

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**“EXACTITUD EN LA CUANTIFICACIÓN DE LA
ACTIVIDAD DE I^{131} A PARTIR DE IMÁGENES SPECT:
UN ESTUDIO SIMIND MONTECARLO”**

PARA OBTENER EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN
CIENCIAS EN FÍSICA MÉDICA

ELABORADA POR:

JOSÉ LUÍS DE LA CRUZ MARIN

ASESORA:

Dra. Cecilia Yamil Chain

CO-ASESOR:

Dr. Luis Hector Illanes

LIMA – PERÚ

2025

Resumen

El Radiofármaco (RF) ^{131}I -yoduro de sodio es ampliamente utilizado para tratamiento de enfermedades tiroideas como es el caso del Carcinoma Diferenciado de Tiroides (CDT). Sin embargo, al poseer un radionucleido que emite radiación no solo al volumen tumoral sino a otras partes del organismo es muy importante considerar la realización de cálculos dosimétricos para determinar la dosis de energía absorbida en cada región. El objetivo de este trabajo de investigación es evaluar a través de simulaciones computacionales cuáles son las condiciones de operación más adecuadas para obtener imágenes tomográficas de ^{131}I que puedan ser útiles en la realización de cálculos dosimétricos para radioterapia metabólica con radioyodo. Se utilizó el código SIMIND MC para realizar un modelo computacional del Tomógrafo por Emisión de Fotón Único (SPECT) modelo GE-NM 630. Para verificar la validez del simulador clínico, se realizaron controles de calidad en el simulador que se compararon con los valores del equipo real. El simulador se utilizó para obtener imágenes de un fantoma antropomórfico donde se configuraron lesiones conteniendo una actividad conocida de ^{131}I , en distintas condiciones de operación. La exactitud en la cuantificación se evaluó comparando la actividad configurada en la lesión con la actividad cuantificada en la lesión utilizando un software de análisis de imágenes. Los resultados de los controles de calidad en el simulador clínico arrojaron errores respecto al equipo real de 4,3 % (UFOV), 0,4 % (CFOV), 4,6 % (resolución espacial) y 2,6 % (sensibilidad extrínseca). La actividad de ^{131}I cuantificada en las lesiones tiroideas a partir de las imágenes SPECT simuladas arroja errores en el rango 39 – 52 % (sin corrección de atenuación), y de 0,02 – 0,4 % (con corrección de atenuación). El trabajo verificó que es posible simular mediante SIMIND MC el equipo GE-NM 630. El simulador clínico permitió determinar que para que las imágenes tomográficas de ^{131}I obtenidas con el equipo GE-NM 630 sean de utilidad en dosimetría interna, es necesaria una corrección por atenuación. Se destaca la utