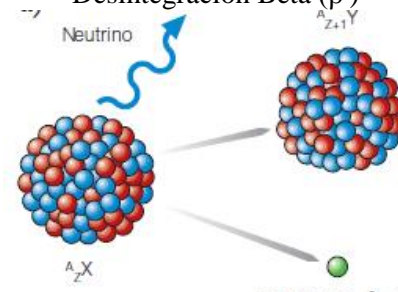
Fuente	Tipo de decaimiento	Masa	Carga	Poder de Penetración	Poder de Ionización
U-238	Alfa	4 u	+2	Absorbida por una hoja de papel	Muy grande
C-14	Beta	1/1840 u	-1	Absorbida por una hoja de aluminio	Menor que la radiación alfa
Tc-99m	Gamma	0	0	Absorbida por un bloque de plomo	Muy pequeño

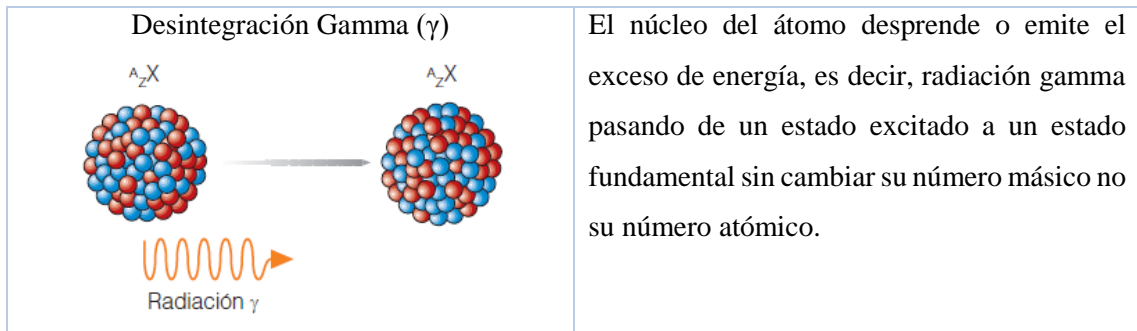
Fuente: (Becquerel *et al.*, 1932, p. 286)

Elaborado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.3.1. Tipos de Desintegraciones

Tabla 2-2: Descripción de los tipos de radiación

<p>Desintegración Alfa (α)</p>  <p>Partícula $\alpha = \text{He}^4_2$</p>	<p>Es la emisión de partículas alfa del núcleo del átomo de ^4He que está compuesto por 2 protones y 2 neutrones, cuya desintegración forma un nuevo elemento de cuatro unidades inferior en número másico y dos unidades inferior en número atómico.</p>
<p>Desintegración Beta (β^-)</p>  <p>Partícula $\beta^- = {}^0_{-1}e$</p>	<p>Los nucleídos inestables para alcanzar la estabilidad emiten flujos de electrones que forman otro elemento cuyo número másico no cambia pero su número atómico es una unidad superior. Este tipo de desintegración es muy utilizada en Medicina Nuclear para terapia.</p>



Fuente: (Medicina Nuclear 2018)(Becquerel *et al.*, 1932, p.288).

Elaborado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.3.2. Ley de desintegración radioactiva

Una muestra de material radioactivo formada por N_0 núcleos se irá modificando a medida que se vayan produciendo las desintegraciones radioactivas en un tiempo t de manera que vaya disminuyendo dicho número de núcleos. Es importante conocer la ley de decaimiento ya que esta nos permite predecir la cantidad de núcleos de una sustancia radioactiva en función del tiempo. La ley de decaimiento o desintegración radioactiva es independiente del tipo de radiación alfa, beta, o gamma (SCAN, 2018, pp.26-28).

La constante de desintegración es la probabilidad de que un átomo se desintegre por unidad de tiempo. Su símbolo es λ y su unidad es s^{-1} .

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (1)$$

2.3.3. Periodo de semidesintegración

El periodo de semidesintegración ($t_{1/2}$), es el tiempo necesario que debe transcurrir para que el número de nucleídos de una sustancia radioactiva en una muestra se reduzca a la mitad de su valor inicial:

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

2.3.4. Actividad

La actividad (A), es el número de desintegraciones por unidad de tiempo. La unidad en el Sistema Internacional es el Becquerelio (Bq), que equivale a 1 desintegración / segundo.

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (3)$$

2.4. Medicina Nuclear

La Medicina Nuclear es una especialidad médica que hace uso de fuentes radioactivas emisoras de radiación electromagnética, que junto con un marcador molecular se dirige al órgano fuente ya sea para su diagnóstico o tratamiento (Falcón, Riverón y Lozano, 2012, pp. 190-212)(Carrió, González y Estorch, 2003).

El diagnóstico clínico por imagen en Medicina Nuclear, es una de las técnicas más empleadas que hace uso de radioisótopos emisores gamma, se han convertido en las más apropiadas para evaluar la fisiología funcional de un órgano, sistema o aparato en estadios tempranos por medio de la formación de imágenes gammagráficas (Falcón, Riverón y Lozano, 2012, pp. 190-212)(Carrió, González y Estorch, 2003) (Illanes, 2015, pp.1-189).

Para el estudio de diagnóstico se utiliza pequeñas cantidades de material radioactivo que se incorpora al paciente internamente por diferentes vías de administración como: oral, endovenosa e intravenosa, de tal manera que su máxima cantidad se incorpore en el órgano fuente el tiempo necesario para obtener la información requerida, sin alterar su fisiología y la mínima cantidad en los órganos irradiados (Carrió, González y Estorch, 2003).

El uso de radiofármacos de diagnóstico brinda información funcional con procedimientos rápidos de baja exposición y única dosis de radiación, así también, permite observar y obtener varias proyecciones del cuerpo contribuyendo a que el diagnóstico sea ambulatorio (Carrió, González y Estorch, 2003) (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral 2004)(Parrilla Paricia, Ramírez y Ríos Zambudio 2008).

Las características fundamentales de los radioisótopos utilizados en el diagnóstico clínico son: fácil disponibilidad, bajo costo, vida media biológica y periodo de semidesintegración físico corto, lo cual permite que la relación fuente/blanco sea mayor y la dosis de exposición a la radiación del paciente sea menor convirtiendo a la Medicina Nuclear en una técnica no invasiva y económica (Sociedad Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular. y Pérez 1998)(Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral 2004) (Parrilla Paricia, Ramírez y Ríos Zambudio 2008).

El principal radiofármaco utilizado para diagnóstico en Medicina Nuclear es el Tc-99m que se obtiene a partir del generador de Mo-99 durante el proceso de elución. La energía máxima es de 140 KeV y su periodo de semidesintegración físico de 6.02 horas que permiten administrar actividades en el orden de los mCi (Chain y Illanes 2015).

2.5. Fuente Radioactiva de Tc-99m.

Uno de los aspectos clínicos prácticos que se presentan en Medicina Nuclear es la conveniencia de emplear agentes con una semivida relativamente corta, horas en lugar de días o semanas.

El Tc-99m obtenido durante el proceso de elución del generador de Mo-99, que por su rápida disponibilidad, su bajo costo, su energía favorable de 140 [keV] lo convierte en un radionúclido apropiado para usarse con las gammacámaras de la actualidad, brinda una excelente penetración desde los órganos que se encuentran a gran profundidad dentro del cuerpo. Su adecuada dosimetría que carece de radiaciones primarias en forma de partículas (β^-) y su semivida casi ideal de 6 horas son perfectos para muchas pruebas clínicas de imagen (Ziessman, O'Malley y Thrall, 2007, pp.5-6). En la **Tabla 3-2**, se indica las características de algunos radionúclidos.

Tabla 3-2: Características físicas de los radionúclidos de fotón único utilizados en la Unidad de Medicina Nuclear para el diagnóstico clínico

Radionúclido	Modo de desintegración principal	Semivida física	Energía [KeV]	Método de producción
Tc-99m	Transición Isomérica	6 [h]	140	Generador de Mo-99

Fuente: (Ziessman, O'Malley y Thrall, 2007, p.5)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.5.1. Proceso de elución del Tc-99m

El sistema generador de elución que se utiliza en el Hospital Carlos Andrade Marín es de "columna seca".

Para el proceso de elución colocar una carga de suero salino calibrada por volumen en el puerto de entrada y otro vial al vacío en el puerto de recogida como se indica en la **Figura 1-2**. Se debe

extraer el suero salino eluyente del vial original. Los volúmenes de elución suelen ser de 5 – 20 [ml]. Puede realizarse eluciones para estudios adicionales o urgentes que surjan a lo largo del día.

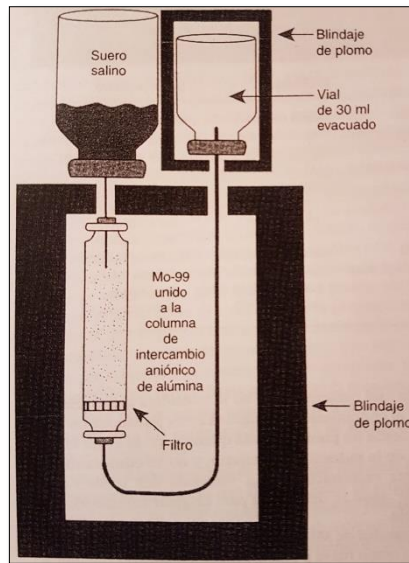


Figura 1-2: Sistema generador de radionúclidos de "columna seca"
Fuente : (Ziessman, O'Malley y Thrall 2007)



Figura 2-2: Proceso de elución en un generador de "columna seca"
Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.6. Principales gammagrafías realizadas en patologías presentes en la cavidad abdominopélvica.

Enfermedades del Sistema Digestivo

Gammagrafía Hepática: permite visualizar enfermedades metastásicas de hígado, daños en la función hepática por condiciones patológicas, detección de lesiones intrahepática, tránsito esofágico, enfermedad hepatocelular difusa, vaciado gástrico, deficiencias nutricionales por mala absorción y pérdidas a nivel de tubo digestivo (Zamora, 1991, pp.57-68).

Gammagrafía Hepatobiliar: evalúa el árbol biliar, estrechamiento de vías biliares, hepatitis neonatal y otras causas de colestasis intrahepática (Zamora, 1991, pp.57-68).

Gammagrafía de Fístulas biliares: permite visualizar gas intestinal, presencia de drenajes o heridas quirúrgicas en la pared abdominal, obstrucción en las vías biliares intrahepática y extrahepática (Zamora, 1991, pp.57-68).

Gammagrafía de la Mucosa Gástrica e Intestinal (Divertículo de Meckel): estudio que permite visualizar la mucosa gástrica ectópica que produce ácido clorhídrico, erosión de la mucosa y hemorragia intestinal (Biblioteca 2018).

Gammagrafía de Hemorragia Digestiva: se realiza una gammagrafía con hematíes del paciente marcados con Tc-99m-O⁴ para visualizar el hígado, bazo, bifurcación de las iliacas como normales y hemorragias continuas (Biblioteca 2018).

Gammagrafía de la Enfermedad de Crohn: esta enfermedad afecta a cualquier parte del tracto digestivo y una gammagrafía con leucocitos marcados con Tc-99m-HMPAO muestra zonas de captación de la parte afectada siendo el diagnóstico considerado como ayuda para su control evolutivo evitando las endoscopias y biopsias sucesivas (Biblioteca 2018).

Gammagrafía de Abscesos abdominales: permite visualizar abscesos que se producen en la parte inferior del diafragma, en la parte media del abdomen, en la pelvis o detrás de la cavidad abdominal (Biblioteca 2018).

Enfermedades nefrológicas y vías urinarias

Gammagrafía evaluativa del parénquima renal: muestra la corteza renal, el valor de la función renal, evaluación de pielonefritis aguda y crónica, infarto renal, secuelas de nefropatía por reflujo, nefropatía cicatricial y trauma renal (Jofré *et al.*, 2002, pp. 59-62)(Casanovas, 2014, pp. 241-267).

Gammagrafía evaluativa de la excreción renal: permite evaluar el flujo sanguíneo renal, función y excreción renal, alteraciones de la forma, tamaño y posición renal (Jofré *et al.*, 2002, pp. 59-62).

Gammagrafía de uropatía obstructiva: permite diferenciar la dilatación (de la pelvis renal y de los uréteres) obstructiva de la no obstructiva (Jofré *et al.*, 2002, pp. 59-62).

Gammagrafía de Hipertensión renovascular: se puede visualizar disminución del flujo sanguíneo e insuficiencia renal (Jofré *et al.*, 2002, pp. 59-62).

Gammagrafía para trasplante renal: permite observar falla mecánica de la arteria o vena renal, obstrucción total o parcial de los uréteres, pobre función excretora debido al rechazo del trasplante (Jofré *et al.*, 2002, pp. 59-62).

Gammagrafía para detección de malformaciones congénitas: permite la visualización de riñón multiquistico, poliquistosis renal, agenesia renal (Casanovas, 2014, pp. 241-267).

2.6.1. Radiofármacos usados para diagnósticos de la cavidad abdominopélvica.

Los radiofármacos ofrecen una imagen de la fisiología, la bioquímica y la patología anatómica de un sistema corporal sin alterar su función. La mayor parte de los radiofármacos son una combinación de una molécula radioactiva que permite la detección externa (Ziessman, O'Malley y Thrall, 2007. p.3).

Los estudios de diagnóstico más utilizados en la cavidad abdominopélvica en el Servicio de Medicina Nuclear del HCAM son: gammagrafía hepática con eritrocitos marcados con Tc-99m, gammagrafía hepatoesplénica, gammagrafía renal y gammagrafía hepatobiliar.

2.6.2. *Gammagrafía hepatoesplénica.*

La gammagrafía hepatoesplénica emplea diversos radiofármacos con diferentes mecanismos fisiológicos de captación y distribución. Entre los mismos se encuentran los eritrocitos marcados con Tc-99m para el diagnóstico de hemangioma cavernoso y las técnicas de imágenes funcionales esplénicas (Ziessman, O'Malley y Thrall, 2007, pp.163)

2.6.2.1. *Radiofármacos utilizados en la gammagrafía hepatoesplénica.*

Los radiofármacos más usados en la gammagrafía hepatoesplénica son Lidofenina (HIDA) y Disofenina (DISIDA) marcados con Tc-99m, los cuales tienen la siguiente farmacocinética que se detalla en la **Tabla 4-2**:

Tabla 4-2: Farmacocinética de los fármacos marcados con Tc-99m

Marcador	Captación hepática (%)	Aclaramiento de la semivida (min)	Excreción renal 2h (%)
Lidofenina (HIDA) Tc-99m	84	42	Mayor 14
Disofenina (DISIDA) Tc-99m	88	19	Menor 9

Fuente: (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral, 2004, pp.1-401)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.6.2.2. *Protocolo de adquisición de imagen*

Existen protocolos o técnicas de adquisición de imágenes ya establecidas y empleadas en el Servicio de Medicina Nuclear. A continuación se muestra la forma de adquisición de imagen en el HCAM:

Tabla 5-2: Técnica de adquisición de imagen

Técnica de Adquisición de imagen	
Preparación previa	No es necesario el ayuno.
Radiofármaco	De 2 a 3 [mCi] de Tc-99m, administrados por vía intravenosa.
Instrumentación	Colimador de baja energía. Ventana del 20% o inferior centrada en el pico del Tc-99m 140 [KeV]. Matriz 256 x 256. Zoom 1.
Tiempo de espera	De 20 a 30 [min].
Posición del paciente	Decúbito supino.
Tipo de adquisición	Imágenes planares, con el campo de visión centrado sobre el área hepatoesplénica.
Tiempo de adquisición/n.º de cuentas	1000 a 1500 [kcnt]

Fuente: (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral, 2004, pp.1-401)

Realizado por: Elizabeth Manobanda.2018

2.6.3. *Gammagrafía Hepática con eritrocitos marcados con Tc-99m*

Este tipo de gammagrafía es importante realizarlo para detectar lesiones vasculares, se utiliza el Tc-99m marcados con eritrocitos del paciente.

3.5.1. *Técnica de Adquisición de imagen*

Tabla 6-2: Técnica de Adquisición de Imagen

Preparación previa	No es necesario el ayuno
Radiofármaco	Se administra por vía intravenosa 20 [mCi] de Tc-99m marcados con eritrocitos.
Instrumentación	Colimador LEAP Ventana del 20% o inferior centrada en el pico del Tc-99m 140 [KeV] Matriz 256 x 256. Zoom 1.
Tiempo de espera	Inmediato
Posición del paciente	Decúbito supino
Tipo de adquisición	Estudio gammagráfico inicial, seguido de imágenes planares a los 5 [min], 2 y 6 [h].
Proyecciones	Las angiografías se suelen hacer en proyección anterior y las imágenes planares en anterior, lateral derecha y posterior; en caso

	necesario se complementa con proyecciones oblicuas.
Tiempo de adquisición/n.º de cuentas	De 1000 a 1500 [kcnt]

Fuente: (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral, 2004, p292).

Realizado por: Elizabeth Manobanda.2018

2.6.4. *Gammagrafía Hepatobiliar*

Este tipo de gammagrafía se lo realiza para el diagnóstico de colecistitis aguda.

Radiofármacos: Se utilizan HIDA y DISIDA. La máxima captación hepática es después de 10 minutos posterior a la administración del radiofármaco, la vesícula y el colédoco se visualizan 15-30 [min], y la eliminación hacia el intestino a los 30-60 [min] (Ziessman, O'Malley y Thrall 2007).

Para la adquisición de imagen en las gammagrafías hepatobiliar se requiere seguir los siguientes pasos detallados en la **Tabla 7-2**:

Tabla 7-2: Técnica de Adquisición de imagen

Técnica de Adquisición de imagen	
Preparación previa	Es necesario que el paciente este en ayuno.
Radiofármaco	Se utilizan actividades de 2 a 5 [mCi] de Tc-99m con HIDA O DISIDA, administrados por vía intravenosa.
Instrumentación	Colimador de baja energía. Ventana del 20% o inferior centrada en el pico del Tc-99m 140 [KeV]. Matriz 256 x 256. Zoom 1.
Tiempo de espera	Inmediata.
Posición del paciente	Decúbito supino.
Tipo de adquisición	En general, se suele obtener una angiografía hepática durante el primer minuto (una imagen cada 4-5 [s] durante un minuto) tras la inyección y posteriormente, una imagen planar cada 10 minutos hasta la primera hora de estudio.
Tiempo de adquisición/n.º de cuentas	1.000 a 1.500 kcnt

Fuente: (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral, 2004, p286).

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.6.5. Gammagrafía renal

Anatomía y función renal

Los riñones son los responsables de la regulación del equilibrio hídrico y de los electrolitos, de excretar los desechos, secretar hormonas (renina, eritropoyetina) y de activar la vitamina D. Se encuentra en la parte posterior del abdomen a nivel de la primera a la tercera vértebras lumbares. El riñón derecho suele encontrarse un poco más abajo que el izquierdo (Ziessman, O'Malley y Thrall, 2007, p. 215) (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral, 2004, p245).

2.6.5.1. Radiofármacos utilizados para estudios renales

Los radiofármacos renales se clasifican según sus mecanismos de captación y aclaramiento como sustancia de filtración glomerular, secreción tubular o unión cortical, ver **Tabla 8-2**:

Tabla 8-2: Principales radiofármacos utilizados en la Unidad de Medicina Nuclear para estudios renales

Fármaco	Eliminación renal	Aplicación
Tc-99m-ácido dietiltriaminopentacético (DTPA)	Filtración glomerular	Función renal (riñón trasplantado)
Tc-99m- ácido dimercaptosuccínico (DMSA)	Incorporación a las células tubulares	Estudio de la corteza del riñón

Fuente: (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral, 2004, p.246).

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

La técnica de adquisición de la imagen renal se lo realiza de la siguiente manera:

Tabla 9-2: Técnica de adquisición de imagen de una gammagrafía renal

Preparación del paciente	El paciente debe tomar 500 [ml] de agua aproximadamente 30 [min] a 1 [h] antes de iniciar el estudio. Antes de empezar el estudio el paciente debe orinar.
--------------------------	---

Radiofármaco	Se administra 10 [mCi] de Tc-99m-DTPA por vía intravenosa en adultos. En niños se administra 200 [μ Ci/Kg] de peso.
Instrumentación	Colimador de baja energía y resolución media. Ventana del 20% centrada en 140 [keV]
Matriz	64 x 64
Posición del paciente y proyecciones	Paciente en decúbito supino, con la gammacámara a la espalda, centrada en la región dorsolumbar e incluyendo en el campo de visión los riñones y la vejiga. Para trasplantes renales se coloca el detector en proyección anterior, con la gammacámara centrada en la fosa iliaca derecha e incluyendo en el campo de visión el injerto renal, la vejiga y los vasos aórticos e ilíacos
Tiempo de espera	Las imágenes son adquiridas inmediatamente después de administrado el radiofármaco.
Tiempo de adquisición	El renograma isotópico es un estudio dinámico y secuencial. Se adquiere una secuencia de imágenes a razón de 10 20 [s] por imagen durante 20-30 [min] (tiempo total de la exploración)
Procesado	Se realizan ROIs sobre la imagen del riñón derecho, riñón izquierdo, aorta y vejiga. El sistema informático acumula el número de cuentas en esas áreas

Fuente: (Díaz García, Bengoetxea Castro y Haro del Moral, 2004, pp.1-401).

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.7. Equipamiento utilizado en Medicina Nuclear

2.7.1. Gammacámara

La gammacámara *Infinia* modelo *H300WW INFINIA HAWKEYE* por su sistema de imagen integrado, es capaz de realizar procedimientos de imagen de diagnóstico destinados en Medicina

Nuclear. Este equipo es capaz de detectar la biodistribución y la captación del radioisótopo administrado en el organismo del paciente (General Electric Medical Systems, 2005, p.5).

Este equipo posee una gran variedad de modos de escaneo tales como planar, dinámico, multigrado, escaneo corporal y tomográfico que son soportados por numerosos tipos de adquisición (isótopo único e isótopo múltiple, marcos multipicos y fotón único) y por características opcionales de obtención de imágenes como colimadores, regulación mediante señales fisiológicas, contorno corporal automático en tiempo real que conjuntamente están diseñados para potenciar la calidad de la imagen en diversas áreas como: oncología, cardiología, neurología (General Electric Medical Systems, 2005, p.5).

2.7.1.1. Características de la Gammacámara Infinia

En la **Tabla 10-2**, se detallan las principales características de la gammacámara Infinia, principal equipo médico utilizado en este Trabajo de Titulación.

Tabla 10-2: Descripción de las características de la Gammacámara Infinia

Modelo	H300WW INFINIA HAWKEYE
Serie No.	16690
Manufactura	19/01/2006
Vnom	400 V 3N~/208V 3~
Pmax	4.2 KVA
Frecuencia	50/60 Hz

Fuente: (General Electric Medical Systems, 2005)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.7.1.2. Componentes de la gammacámara Infinia

En la **Tabla 11-2**, se muestra una breve descripción de los componentes y características de la gammacámara Infinia:

Tabla 11-2: Componentes y características del sistema Infinia

No.	DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
1	Gantry	Sostiene los detectores y colimadores.
2	Unidad de visualización del gantry (GDU)	Muestra instrucciones y mensajes informativos acerca del estado actual del gantry, mesa y de los dos detectores.
3	Unidad de control remoto (RCU)	Permite controlar los movimientos del gantry, de los dos detectores y de la mesa en donde se posiciona al paciente.
4	Detectores	Brindan información de la distribución espacial del radiofármaco dentro del organismo del paciente.
5	Colimadores	Permiten que ciertos fotones que se desplazan en la dirección de los orificios alcancen el detector. Protegen al detector de fotones de radiación dispersa
6	Mesa	Permite sostener y colocar al paciente durante los barridos que lo requieran. Soporta 200 Kg de peso está elaborado de fibra de carbono.

Fuente: (General Electric Medical Systems, 2005)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018



Figura 3-2: Partes de la Gammacámara Infinia H300WW INFINIA HAWKEYE.

(1) Unidad de control remoto (RCU), (2) Unidad de visualización del gantry (GDU), (3) y (4) Detectores, (5) Gantry, (6) Soporte de la plataforma, (7) mesa, (8) coche de colimadores, (9) Sistema de adquisición.

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

Este equipo posee una gran variedad de modos de escaneo tales como planar, dinámico, multigrado, escaneo corporal y tomográfico que son soportados por numerosos tipos de adquisición (isótopo único e isótopo múltiple, marcos múltiples y fotón único) y por características opcionales de obtención de imágenes como colimadores, regulación mediante señales fisiológicas, contorno corporal automático en tiempo real que conjuntamente están diseñados para potenciar la calidad de la imagen en diversas áreas como: oncología, cardiología, neurología (General Electric Medical Systems, 2005, p.5).

La gammacámara es un equipo que en la actualidad es muy utilizado en el Servicio de Medicina Nuclear como instrumento para el estudio de diferentes neoplasias que permite capturar imágenes de las diferentes zonas del cuerpo humano (Brío, 2013, pp.1-78).

La función básica de la gammacámara es detectar emisión gamma de los radioisótopos, después de haber sido inyectado cierta actividad al paciente produciendo imágenes de tipo planar o tomográfica, imágenes 2D (posición angular) y 3D (barrido alrededor del paciente) respectivamente (Brío, 2013, pp.1-78) (Pristovnik, 2003, pp.1-36).

Las imágenes obtenidas por la gammacámara, se denominan gammagrafías, las cuales aportan información funcional y morfológica muy importante de un órgano o tejido.

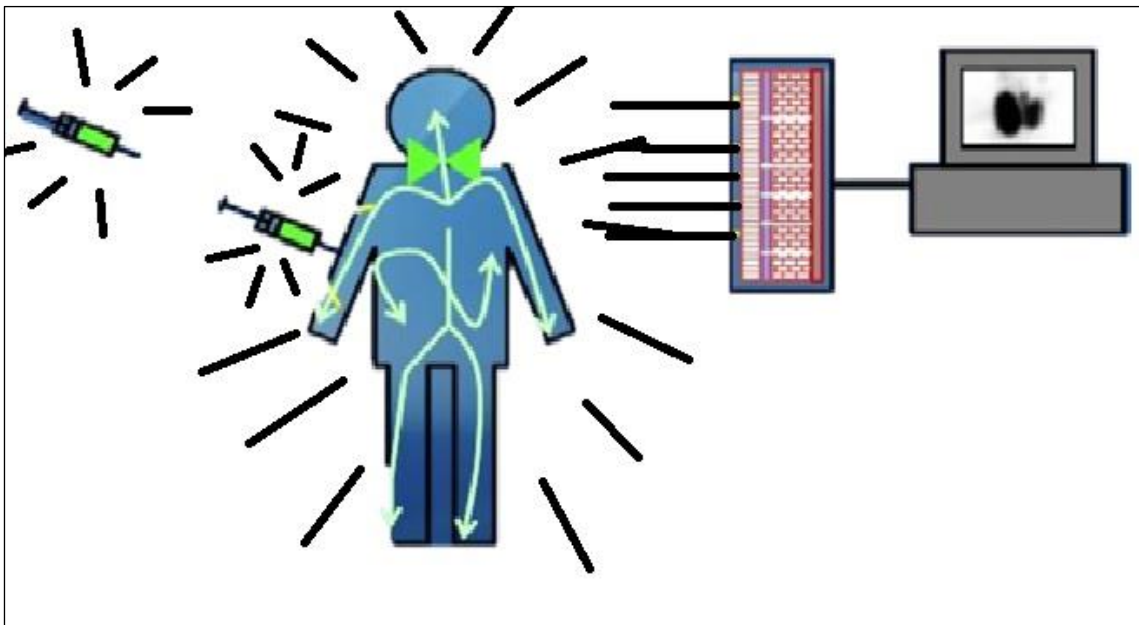


Figura 4-2: Esquema formación de la imagen de una gammacámara.
Elaborado por: Elizabeth Manobanda. 2018.

2.7.1.3. Elementos constituyentes de la gammacámara

La gammacámara consta de varios componentes:

Gantry: Cuenta con una base sólida fundida y montada en el suelo donde se aloja la fuente de alimentación, la cual suministra corriente a la totalidad del sistema y que a su vez sostiene los detectores, su movimiento motorizado permite la colocación manual o automática de los mismos alrededor del paciente,.

Componentes del gantry:

- Controles de encendido y apagado.
- Soporte de la plataforma.
- Unidad de visualización del gantry (GDU)
- Unidad de control remoto (RCU)

Detector: El detector de centelleo es uno de los componentes principales de la gammacámara compuesto por Ioduro de Sodio dopado con Talio (NaI (Tl)). Es muy sensible, ya que convierte en luz los rayos gamma que llegan al detector con una eficiencia muy alta. El cristal de centelleo por cada KeV produce de 20 a 30 fotones de luz (Brío 2013) (Pristovnik 2003). Está especializado para registrar la localización temporal y espacial de la radioactividad de los pacientes. Su componente principal son los cristales de yoduro sódico activados con Talio (NaI (Tl)) son empleados como medio detector para los sistemas de imágenes de fotón único. Estos cristales son transparentes desde el punto de vista óptico y tienen una potencia de frenado suficiente para detectar con sensibilidad los rayos gamma (Ziessman, O'Malley y Thrall 2007).

Un detector de centelleo se compone de una sustancia luminiscente, un acoplamiento óptico y un fotomultiplicador. Su funcionamiento se basa en la propiedad de ciertos materiales de emitir luz visible cuando sobre ellos incide una radiación ionizante. La luz emitida es recogida por un fotomultiplicador que la transforma en una corriente eléctrica, por lo que podrá ser medida. La sustancia fotoluminiscente puede ser tanto sólida como líquida. (Finestres 2005)

Una gammacámara puede tener uno, dos o hasta tres detectores, para distinguirlos están marcados con un punto para el detector uno y con dos puntos para el detector dos. Estos tienen un campo de visión rectangular grande que permite asegurar la cobertura máxima del paciente, y están protegidos de la mayoría de las energías de isótopos más usados en Medicina Nuclear (General Electric Medical Systems, 2005, p.1-36).

El acoplamiento óptico permite acoplar el fotomultiplicador con el cristal luminiscente. El conjunto se encuentra protegido de la luz ambiental por una envoltura opaca, que no obstante permite el paso de la radiación a detectar (Finestres 2005).

Fotomultiplicadores: Convierten la luz producida por el cristal de centelleo en una señal eléctrica que posteriormente es amplificada y procesada por la electrónica de la gammacámara (Pristovnik 2003). Está constituido por el fotocátodo, sistema de aceleración, un multiplicador de electrones (dínodos) y un ánodo que permite la salida de la señal.

El fotomultiplicador consta de fotocátodo, que convierte los destellos luminosos en unos pocos electrones, de unos electrodos que amplifican la cantidad de electrones y que se denominan

dínodos, y de un electrodo que recoge la señal final, denominado ánodo ver **Figura 5-2** ¡Error!
 No se encuentra el origen de la referencia.(Finestres 2005).

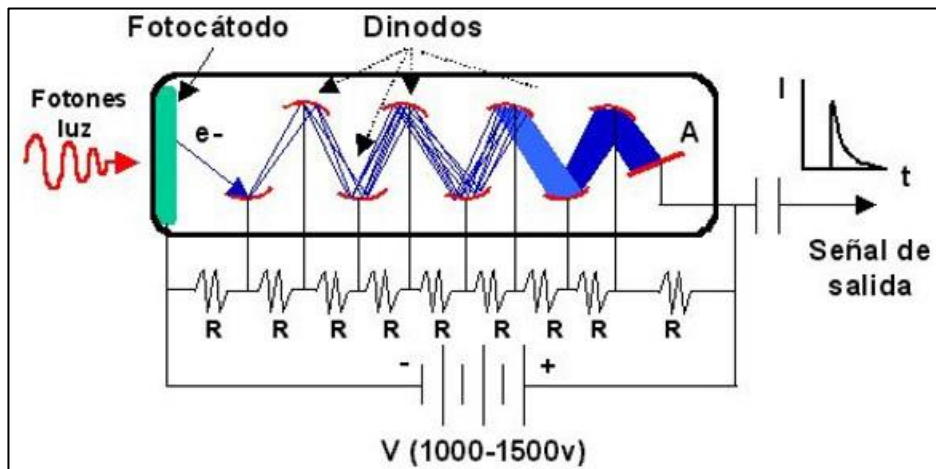


Figura 5-2: Sistema de un tubo fotomultiplicador de una gammacámara
 Fuente: («Guevaraweb» 2016)

Los rayos gamma o los rayos x penetran en el cristal de yoduro sódico y transmiten energía a los electrones de valencia durante las interacciones fotoeléctricas y Compton. La energía transmitida eleva los electrones a la banda de conducción de la red cristalina. La diferencia de energía entre la banda de valencia y la banda de conducción es uno de los pocos electronvoltios. A medida que el electrón cede la energía en la transición cuando regresa de la banda de conducción a la banda de valencia, se emiten fotones de luz, que tienen un espectro de energías 3 eV de cristal sódico. La energía restante se disipa en el cristal en forma de calor (Harvey, et al., 2007).

Los cristales de yoduro sódico activados con talio se han convertido en el detector preferido de centelleo en muchas aplicaciones de Medicina Nuclear, Los cristales son baratos y permiten una gran flexibilidad de tamaño y forma. La potencia de frenado de los cristales de yoduro sódico es adecuada para el rango de energía empleado en Medicina Nuclear clínica para las aplicaciones de fotón único

Colimador: Fabricado con materiales que absorben de mejor manera la radiación gamma como el tungsteno o el plomo, por su alto número atómico (Z). Su función es asegurar que lleguen al detector únicamente los rayos gamma de ángulo recto con respecto al cristal de yoduro de sodio (NaI (TI)) que posteriormente se convierten en luz y los que se dirigen en direcciones incorrectas son absorbidos por las paredes de plomo denominadas septas del colimador (Brío 2013)(Pristovnik 2003).

Existe gran variedad de colimadores, pero los más usados son:

Tabla 12-2: Tipos de colimadores y sus características

Tipo de Colimador	Características
Colimador de Orificios paralelos	No genera pérdida de resolución
Colimador de media energía (MEAP)	Septas de mayor grosor Filtran radiaciones de hasta 300 keV
Colimador de alta resolución (LEHR)	Posee orificios paralelos Tiene filtro de baja energía Alta resolución Sensibilidad mínima de 125 cps/mCi deTc-99m
Colimador de alta o ultra-alta sensibilidad (LEHS)	Agujeros paralelos Filtro de baja energía Alta sensibilidad
Colimador cónico o pinole	Utilizados en estudios de tiroides, parótidas, vértebras, cabeza del fémur Alta resolución Baja sensibilidad

Fuente: (Cep 2016)

Elaborado por: Elizabeth Manobanda. 2018

Computadora: Se encarga de procesar la imagen digital que se formó por los numerosos destellos de luz (Pristovnik 2003).

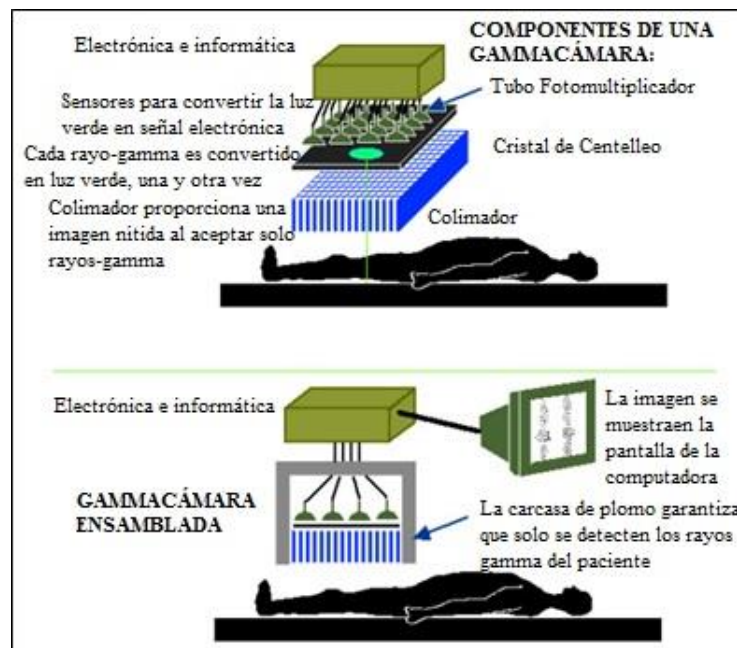


Figura 6-2: Componente de una gammacámara

Fuente: (Zumarán, Puy Garrastachu, Garrido 2013).

2.7.2. *Activímetro*

En la Unidad de Medicina Nuclear del HCAM es indispensable el uso del activímetro también llamado calibrador de dosis que permite medir la actividad de un radioisótopo conocido para la determinación o verificación de una dosis fiable antes de ser administrado al paciente. A la vez puede medir radioactividad de una fuente sellada para la calibración del mismo, el cual permite determinar la precisión de las medidas de otras fuentes radioactivas.

La detección de la radioactividad emitida por varios radiofármacos es primordial a la hora de realizar diagnóstico y tratamiento en Medicina Nuclear, permite calibrar de forma precisa los milicurios de actividad que se van a administrar al paciente. La cantidad y el tipo de radioactividad que se administra a un paciente debe medirse y documentarse, las áreas donde trabajan las personas deben controlarse para garantizar la seguridad tanto del Personal Ocupacionalmente Expuesto (POE) como de los pacientes.

La radioactividad que proviene de los pacientes debe detectarse para permitir la localización temporal y espacial necesaria para elaborar las imágenes gammagráficas (Ziessman, O'Malley y Thrall 2007).

El activímetro es un instrumento que permite medir la actividad de un radiofármaco de forma rápida y precisa para el diagnóstico y la terapia metabólica en Medicina Nuclear. Está constituido por un detector gaseoso, generalmente una cámara de ionización, cuyo diseño es apropiado para que dentro de él se introduzca el material radioactivo para su medición.

Está constituido principalmente de una cámara de ionización cuyo interior contiene un gas a presión adecuada con sus electrodos aislados entre sí y conectados a una fuente de alta tensión y un aparato de medición de corriente. Cuando la radiación emitida por los radiofármacos atraviesa el gas producen pares iónicos. Los pares iónicos pueden chocar entre sí y recombinarse, o pueden alcanzar los electrodos respectivos: los electrones se dirigen al ánodo y los iones positivos al cátodo. Cuando los pares iónicos son recogidos por los electrodos se origina una corriente en el aparato de medición. Esta corriente se convierte en señales digitales en el detector mediante un circuito electrónico asociado. Así, permiten la lectura de la actividad de la muestra radiactiva directamente en μCi , mCi o MBq (Carrió, González y Estorch 2003).

El activímetro *AtomlabTM 500* es un detector de ionización tipo pozo, capaz de medir actividades que van desde $0.01 \mu\text{Ci}$ hasta los 100 Ci de Tc-99m (Systems, 2016, pp.1-248). Las principales características se detallan en la **Tabla 13-2:**

Tabla 13-2: Características del Activímetro Atomlab 500

DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
Pantalla	Consta de un panel táctil LCD de 6" x 5" pulgadas
Dimensiones	Profundidad de 9,5" x 12" pulgadas
Peso	2,9 Kg
Rango de energía	25 KeV a 3 MeV
Línea de voltaje	100 a 240 VCA

Fuente:(Systems, 2016, pp.1-248)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

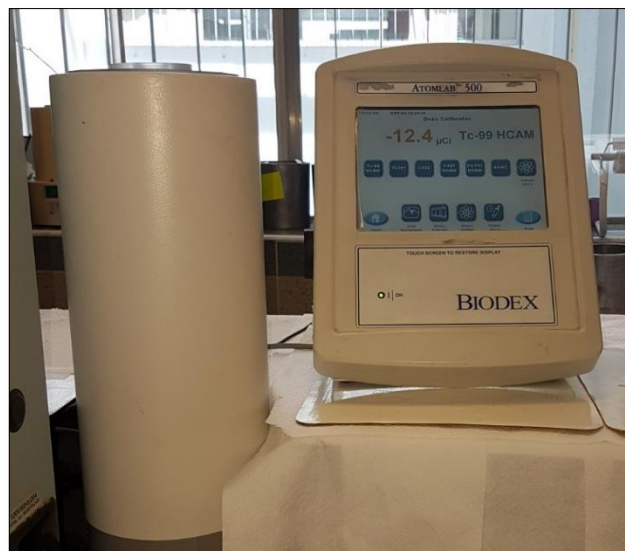


Figura 7-2: Activímetro Atomlab™ 500

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.7.3. *Detector de radiación Geiger Muller*

Los detectores de multiuso *Thermo Scientific™ RadEye™ B20* y *B20 – ER* son herramientas de bolsillo simples, robustas, confiables de medición de la contaminación y la tasa de dosis para caracterizar las radiaciones alfa, beta, gamma y de rayos x, mide tasas de dosis gamma si se usan filtros opcionales con compensación de energía desde 17 a 1300 keV. De tal manera que proporciona resultados certeros y uniformes en cualquier aplicación que requiera ser medida el nivel de radiación (Thermoscientific, 2012, pp.15)(Thermoscientific RadEye, 2012, pp.1-3).

2.7.3.1. Descripción de las principales características del detector multiuso Thermo Scientific™ RadEye™ B20 y B20 – ER.

En la **Tabla 14-2**, se detallan las principales características de detector multiuso Thermo Scientific™ RadEye™ B20 y B20 – ER.

Tabla 14-2: Características del detector Thermo Scientific™ RadEye™ B20 y B20 – ER.

DESCRIPCIÓN	FUNCIÓN
Tipo	Medidor de dosis
Tipo de radiación que detecta	Alfa, beta. Gamma, rayos X.
Unidad de medida	Tasa de cuentas (Sv/h, rem/h) Contaminación superficial (Bq, dps, dpm, Bq/cm ² , cps, cpm).
Rango de medida	Máxima tasa de cuentas 500,000 cps. Tasa de dosis mínima (0,2 µSv/h), tasa de dosis máxima (100 mSv/h, 10 mrem/h, 87, 7 Gy/h)
Rango de energía (con filtros de energía gamma H*(10) o *(0.07)	17 keV – 3MeV
Visor	LCD retroiluminado y brillante
Software	Windows™
Diámetro de la ventana	44 mm (1.7")

Fuente: (Thermoscientific RadEye, 2012, p. 4)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018



Figura 8-2: Detector multiuso Thermo Scientific™ RadEye™ B20 y B20 – ER.

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.7.4. *Fantoma*

El fantoma antropomorfo es un maniquí con características semejantes a las del cuerpo humano, elaborado principalmente para la investigación en diagnóstico y tratamiento. En Medicina Nuclear se lo utilizó para determinar los coeficientes de atenuación de las diferentes cavidades anatómicas que éste posee.

Los fantomas son herramientas que poseen características de atenuación a la radiación semejantes a los que presentan los distintos órganos y tejidos del cuerpo humano, son usados para la calibración de las gammacámaras de los servicios de Medicina Nuclear con el fin de determinar la sensibilidad que tiene el detector para dar una respuesta y establecer la geometría óptima del sistema (Guzmán Calcina y Sansogne, 2015, pp.1-139).

El fantoma también llamado “Hombre de Referencia” con características anatómicas, fisiológicas y metabólicas iguales al organismo, es reconocido y utilizado por los Físicos Médicos para la

mayoría de los propósitos de planificación o exposiciones a niveles bajos (Snyder *et al.*, 1992, pp.1-64), es decir, ayuda a la estimación de dosis de radiación (Snyder *et al.*, 1992, pp.1-64).

En este Trabajo de Titulación se lo utilizó para determinar los coeficientes de atenuación de la cavidad abdominopélvica para posteriormente determinar la dosimetría interna de los principales órganos fuente y órganos de riesgo en los que se realiza gammagrafías con más demanda en el HCAM.



Figura 9-2: Fantoma Antropomorfo.
Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.8. Control de Calidad de la Gammacámara Infinia modelo K300WW Infinia Hawkeye

En la unidad de Medicina Nuclear del HCAM se realizan diariamente controles de calidad a los diferentes equipos que este posee. Los controles de calidad se lo realizan desde el momento de su adquisición y son importantes para asegurar la confiabilidad del instrumento. Para este Trabajo de Titulación se realizó tres pruebas de control de calidad para obtener valores certeros.

A continuación se muestra algunas de las pruebas de control de calidad realizada en la gammacámara Infinia.

2.8.1. Prueba de Tasa de conteo máximo

Esta prueba permitió determinar el número de cuentas máximo que la gammacámara *H300WW Infinia Hawkeye* puede captar sin colimador hasta que se sature.

2.8.1.1. Equipos y materiales

- Actividad de 80.2 [μ Ci] de Tc-99m.
- Vial de 20 [ml] con solución salina.
- Papel absorbente.
- Caja Petri.
- Gammacámara *Infinia* modelo *H300WW INFINIA HAWKEYE*
- Activímetro *Atomlab 500*.
- Detector *Thermo Scientific™ RadEye™ B20* y *B20 – ER*
- Colimador intrínseco.
- Equipo de protección radiológica (mandil de plomo, faldón de plomo, gafas plomadas, protector de tiroides plomado, guantes, bata descartable, cubre zapatos).

2.8.1.2. Procedimiento

Para realizar el proceso de conteo máximo se fracciona una actividad de 80.2 [μ Ci] de Tc-99m en un volumen de 20 [ml] de solución salina la actividad fraccionada, luego se coloca el colimador intrínseco en los dos cabezales de la gammacámara, previamente cada detector debe estar recubierto de papel absorbente para evitar posibles contaminaciones. La actividad fraccionada se transfiere a una caja petri en diferentes intervalos de tiempo con volúmenes de 0.7 [ml] que equivalen a 2.9 [μ Ci] de Tc-99m. Luego se debe modificar el sistema de control de la gammacámara con los parámetros ajustándolos de acuerdo a la energía y al colimador que se use en ese instante (energía del Tc-99m con una ventana del 20%). Anotar en la bitácora el número de tasa de cuentas obtenidas y realizar los respectivos cálculos-

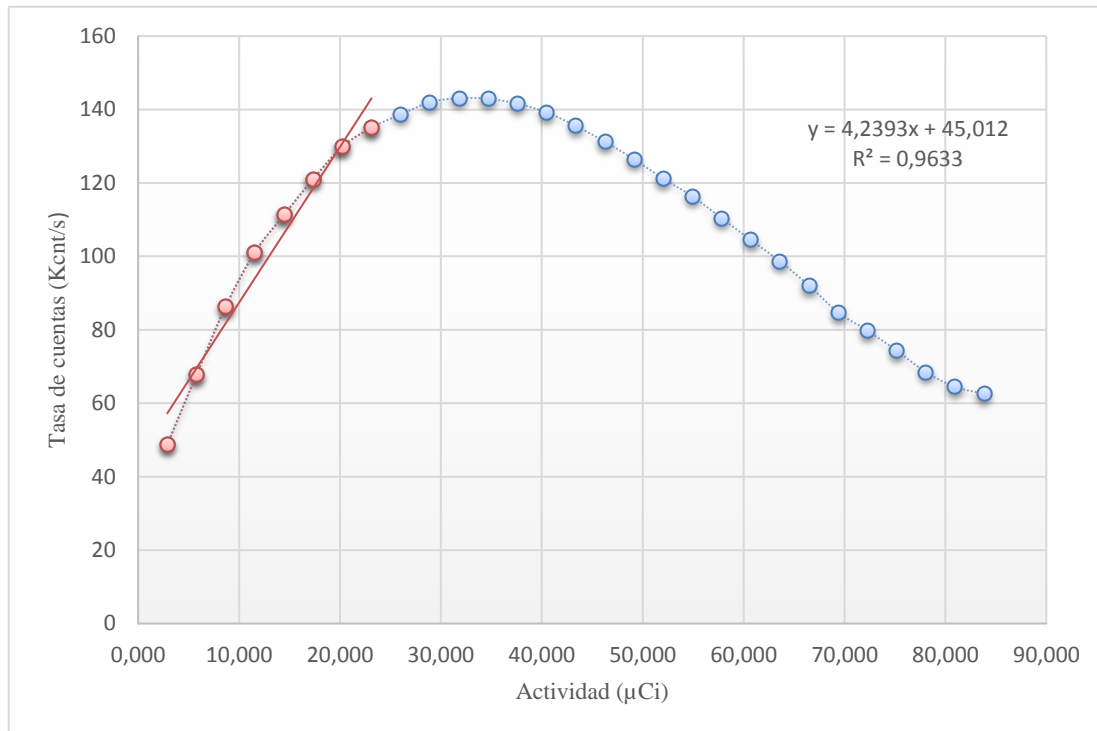


Gráfico 1-2: Tasa de cuentas vs Actividad

Expresa el número de tasa de cuentas máxima que la gammacámara *Infinia* puede detectar con colimador intrínseco. Cuando hay una actividad de 37.583 [µCi] en un volumen de 9,1 [ml] el quipo detecta 141,6 [Kcnt/s] y progresivamente empieza a decaer.

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.8.2. Prueba de corrección por decaimiento

La prueba corrección por decaimiento permitió trabajar de manera constante con una actividad de Tc-99m a medida que se adquirió el número de cuentas en el transcurso del tiempo. Para esta prueba se utilizó lo siguiente:

2.8.2.1. Equipos y materiales:

1. 17.34 [µCi] de actividad de Tc-99m.
2. Jeringa de 3 ml con solución salina.
3. Papel absorbente.
4. Gammacámara *Infinia* modelo H300WW INFINIA HAWKEYE
5. Activímetro *Atomlab*™ 500.
6. Detector *Thermo Scientific*™ *RadEye*™ B20 y B20 – ER
7. Colimador intrínseco.

8. Equipo de protección radiológica (mandil de plomo, faldón de plomo, gafas plomadas, protector de tiroides plomado, guantes, bata descartable, cubre zapatos).

2.8.2.2. Procedimiento:

Fraccionar y medir una actividad de 17.34 [μCi] de Tc-99m en un volumen de 3 ml de solución salina. Para realizar la prueba se debe utilizar colimadores intrínsecos protegidos con papel absorbente y así evitar posibles contaminaciones. Para realizar la prueba colocar la jeringa sobre el centro del colimador, luego adquirir el número de cuentas en ocho tiempos diferentes que se deben anotar en la bitácora. Se realizó los respectivos cálculos y curvas correspondientes a esta prueba.

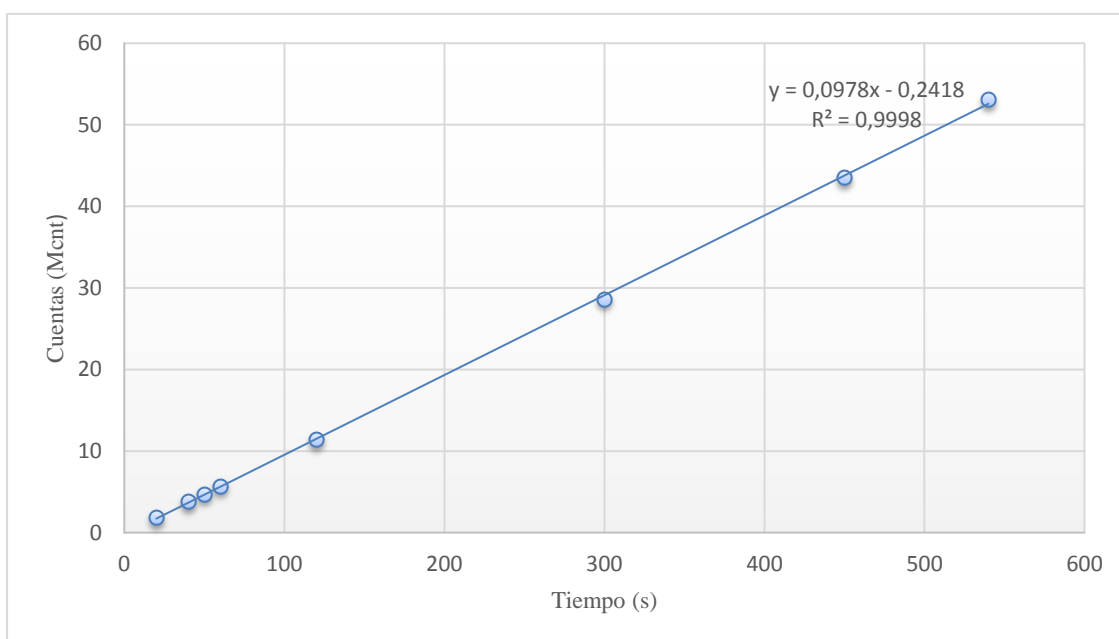


Gráfico 2-2: Corrección por decaimiento de una fuente de Tc-99m.

Realizado por: Elizabeth Manobanda.2018

2.9. Preparación del material e instrumentos

Toda preparación de actividades se lo realizó en el cuarto caliente del Servicio de Medicina Nuclear, usando el respectivo equipamiento de protección radiológica plomado (mandil, faldón, protector de tiroides, gafas), guantes, bata descartable, cubre zapatos.

Procedimiento:

Eluir Tc-99m del generador de Mo-99, de manera que se obtenga con el menor volumen posible 0.2 [ml] de actividad lo suficientemente alta para realizar la experimentación. Una vez eludido el

Tc-99m transportar dentro de un contenedor plomado hacia el activímetro para la respectiva medición en el calibrador de dosis, luego almacenar en el vial madre hasta su fraccionamiento.

Una vez eludido y medido el material radioactivo, fraccionar 20 [mCi] e inyectar la actividad fraccionada en un algodón de manera que este absorba todo el volumen de actividad sin que haya residuos. Colocar el algodón con el material radioactivo en una funda evitando así posibles contaminaciones, para asegurar que en el algodón contiene toda la actividad fraccionada, enjuagar la jeringa con solución salina para que la mayor cantidad de actividad fraccionada se deposite en el mismo. Posteriormente introducir la funda en el calibrador de dosis para constatar la actividad inicial. Al existir residuos de material radioactivo en la jeringa se resta de la actividad que se encuentra en el algodón.



Figura 10-2: Procedimiento para el fraccionamiento de material radioactivo (Tc-99m)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

2.10. Dosimetría Interna

La exposición del paciente a la radiación limita la cantidad de radiactividad que puede administrarse en los procedimientos gammagráficos realizados en el ámbito de la Medicina Nuclear clínica. Cuando se incorpora un radionucleído, este se deposita en órganos o tejidos que se convertirán después de su administración en fuentes de radiación para el resto de los órganos. En el caso de la radiación electromagnética, se puede depositar en todo el cuerpo. Aquí la dosis se entrega durante un tiempo determinado según la estabilidad del radiofármaco (Illanes, 2015, pp.1-189).

La dosimetría interna ayuda al conocimiento de la dosis de radiación recibida por diferentes órganos en el cuerpo, misma que es esencial para una evaluación de los riesgos y beneficios de cualquier procedimiento de diagnóstico en Medicina Nuclear (Finestres 2005). Así también, se puede estimar valores de dosis recibida en varios puntos del organismo (órganos o tejidos) con los diferentes procedimientos de diagnóstico realizados para Tc-99m (Alcázar Baños y López Alegria 2003)

La radiación ionizante es la principal fuente de exposición de la población alrededor del mundo que según la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP, por sus siglas en inglés), pueden provocar efectos estocásticos o probabilísticos y efectos no estocásticos o no probabilísticos (Almansa López *et al.*, 2013, pp.143-148)

Los efectos no estocásticos son aquellos efectos que superan un umbral de dosis, que significa que aparecerá con seguridad cierto tipo de consecuencias como enrojecimientos de la piel, cataratas en los ojos, etc. Estos no tienen un umbral de dosis, es decir la probabilidad de que ocurra o no depende de la dosis como por ejemplo el desarrollo de cáncer y mutaciones genéticas (Andisco, Blanco y Buzzi, 2014, pp.114-117)

La evaluación y cuantificación permanente de los niveles de radiación ionizante a los que son expuestos los paciente durante los procedimientos de diagnóstico en Medicina Nuclear es importante y para llevar a cabo el control es necesario contar con ciertas magnitudes y unidades dosimétricas establecidas por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU, por sus siglas en inglés) junto con otras organizaciones internacionales como son la Agencia Nacional de Energía Atómica (IAEA), la Organización Internacional para la Estandarización (ISO), la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), el Comité de Científico de Naciones Unidas sobre los Efectos de la Radiación Atómica (UNSCEAR) y el Consejo Nacional de Protección Radiológica y Medidas de Estados Unidos (NCRP) (Ubeda de la C *et al.*, 2015, pp.94-99)

2.11. Magnitudes y Unidades Dosimétricas

El reporte ICRU – 85 del año 2011, es una de las principales publicaciones que trata el tema de las magnitudes y unidades utilizadas en forma genérica para describir a las radiaciones ionizantes. Estas magnitudes dosimétricas permiten proporcionar una medida física correlacionados con los efectos potenciales y reales de la radiación ionizante (Ubeda de la C *et al.*, 2015, pp.95), estas magnitudes son:

Dosis absorbida

La dosis absorbida (D), es aquella magnitud que expresa la cantidad de energía absorbida por unidad de masa de un medio, está definida para cualquier tipo de radiación o material, permite estimar el daño producido por la radiación en un órgano que ha sido irradiado por un tipo específico de radiación. Está definida como el cociente entre $d\bar{\epsilon}$ y dm, donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida por la radiación ionizante a la masa dm, es decir (Andisco, Blanco y Buzzi, 2014. pp.115-116) (Radiológica, 2007, pp.55-61)(Ubeda de la C *et al.*, 2015, pp.95-96):

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (4)$$

En el SI, su unidad de medida es el Gray (Gy) que es equivalente a 1 J/Kg.

Dosis equivalente

La dosis equivalente (H_T), se define como el producto entre uno de estos factores de ponderación de la radiación (W_R) y la dosis absorbida ($D_{T,R}$) en el volumen de un órgano o tejido específico T. Los factores de ponderación (W_R), consideran las diferencias en la eficiencia de las distintas radiaciones para causar efectos estocásticos (Radiológica, 2007, pp.55-61).

Según el SI su unidad es el Sievert (Sv) se usa para considerar el daño biológico. La dosis equivalente es un indicador primario de protección radiológica, ya que especifica los límites de radiación a los que el POE o el público pueden estar expuesto (Andisco, Blanco y Buzzi, 2014. pp.115-116) (Radiológica, 2007, pp.55-61)(Ubeda de la C *et al.*, 2015, pp.95-96):

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (5)$$

Donde W_R es el factor de ponderación de la radiación para la radiación R. La suma se la realiza para todos los tipos de radiaciones involucrados (Radiológica, 2007, pp.55-61). En la **Tabla 15-2**, se puede apreciar los factores de ponderación de la radiación:

Tabla 15-2: Factores de ponderación W_R

Tipo de Radiación	Factor de Ponderación de la radiación W_R
Fotones	1
Electrones y muones	1
Protones y piones cargados	2
Partículas alfa, Fragmentación de fisión, Iones pesados	20

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

Fuente: (Radiológica, 2007, pp.55-61)

Dosis efectiva

La dosis Efectiva (E), es la probabilidad de aparición de efectos estocásticos en un determinado órgano o tejido que depende no solo de la dosis equivalente recibida por dicho órgano o tejido, sino también de la radiosensibilidad del órgano irradiado y se define como la suma ponderada de las dosis equivalentes a los tejidos (Andisco, Blanco y Buzzi, 2014, pp.115-116) (Radiológica, 2007, pp.55-61)(Ubeda de la C *et al.*, 2015, pp.95-96).

$$E = \sum_T W_T H_T = \sum_T W_T \sum_R W_R D_{T,R} \quad (6)$$

Donde W_T es el factor de ponderación para el tejido T y $\sum W_T = 1$. La suma se realiza sobre todos los órganos y tejidos del cuerpo humano considerados sensibles a la inducción de efectos estocásticos. Su unidad de medida es el Sievert [Sv] (Andisco, Blanco y Buzzi, 2014, pp.114-117).

A partir de la irradiación que recibe una persona en todo su cuerpo, se ha adjuntado un factor de ponderación de tejido (W_T) a cada órgano, valores W_T se muestran en la **Tabla 16-2** como indica la ICRP en la publicación (103), titulado “*Las recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica*”:

Tabla 16-2: Factores de Ponderación W_T

Tejido	W_T	$\sum w_T$
Médula ósea, colón, pulmón, estómago, mama, resto de los tejidos*	0,12	0,72
Gónadas	0,08	0,08
Vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04	0,16
Superficie del hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01	0,04

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

Fuente: (Radiológica, 2007, pp.55-61)

2.12. Coeficiente de Atenuación lineal

De acuerdo con Finestres en el 2005, menciona que cuando un material es atravesado por un haz de radiación se producen diferentes interacciones como efecto fotoeléctrico, efecto Compton en mayor probabilidad en los tejidos biológicos, haciendo que parte de la energía del haz de radiación sea depositado en la materia atravesada (Finestres, 2005, pp.28-30), como consecuencia ocurre lo siguiente:

- Parte del haz de radiación atraviesa la materia sin interactuar, a este haz se le denomina haz primario.
- Existe fotones en diferentes direcciones del haz incidente, llamada radiación dispersa.
- Parte de la radiación es absorbida por el medio material.

Por lo tanto: la Energía total de la radiación detectada es igual la suma de haz primario con radiación dispersa. Este valor es menor respecto a la energía transportada del haz incidente. A este fenómeno se lo conoce como atenuación de la radiación al atravesar un medio (Finestres, 2005, pp.28-30).

La radiación indirectamente ionizante al atravesar la materia se caracteriza por la ley de atenuación exponencial, que establece la relación existente entre la intensidad (número de fotones) del haz incidente, del haz primario y la radiación dispersa. La relación exponencial existente después de atravesar un medio material viene determinado por la siguiente expresión (Finestres, 2005, pp.28-30):

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (7)$$

Donde, I es la intensidad del haz primario después de atravesar un espesor del medio material x , I_0 es la intensidad del haz incidente, μ es el coeficiente de atenuación lineal del medio atravesado.

La atenuación de la radiación en los tejidos afecta la exactitud de la actividad de la cuantificación en imágenes de la gammacámara, los fotones emitidos desde las zonas más profundas del paciente tienen mayor probabilidad de ser absorbidos en los tejidos que los que son emitidos desde la periferia, por lo tanto, la señal de los tejidos se atenúan (Ziessman, O'Malley y Thrall 2007) (Hossain et al. 2014).

El valor del coeficiente de atenuación depende de la composición del material atenuante y de la energía del fotón, incrementa al aumentar el número atómico Z y la densidad del material absorbente y disminuye al incrementar la energía de la radiación incidente. Cuanto mayor sea el coeficiente de atenuación lineal más probable será la interacción de la radiación con la materia y por lo tanto, más se atenuará el haz de radiación o lo que es lo mismo, mayor será la proyección de energía del haz que se depositará en él (Finestres, 2005, pp.28-30) (Hossain et al. 2014). La unidad del coeficiente de atenuación es $[\text{cm}^{-1}]$.

Las ecuaciones para determinar el coeficiente de atenuación de la cavidad abdominopélvica de un fantoma antropomorfo son las siguientes:

$$A = A_0 e^{-\mu x} \quad (8)$$

La ecuación (8) corresponde a la ley de decaimiento exponencial. Donde A es el número de átomos desintegrados del Tc-99m por unidad de tiempo y A_0 corresponde al número de átomos iniciales que se usó como fuente puntual del Tc-99m en cada corte axial del fantoma antropomorfo.

Relacionando la ecuación (8) con la intensidad (I) de la fuente de Tc-99m se tiene que para la atenuación de la radiación gamma se utiliza la siguiente ecuación:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (9)$$

Que es lo mismo que la ecuación (9):

$$C = C_0 e^{-\mu x} \quad (10)$$

Dónde: C_0 representa el número de cuentas medidas en el corte de referencia (corte axial con espesor 2,6 cm del fantoma antropomorfo) expresada en cuentas C corresponde al número de cuentas medidas después de aumentar un espesor (corte axial con espesor 2,6 cm del fantoma antropomorfo) en el corte axial de referencia, μ es el coeficiente de atenuación lineal medido en [cm^{-1}]. Para el tecnecio-99m que decae emitiendo fotones gamma de 140 [keV], el valor de μ es 0.15 [cm^{-1}] para la mayoría de los tejidos humanos; es más alto para huesos de mayor densidad y bajo para pulmones, que contiene aire (Hossain *et al.*, 2014, p.2), y x es el espesor de los cortes axiales añadidos del fantoma antropomorfo.

Despejando el coeficiente de atenuación de la ecuación (10) se obtiene la siguiente expresión:

$$\mu = \frac{1}{x} \text{Ln} \frac{C_0}{C} \quad (11)$$

2.13. Métodos de Dosimetría Interna

2.13.1. Método de los coeficientes

Para propósitos de dosimetría interna del presente Trabajo de Titulación se requiere el valor de la fracción de dosis AF que es el promedio de AF_{dv} para todos los puntos P (órgano fuente) del fantoma antropomorfo a través del volumen fuente V (cortes axial de la cavidad abdominopélvica) (Attix, 1981, p.84)

Para el cálculo de la dosimetría interna mediante el método de los coeficientes se tiene la siguiente ecuación (12):

$$D_{\gamma} = A_{Tc-99m} \left(\frac{des}{g*s} \right) * 0.89 \left(\frac{rayos-\gamma}{des} \right) * E_{Tc-99m} \left(\frac{MeV}{rayos-\gamma} \right) * 1.602x10^{-10} \left(\frac{Gy}{MeV} \right) * T_{1/2}(s) * AF$$

Donde, D_{γ} es la dosis absorbida del órgano de riesgo A_{Tc-99m} es el número de átomos del Tc-99m desintegrados por unidad de tiempo de un gramo de Tc-99m, 0.89 es el porcentaje en el que decae el Tc-99m por transición isomérica, E_{Tc-99m} corresponde a la energía del Tc-99m expresado en [MeV], $1.602x10^{-10} \left[\frac{Gy}{MeV} \right]$ es una constante, $T_{1/2}$ expresado en segundos [s] y AF es la fracción de dosis absorbida producida por el fotón de la fuente puntual de Tc-99m, es adimensional.

La fracción de dosis (AF) viene dada por la siguiente ecuación:

$$AF \cong 1 - e^{-\mu\bar{r}} \quad (13)$$

Donde μ es el coeficiente de atenuación del órgano de riesgo expresado en [cm^{-1}] y \bar{r} es el radio medio del órgano de riesgo expresado en [cm].

2.13.2. Método MIRD

El MIRD es uno de los métodos actuales de dosimetría interna que se aplican en Medicina Nuclear, este método para dosimetría interna ha sido utilizado durante muchos años, el empleo de valores S^2 en combinación con los datos biocinéticos-agente específico, sirve para obtener dosis de órganos para diferentes radionucleidos (Stabin y Siegel 2003).

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 radioactivo. Desde entonces se publicaron muchos panfletos del 1 al 12 de gran utilidad para el cálculo de dosis. Especialmente el Panfleto N°. 11 titulado “S, Absorbed dose per unit accumulated activity for selected radionuclides and organs”, el mismo que brinda valores S para mas de 110 radionúclidos tomando en consideración para los órganos fuente y blanco seleccionados (Snyder *et al.*, 1975, p.4)

El esquema MIRD fue planeado esencialmente para el cálculo de dosis recibida por los pacientes durante ensayos de diagnóstico de Medicina Nuclear (Rojo, Parada y Gerencia, 2018, pp.1-35).

² Valores para dosis absorbidas por unidad de actividad acumulada

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLÓGICO

3.1. Diseño de la Investigación

3.1.1. *Tipo y Diseño de la investigación*

El presente trabajado de titulación fue de carácter experimental, debido a que se trata de determinar los coeficientes de atenuación lineal para Tc-99m en un fantoma antropomorfo en la cavidad abdominopélvica utilizando la gammacámara del Servicio de Medicina Nuclear, para conocer la cantidad de dosis absorbida que recibe el órgano fuente y los órganos blancos

3.1.2. *Unidad de análisis*

La unidad de análisis fue el fantoma antropomorfo.

3.1.3. *Población y muestra*

3.1.3.1. *Población*

La población de estudio fue el fantoma antropomorfo, el cual constó de 34 cortes axiales enumerados en orden encefálico-caudal. Para delimitar la cavidad abdominopélvica del fantoma se realizó previamente una Tomografía Computarizada (TC) y mediante las imágenes obtenidas se pudo visualizar y evidenciar que la cavidad abdominopélvica empieza desde el corte axial 20 hasta el 34, ver **Figura 1-3**:



Figura 1-3: Tomografía Computarizada del fantoma antropomorfo
Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

3.1.3.2. Muestra

Una vez delimitada la región de estudio, se procedió a realizar medidas de 2.5 [cm] de distancia de punto a punto en cada uno de los 15 cortes axiales que corresponden a la cavidad abdominopélvica, con el fin de mover la fuente puntual de Tc-99m entre cada punto, ver **Figura 2-3:**



Figura 2-3: Delimitación de puntos en cada corte axial de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo
Realizado por: Elizabeth Manobanda, 2018

3.2. Técnica e Instrumentos de recolección de datos

En el presente trabajo de titulación se determinó la distribución de los coeficientes de atenuación lineal dentro de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo utilizando 20 ± 0.05 [mCi] de Tc-99m que corresponde a la actividad máxima que puede recibir la cavidad abdominopélvica según los protocolos establecidos. Los datos obtenidos fueron tratados en una matriz de Excel los mismos que fueron aplicados con el método de los coeficientes para el cálculo de la dosimetría interna de los principales órganos: hígado, riñón, bazo, ovario, vejiga y testículos.

Los materiales e instrumentos de investigación fueron puestos a disposición por el Servicio de Medicina Nuclear del Hospital Carlos Andrade Marín (HCAM), instrumentos que pasaron por un control de calidad antes de realizar cualquier tipo de experimentación lo cual permitió validar su correcto funcionamiento y obtener datos reales y certeros. De manera general, tanto la medición del fondo radiactivo, los controles de calidad realizados a la Infinia modelo K300WW Hawkeye y la corrección de decaimiento en los datos adquiridos, fueron indispensables para la medición del número de cuentas, datos fundamentales para la determinación de los coeficientes de atenuación y de la dosimetría interna.

3.2.1. Técnica de preparación del fantoma antropomorfo

El fantoma antropomorfo constituyó un papel muy importante en la realización de este Trabajo de Titulación, debido a las características semejantes al cuerpo humano. Los cortes axiales de la tomografía computarizada al fantoma permitieron delimitar con más precisión la cavidad abdominopélvica. Debido a los cortes axiales que esta cavidad posee, los mismos que permitieron delimitar con facilidad los puntos de referencia para la colocación y movimiento de la fuente puntual de Tc-99m y también facilitaron el movimiento de cada una de ellas al momento de atenuar el haz de radiación emitido por dicha fuente.

3.2.2. Análisis de la radiación de fondo

Los valores de radiación de fondo adquiridos antes de cada prueba con el fantoma antropomorfo, no mostró alteración alguna en el registro del número de cuentas con respecto al nivel de fondo registrado a lo largo del Trabajo de Titulación. El número de cuentas promedio registradas para el detector fue de $7086,67 \pm 70,95$ [cuentas].

3.2.3. Diseño de la investigación en la elección de la actividad

Para realizar diagnósticos dentro de la cavidad abdominopélvica se utiliza diferentes actividades dependiendo el tipo de órgano y lo que se desea visualizar. Para realizar este Trabajo de Titulación se utilizó una fuente puntual a de 20 [mCi] de actividad que según los protocolos ya establecidos indican que es la actividad máxima que puede recibir la cavidad abdominopélvica y la cual permitió determinar la distribución de los coeficientes de atenuación lineal y el cálculo de la dosimetría interna de los órganos fuente-blanco.

3.2.4. Adquisición de datos con el fantoma antropomorfo y la gammacámara Infinia.

A lo largo del desarrollo del trabajo se utilizaron diferentes equipos e instrumentos, que fueron útiles a la hora de la recolección de datos y los mismos que se emplearon de la siguiente manera:

El fantoma antropomorfo se colocó sobre la mesa de la gammacámara, bien posicionado, centrado en el eje del colimador y lo más cercano posible al mismo. Este posicionamiento del fantoma debe mantenerse constante a lo largo de toda la experimentación y adquisición de los datos para una correcta obtención de datos.

Una vez posicionado correctamente los 15 cortes axiales del fantoma se procedió a colocar la fuente puntual sobre el primer corte en cada uno de los puntos que esta contenga. Sobre el primer punto estuvo la fuente puntual de Tc-99m, luego se colocaron los demás cortes del fantoma los mismos que atenuaron a medida que se aumentaba el espesor.

En el sistema de la gammacámara, se escogió alternativamente un protocolo en el cual se modificó parámetros como: tipo de colimador, tipo de energía, tiempo de adquisición 30 [s]; a la vez se crearon los estudios necesarios para la adquisición de datos de todos los puntos que correspondían a cada corte axial con los nombres respectivos, lo cual evitó confusiones al momento de recolectar los datos.

Una vez que se creó los estudios necesarios, se adquirió las imágenes de cada punto atenuado por los demás cortes axiales. Este procedimiento se lo realizó de igual manera para todos los puntos y para todos los cortes del fantoma que abarcó la cavidad abdominopélvica.



Figura 3-3: Adquisición de datos con el fantoma antropomorfo y gammacámara Infinia
Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

3.2.5. *Recolección de datos*

Una vez que finalizó la adquisición de las imágenes, por medio de la computadora de la estación de trabajo, se pueden visualizar cada una de ellas con todos los detalles que se necesitó para este Trabajo de Titulación tales como: hora en el que se realizó cada adquisición y número de cuentas totales.

Se realizó la respectiva recolección de datos para luego procesarlos en Excel, de tal manera que por medio de un programa de fórmulas se puede realizar la corrección por decaimiento, el cual fue indispensable ya que esta corrección permitió que durante toda la adquisición de datos se trabaje con una actividad constante.

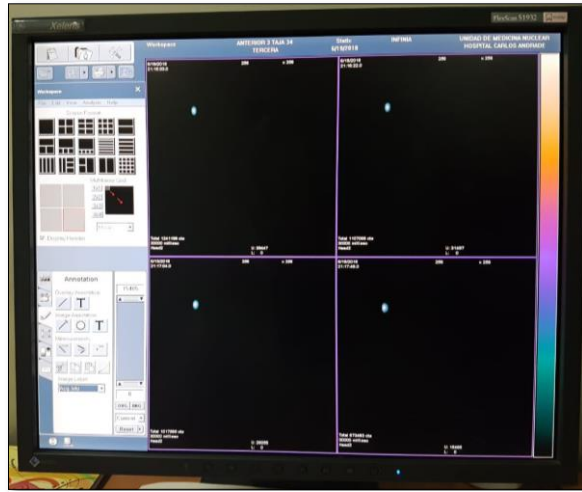


Figura 4-3: Adquisición y Recolección de datos
Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

3.2.6. Tratamiento de datos para la obtención de los coeficientes de atenuación, perfil de isodosis y dosimetría interna de la cavidad abdominopélvica.

Mediante las cuentas corregidas por decaimiento, el espesor medido de cada corte axial del fantoma antropomorfo de 2.6 [cm] y por medios de un programa de fórmulas, se calcularon los diferentes coeficientes de atenuación lineal, mismos que permitieron determinar el perfil de isodosis y la dosis absorbida por los órganos de la cavidad abdominopélvica.

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS Y RESULTADOS

En el presente capítulo se presentan los resultados de las curvas de isodosis, tablas de dosimetría obtenido con el método de los coeficientes y tablas comparativas del método de los coeficientes versus método MIRD.

4.1. Perfil de Isodosis

El número de cuentas que se obtuvieron experimentalmente permitieron diseñar las curvas de isodosis, que son un conjunto de líneas que unen puntos de igual dosis en una región de interés de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo, las cuales sirven principalmente para realizar perfiles de isodosis en diferentes puntos.

A continuación se representan los gráficos obtenidos en todos los espesores de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo. En el **Gráfico 1-4**, se puede observar como el número de cuentas disminuye a medida que aumenta el espesor, de esta forma se pudo estudiar la absorción de radiación dada por cada corte axial de la cavidad del fantoma antropomorfo.

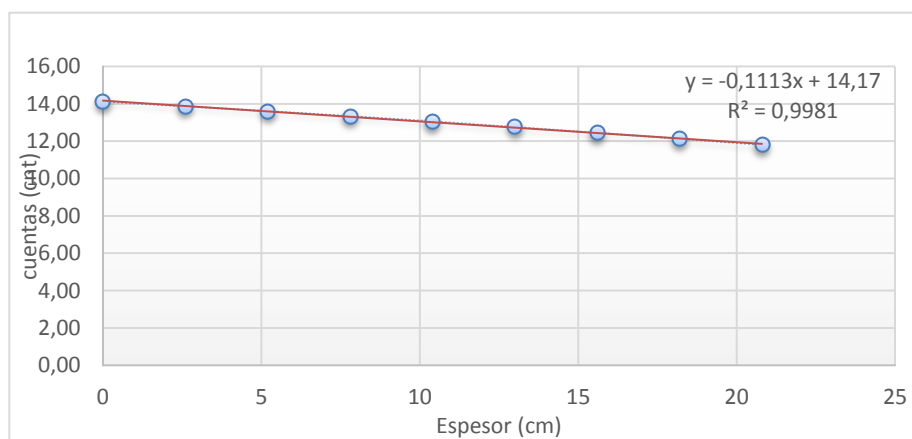


Gráfico 1-4: Número de cuentas vs Espesor
Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

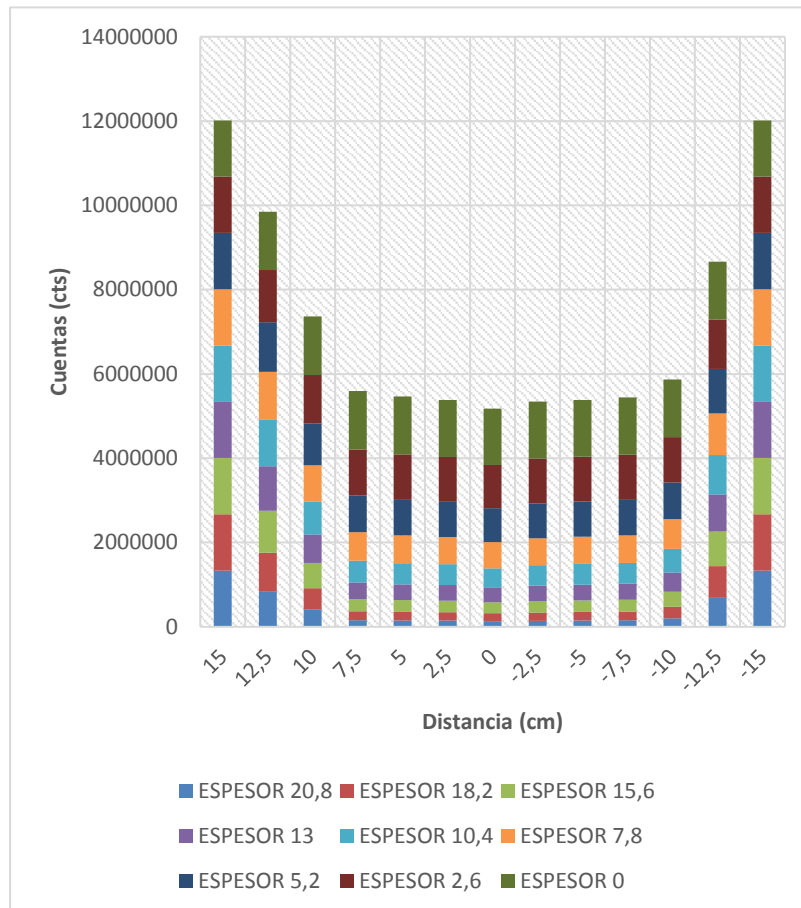


Gráfico 2-4: Cuentas vs Distancia de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo
 Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

En el **Gráfico 2-4**, se observa el número de cuentas con respecto la distancia desde el isocentro hasta la periferia de los cortes axiales de la cavidad abdominopélvica. Cada diagrama de barras representa que, el número de cuentas es inversamente proporcional al espesor. Por otro lado el número de cuentas se mantiene constante mientras varía la distancia entre cada punto del corte axial. En el isocentro 0 [cm], sin atenuante se aprecia un mayor número de cuentas 1366094 [cuentas], mientras que en la periferia 20,8 [cm], el número de cuentas disminuye a 288176 [cuentas].

4.2. Coeficientes de atenuación lineal

El **Gráfico 3-4**, muestra que el coeficiente de atenuación lineal es inversamente proporcional al espesor, por otro lado el coeficiente de atenuación lineal se mantiene constante mientras varía la distancia entre cada punto del corte axial.

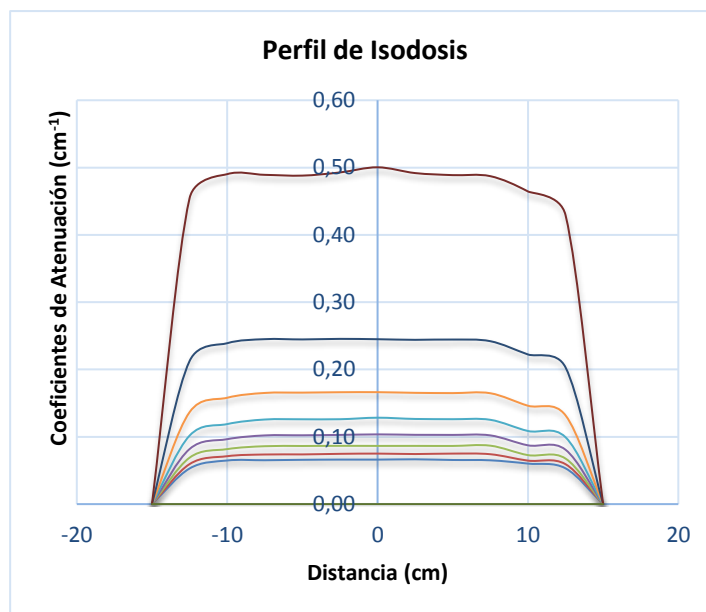


Gráfico 3-4: Perfil de isodosis usando los coeficientes de atenuación lineal de la cavidad abdominopélvica
Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

El valor experimental del coeficiente de atenuación lineal obtenido con el fantoma antropomorfo por medio del método de los coeficientes fue de $\mu = 0.158 \pm 0.012 \text{ cm}^{-1}$, cuyo valor fue encontrado dentro de lo establecido [0.15 cm^{-1}] (Hossain *et al.*, 2014, p. 61) (Ashoor *et al.* 2015). Estos valores indican que el arreglo experimental utilizado en este Trabajo de Titulación logró que exista menos radiación dispersa, es decir; menos fotones perdidos y por lo tanto menos recuentos perdidos en los datos experimentales obtenidos, lo cual se manifiesta al obtener el mismo coeficiente para toda la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo, convirtiéndolo en un arreglo experimental confiable.

Un medio material como referencial para los cálculos de dosimetría interna es el agua por sus propiedades de absorción y dispersión de la radiación ionizante similar al tejido blando (Hill, Brown y Baldock, 2008, pp. 1258-1264), por lo que se puede decir que el fantoma antropomorfo posee características más similares a las del tejido blando del cuerpo humano.

En la **Tabla 1-4**, se puede apreciar el valor promedio del coeficiente de atenuación obtenido experimentalmente, coeficiente dado para el agua así como también el obtenido por el fantoma antropomorfo, existe la misma probabilidad de interacción de los fotones para la energía del Tc-99m [140 keV], siendo semejantes para ambos medios atenuantes.

Tabla 1-4: Coeficiente de atenuación obtenido experimentalmente

$\mu [cm^{-1}]$	Método de los coeficientes con fantoma antropomorfo	Otros métodos con maniqués de agua	Desviación estándar
μ_{exp}	0.158	0.150	0.012

Fuente: (Hossain *et al.*, 2014, p. 61)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

4.3. Dosimetría interna en la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo

La actividad específica [des/g*s], el radio medio de los órganos, los coeficientes de atenuación y la fracción de dosis absorbida (AF), permitieron la determinación de la dosis absorbida para cada órgano de la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo. La dosis absorbida por el órgano fuente-hígado y sus órganos blancos fueron ver **Tabla 2-4:**

Tabla 2-4: Dosis absorbida en órganos de la cavidad abdominopélvica (hígado órgano fuente) por el método de los coeficientes

Órgano	Dosis absorbida [cGy]
Hígado	0,659
Riñón	0,628
Bazo	1,035
Ovario	0,434

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

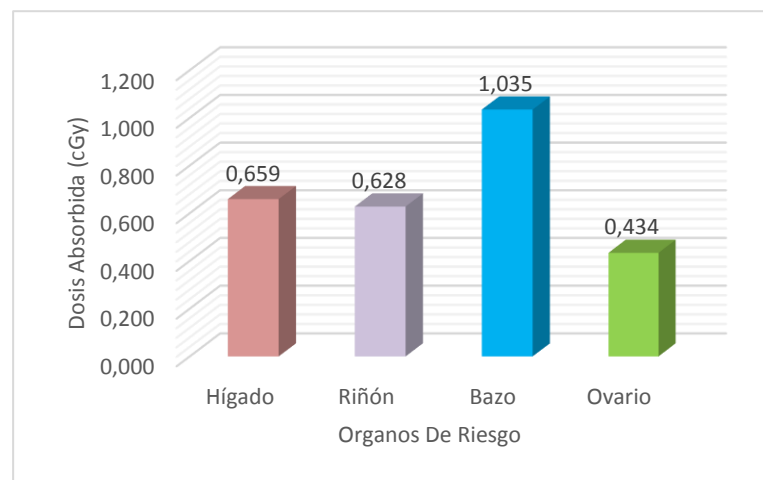


Gráfico 4-4: Dosis absorbida para el hígado como órgano de fuente y para los órganos de riesgo

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

En el **Gráfico 4-4**, se puede apreciar que el órgano que presenta mayor dosis absorbida en la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo, cuando se realizan estudios gammagráficos de eritrocitos marcados con Tc-99m, es el bazo 1,035 [cGy], seguido del hígado con 0,659 [cGy] y el riñón con 0,628 [cGy], mientras que la dosis absorbida del ovario 0,434 [cGy] se reduce notablemente.

El bazo destruye los eritrocitos dañados o aletardados y al eliminar partículas extrañas, este se convierte en el blanco principal de las reacciones inmunológicas frente a antígenos transportados por la sangre. La administración de eritrocitos radio marcados y alterados resulta en la localización del radiofármaco en dicho órgano linfoide por secuestro celular, es por esta razón que el bazo es el órgano que recibe mayor dosis absorbida (Chain y Illanes, 2015. p.27).

En la **Tabla 3-4**, se muestra la dosis absorbida [cGy] del riñón como órgano fuente y de los órganos de riesgo donde se observa que la vejiga es el órgano que mayor dosis recibe, debido a que el radiofármaco una vez que es inyectado se concentran en el parénquima funcionante, es captado, se concentra y se depura del órgano cuyos desechos pasan a la vejiga para posteriormente ser eliminado en forma de orina, es por este proceso de biodistribución del radiofármaco que la vejiga es el órgano que recibe mayor dosis absorbida (Chain y Illanes, 2015. pp.91-91).

Tabla 3-4: Dosis absorbida en órganos de la cavidad abdominopélvica (riñón órgano fuente) por el método de los coeficientes

Órgano	Dosis absorbida [cGy]
Vejiga	0,29
Riñón	0,092
Testículos	0,01
Ovario	0,018

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

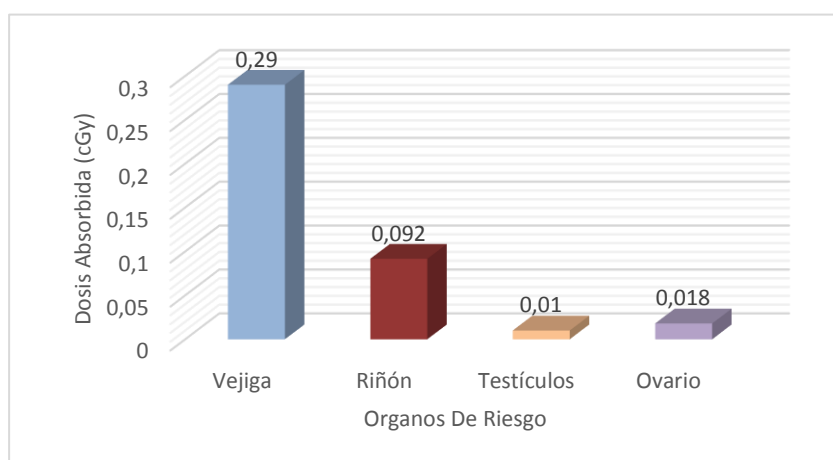


Gráfico 5-4: Dosis absorbida para el riñón como órgano de fuente y para los órganos de riesgo

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

En **Gráfico 5-4**, se puede apreciar que el órgano que presenta mayor dosis absorbida en la cavidad abdominopélvica del fantoma antropomorfo, cuando se realizan estudios gammagráficos renales, es la vejiga 0,29 [cGy], seguido del riñón 0,092 [cGy], mientras que la dosis absorbida de los ovarios 0,018 [cGy] y los testículos 0,01 [cGy] se reduce notablemente.

En la **Tabla 4-4** y **Tabla 5-4**, se compara los valores de dosis absorbida obtenidos por el método de los coeficientes con los valores establecidos por el método MIRD. Tanto para el hígado como para el riñón como órganos fuente.

Tabla 4-4: Comparación método de los coeficientes vs método MIRD

Órgano	Método de los coeficientes Dosis absorbida [cGy]	Método MIRD Dosis absorbida [cGy]
Hígado	0,659	0,650
Riñón	0,628	0,625
Bazo	1,035	1,025
Ovario	0,434	0,425

Fuente: (Ziessman, O'Malley y Thrall 2007, p.192)

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

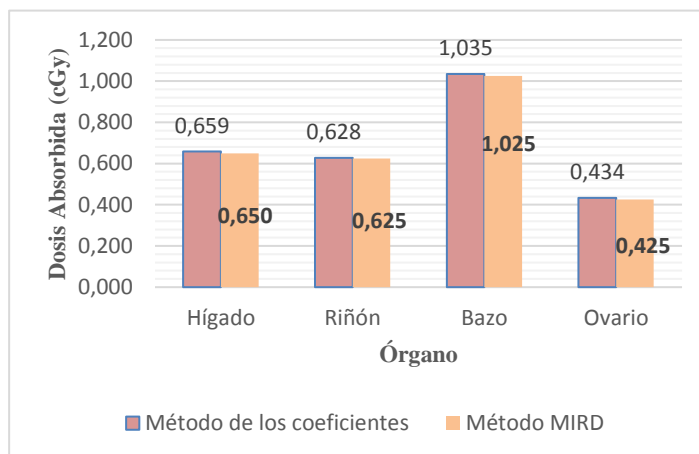


Gráfico 6-4: Método de los coeficientes vs Método MIRD

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

Tabla 5-4: Comparación método de los coeficientes vs método MIRD

Órgano	Método de los coeficientes Dosis absorbida [cGy]	Método MIRD Dosis absorbida [cGy]
Vejiga	0,29	0,27
Riñón	0,092	0,09
Testículos	0,01	0,01
Ovario	0,018	0,016

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

Fuente: (Ziessman, O'Malley y Thrall 2007, p.226)

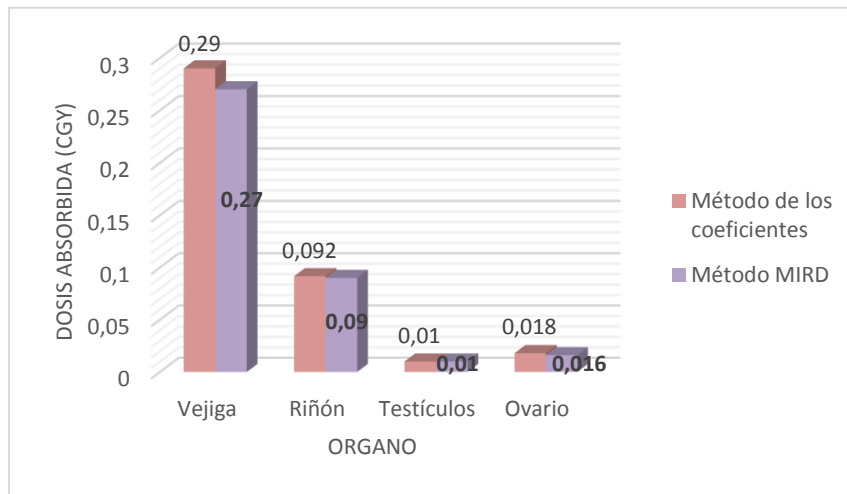


Gráfico 7-4: Método de los coeficientes vs Método MIRD

Realizado por: Elizabeth Manobanda. 2018

En el **Gráfico 6 y 7** se presentan un diagrama de barras donde se compara los dos métodos, en ellas se muestran las diferencias entre los valores obtenidos por cada método. Observándose que los valores obtenidos con el método de los coeficientes de la mayoría de los órganos están dentro de los límites establecidos por la metodología MIRD, por ejemplo en el riñón con el método de los coeficientes se obtuvo una dosis absorbida de 0.092 Gy y el método MIRD establece un valor de 0.09 Gy.

CONCLUSIONES

- La distribución del perfil de dosis se obtuvo usando los coeficientes de atenuación lineal de la zona abdominopélvica de un fantoma antropomorfo cuyo valor promedio fue de $\bar{\mu}=0.158\pm 0.012$ [cm⁻¹], valor que convierte en un arreglo experimental ideal para el cálculo del coeficiente de atenuación.
- Se determinó los valores de dosis absorbida obtenidos con el método de los coeficientes, para el hígado como órgano fuente la dosis absorbida de los órganos de la cavidad abdominopélvica fueron: 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 comparó los valores obtenidos con el método de los coeficientes con los valores establecidos por la metodología MIRD, cuyos valores de dosis absorbida para el hígado como órgano fuente la dosis absorbida de los órganos de la cavidad abdominopélvica es: 1,025 [cGy], 0,650 [cGy], 0,625 [cGy] y 0,424 [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 0,27 [cGy], 0,09 [cGy], 0,016 [cGy] y 0,01 [cGy] respectivamente. Observándose que ambos métodos son significativamente iguales, convirtiendo al fantoma antropomorfo en un medio material de referencia para los cálculos de dosimetría interna, por su composición y semejante al del cuerpo humano.

RECOMENDACIONES

- Previo a la adquisición de datos se debe realizar los respectivos controles de calidad, certificados de calibración emitidos por la entidad reguladora de radiaciones ionizantes del Ecuador, Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN), que demuestren la fiabilidad de los equipos para obtener datos certeros.
- Previo a la obtención de datos con el fantoma antropomorfo se debe asegurar que no exista ninguna fuente radioactiva dentro del cuarto de la gammacámara, esto para evitar posibles datos erróneos emitidos por el fondo.
- Al fraccionar la actividad en el cuarto caliente usar el equipamiento de protección radiológica, y cambiarse de guantes las veces necesarias para evitar contaminar los equipos e instrumental de trabajo.
- Se debe considerar trabajar desde el inicio de la adquisición de datos con el detector Geiger Muller, con el fin de evitar posibles contaminaciones en el fantoma antropomorfo y en el área de trabajo.
- Se recomienda continuar esta investigación con herramientas computacionales que validen los resultados obtenidos de forma experimental por el método de los coeficientes.

BIBLIOGRAFÍA

ALCÁZAR BAÑOS, M; LÓPEZ ALEGRIA, C., "*Bases físicas y biológicas del radiodiagnóstico médico*". 2ª ed (2013), Murcia: Universidad de Murcia.

ALMANSA LÓPEZ., et al., "¿Dosimetría individualizada para pacientes en diagnóstico?" *Revista de Física Médica* [en línea], vol. 14, no. 2 (2013), pp. 143-148. Disponible en: <http://revistadefisicamedica.sefm.es/index.php/rfm/article/viewFile/27/27>.

ANDISCO, D., et al., "Dosimetría en radiología". *Revista Argentina de Radiología*, vol. 78 (2014), pp. 114-117.

ASHOOR, M., et al., "Evaluation of Compton attenuation and photoelectric absorption coefficients by convolution of scattering and primary functions and counts ratio on energy spectra". *Indian journal of nuclear medicine : IJNM : the official journal of the Society of Nuclear Medicine, India* [en línea], vol. 30 (2015), no. 3, pp. 47-239. [Consulta: 20 julio 2018]. ISSN 0972-3919. DOI 10.4103/0972-3919.158532. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26170567>.

ATTIX, F.H., Radiation dosimetry. *Science (New York, N.Y.)*. New York: Jon Wiley & Sons, 1981, pp. 79-100.

ATTIX, F.H., et al., Introduction to radiological physics and radiation dosimetry. [en línea]. Madison: Wiley-VCH Verlag GmbH, 1986. [Consulta: 4 Julio]. Disponible en: doi.wiley.com/10.1002/9783527617135.

BECQUEREL, H., et al., Física nuclear. 1932, pp. 281-302.

BIBLIOTECA, L., La medicina nuclear en el aparato digestivo. [en línea], 2018. [Consulta: 1 febrero 2018]. Disponible en: <http://www.biblioteca-medica.com.ar/2013/05/la-medicina-nuclear-en-el-aparato.html>.

BRÍO, H., *Diseño mecánico de una gamma-cámara de mano para aplicaciones médicas* (Tesis). Universidad Carlos III De Madrid. 2013. pp.1-78.

CARRIÓ, I., et al., *Medicina nuclear: aplicaciones clínicas* [en línea], 2003, (Masson). [Consulta: 4 julio 2018]. ISBN 9788445812914. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?id=xpJFqIJSiGIC&printsec=frontcover&dq=Carrió,+González+y+Estorch,+2003&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjN8oCe1obcAhWnrFkKHZhDAjIQ6AEIJjAA#v=onepage&q&f=false>.

CASANOVAS, M.M., et al., Las técnicas de imagen en el estudio de las enfermedades nefrológicas. , no. 1 (2014), pp. 241-267. ISSN 2171-8172.

CEP. *Técnico Superior en Imagen para el Diagnóstico.* [en línea]. Tercera. Madrid, 2016. [Consulta: 5 julio 2018]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books?id=ux0_DwAAQBAJ&pg=PA395&dq=TIPOS+DE+COLIMADORES+gammacámara&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjujL3qpYfcAhXyxlkKHcDRAzcQ6AEIMzAC#v=onepage&q=TIPOS DE COLIMADORES gammacámara&f=false.

CHAIN, Y. & ILLANES, L., *Radiofármacos en medicina nuclear Fundamentos y aplicación clínica.* Argentina, La Plata: Universidad de la Plata, 2015, pp. 1-189.

COFRE, M., *Dosimetría con fantoma antropomorfo para diagnóstico en tumores de cabeza y cuello con radiofármacos ,arcados con Tc-99m* (Tesis).[en línea]. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Facultad de Ciencias. Escuela de Física y Matemática. Riobamba, Ecuador. 2017. Disponible en: <http://dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/8355/1/86T00046.pdf>.

DÍAZ GARCÍA, C., et al., *Técnicas de exploración en medicina nuclear* [en línea]. España:

Masson, 2004. [Consulta: 31 enero 2018]. ISBN 9788445814208. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?id=peONocHD1Z0C&printsec=frontcover&dq=Díaz+García,+César.+Bengoetxea+Castro,+Endika+;+Haro+del+Moral,+Francisco+Javier+de&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwi-8b3s24bcAhUyrVkJHbr5B6YQ6AEIKjAB#v=onepage&q&f=false>.

DIVOLI, A, et al., "Effect of Patient Morphology on Dosimetric Calculations for Internal Irradiation as Assessed by Comparisons of Monte Carlo Versus Conventional Methodologies". *Journal of Nuclear Medicine* [en línea], vol. 50 (2009), no. 2, pp. 316-323. ISSN 0161-5505. DOI 10.2967/jnumed.108.056705. Disponible en: <http://jnm.snmjournals.org/cgi/doi/10.2967/jnumed.108.056705>.

FALCÓN, D.H., RIVERÓN, L. & LOZANO, C. "Empleo de la medicina nuclear y las técnicas de imágenes en las afecciones del sistema óseo". *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología* [en línea], vol. 26, no. 2 (2012), pp. 190-212. [Consulta: 7 febrero 2018]. ISSN 0864215X. Disponible en: <http://scielo.sld.cu/pdf/ort/v26n2/ort10212.pdf>.

FINESTRES, F., *Proteccion en radiologia odontologica*. [en línea]. Barcelona: Universitat de Barcelona, 2005. [Consulta: 8 febrero 2018]. ISBN 9788447529469. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?id=yGkXo8utRTMC&pg=PA6&dq=Protección+en+radiología+odontológica+Finestres+Zubeldia+Universitat+de+Barcelona.+Departament+d%27Odontostomatologia.&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwiv3bWFfoofcAhVOx1kKHcp0DyMQ6AEIJjAA#v=onepage&q&f=fals>.

FORO NUCLEAR., ¿Qué es la radiactividad? [en línea], 2018. [Consulta: 4 julio 2018]. Disponible en: <https://www.foronuclear.org/es/el-experto-te-cuenta/119402-que-es-la-radiactividad>.

GUEVARAWEB., [en línea], 2016. [Consulta: 5 julio 2018]. Disponible en: <https://guevaraweb.wordpress.com/2016/06/>.

GUZMÁN CALCINA, S. & SANSOGNE, R., *Latinoamericana de Física Médica* [en línea], vol. 1 (2015), pp. 1-139. [Consulta: 1 febrero 2018]. Disponible en: http://www.revistaalfim.org/site/php/archivos/REVISTA-ALFIM_VOLUMEN-01-NUMERO-

03-2015.pdf.

HILL, R.F., BROWN, S. & BALDOCK, C., "Evaluation of the water equivalence of solid phantoms using gamma ray transmission measurements". *Radiation Measurements*, vol. 43 (2008), no. 7, pp. 1258-1264. ISSN 13504487. DOI 10.1016/j.radmeas.2008.01.019.

HOSSAIN, N., et al., "Measurement of Linear Attenuation Coefficient of Tc-99m using Planar Gamma Camera Image". *Bangladesh Journal of Nuclear Medicine*, vol. 17 (2014), no. 1, pp. 61-66. ISSN 1562-3831. DOI 10.3329/bjnm.v17i1.22493.

JOFRÉ, M., SIERRALTA, P., JOFRÉ MJ & SIERRALTA., "Medicinanuclear en el tracto nefrouinario". *Rev Chil Radiol*, vol. 8 (2002), pp. 59-62. ISSN 0717-9308. DOI 10.4067/S0717-93082002000200004.

MEDICINA NUCLEAR., Nociones básicas para entender la medicina nuclear. [en línea], 2018. [Consulta: 4 julio 2018]. Disponible en: <http://www.medicinanuclear.cl/generalidades.htm>.

PARRILLA PARICIA, P., RAMÍREZ, P. & RÍOS ZAMBUDIO, A., *Manual sobre donación y trasplante de órganos* [en línea]. Madrid: Arán, 2008. [Consulta: 31 enero 2018]. ISBN 9788496881082. Disponible en: <https://books.google.com.ec/books?id=wBu2WX0EEeoC&printsec=frontcover&dq=Parrilla+Paricia,+Pascual+Ramírez,+Pablo+Ríos+Zambudio,+Antonio&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwjvzfzs3YbcAhVLzlkKHSGZBZoQ6AEILjAB#v=onepage&q&f=false>.

PRISTOVNIK, A.L., *Aspectos técnicos del diagnóstico y tratamiento del cáncer de tiroides en medicina nuclear* [en línea]. Instituto Angel Roffo, 2003. [Consulta: 1 febrero 2018]. Disponible en: [http://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.1999-2006-Alumnos P.F.I/\(MN\) PRISTOVNIK ANA LUCIA.pdf](http://www.unsam.edu.ar/escuelas/ciencia/alumnos/PUBLIC.1999-2006-Alumnos P.F.I/(MN) PRISTOVNIK ANA LUCIA.pdf).

RADIOLÓGICA, S.E., 2007. *ICRP 103 - Recomendaciones de la Comisión Internacional de PR.* Madrid, 2007. ISBN 978846915410G.

ROJO, A., PARADA, I. & GERENCIA, A. Metodología mird, 2018. pp. 1-35.

SCAN., *Proteccion Radiologica.* Quito-Ecuador, 2018, pp.1-329.

SHAHBAZI-GAHROUEI, D., et al., "Comparison of Accuracy in Calculation of Absorbed Dose to Patients Following Bone Scan with (99m)Tc-Marked Diphosphonates by Two Different Background Correction Methods". *Journal of medical signals and sensors* [en línea], vol. 6 (2016), no. 1, pp. 33-38. ISSN 2228-7477. Disponible en: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27014610>
<http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=PMC4786961>.

SNYDER, W., et al., *Report of the Task Group on Reference Man Report of the Task Group on Reference Man* [en línea], 1992. England: The International Commission on Radiological Protection. Disponible en: https://scholar.google.it/scholar?q=+Report+of+the+Task+Group+on+Reference+Man%3A+ICRP+Publication+23.&btnG=&hl=en&as_sdt=0%2C5.

SNYDER, W., et al., *MIRD: Absorbed dose per unit cumulate activity for selected radionuclides and organs* [en línea]. 1975. Tennessee. Disponible en: <http://snmmi.files.cms-plus.com/docs/hpra/MIRD Pamphlet 11.pdf>.

SOCIEDAD ESPAÑOLA DE MEDICINA NUCLEAR E IMAGEN MOLECULAR., A. y PÉREZ, C., Revista española de medicina nuclear e imagen molecular. *Revista Española de Medicina Nuclear e Imagen Molecular* [en línea], vol. 17 (1998), pp. 302-309. [Consulta: 31 enero 2018]. ISSN 2253-654X. Disponible en: <http://www.elsevier.es/es-revista-revista-espanola-medicina-nuclear-e-125-articulo-radiomarcaje-anticuerpos-con-tecnecio-99m-13011745>.

STABIN, M.G. & SIEGEL, J.A., "Physical models and dose factors for use in internal dose assessment". *Health Physics*, vol. 85 (2003), no. 3, pp. 294-310. ISSN 00179078. DOI 10.1097/00004032-200309000-00006.

SYSTEMS, B.M., *AtomLab 500 dose calibrator*. Biodex Medical System, 2016, pp. 10-96.

THERMOSCIENTIFIC., *Thermo Scientific RadEye B20 / B20-ER*. 2012, pp. 1-130.

THERMOSCIENTIFIC RADEYE., *Thermo Scientific RadEye B20 / B20-ER*. *Thermo Scientific*, 2012, pp. 1-4.

UBEDA DE LA C., et al., "Magnitudes y unidades para dosimetría a pacientes en radiodiagnóstico e intervencionismo". *Revista Chilena de Radiología. año*, vol. 21 (2015), no. 3, pp. 94-99. ISSN 0717-9308. DOI 10.4067/S0717-93082015000300004.

ZAMORA, C.A.F., *Medicina nuclear aplicaciones a la valoración del sistema digestivo*. *REVISTA* [en línea], 1991, pp. 57-68. [Consulta: 1 febrero 2018]. Disponible en: [http://www.binasss.sa.cr/revistas/rmcc/rmedica/\(515\)/art3.pdf](http://www.binasss.sa.cr/revistas/rmcc/rmedica/(515)/art3.pdf).

ZEPEDA, M., *Perfeccionamiento del proceso de obtención del ¹³¹I del ¹³¹Iin mediante estudios de diseño del equipo y ajustes de parámetros del proceso en el simulador*. [en línea], 2006. Universidad Autónoma del Estado de México. [Consulta: 4 julio 2018]. Disponible en: http://www.iaea.org/inis/collection/NCLCollectionStore/_Public/38/061/38061399.pdf.






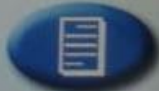
ZIESSMAN, H.A., O'MALLEY, J.P. & THRALL, J.H., *Medicina nuclear : los requisitos* [en línea]. Madrid-España: Elsevier, 2007. [Consulta: 25 Abril]. Disponible en: https://books.google.com.ec/books?id=AbFbaUvHHbQC&printsec=frontcover&hl=es&source=gbs_ge_summary_r&cad=0#v=onepage&q&f=false

ZUMARÁN & GARRIDO, T., *Papel de la enfermería en la realización de pruebas de medicina nuclear en el paciente pediátrico* [en línea], 2013. [Consulta: 5 julio 2018]. Disponible en: https://biblioteca.unirioja.es/tfe_e/TFE001059.pdf.

ANEXOS

ANEXO A: Calibraciones diarias del Activímetro Atomlab 500^{MT}

Accuracy Test Data Dose Calibrator								
Biodex Model 086-330 Serial # 09090031 Detector Serial # 59920098								
Date	Sealed Source	Reading			AVG	Calculated Standard	Acceptable Variance +/- 5%	Technologist
		1	2	3				
07/25/18	Is-137-HGAf	132.9	132.8	132.8	132.8	133.6 µCi	-0.6%	MARCOS FRIAS S
07/23/18	Is-137-HGAf	132.9	133.1	133.0	133.0	133.7 µCi	-0.5%	MARCOS FRIAS S
07/20/18	Is-137-HGAf	132.6	132.4	132.4	132.5	133.7 µCi	-0.9%	MARCOS FRIAS S
07/19/18	Is-137-HGAf	131.7	131.6	131.7	131.7	133.7 µCi	-1.5%	MARCOS FRIAS S
07/18/18	Is-137-HGAf	131.0	131.1	131.2	131.1	133.7 µCi	-1.9%	MARCOS FRIAS S
07/17/18	Is-137-HGAf	132.0	132.0	131.9	132.0	133.7 µCi	-1.3%	MARCOS FRIAS S
07/16/18	Is-137-HGAf	131.3	131.7	131.7	131.6	133.7 µCi	-1.6%	MARCOS FRIAS S
07/13/18	Is-137-HGAf	131.4	131.5	131.4	131.4	133.7 µCi	-1.7%	MARCOS FRIAS S

					
Back	Select Detector	Delete Data	Earlier Date	Later Date	Print

ANEXO B: Certificado de Calibración del detector Geiger Muller

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**

HOSPITAL DE ESPECIALIDADES CARLOS ANDRADE MARIN		2018-07-13	
Av Ayacucho y 18 de Septiembre			
INSTRUMENTO:	EQUIPO DIGITAL	Marca:	thermo scientific
		Modelo:	RADEYE B20-ER
		Serie:	32052
DETECTOR:	GEMER 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 Webline** Serie No: **533**

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**
Atenuadores (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

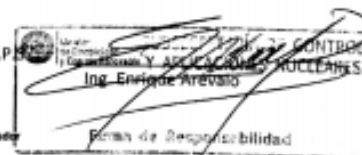
NOTA: LAS MEDICIONES REALIZADAS CON EL EQUIPO DEBEN SER MULTIPLICADAS POR EL FACTOR INDICADO PARA TENER UN VALOR MÁS EXACTO

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.



Dirección: José Taraya N10-25 y Lizardo García, Quito - Ecuador
Calle: 130517, Telf: 3676000 ext 3821 - 1130
Email: enrique.arevalo@meer.gob.ec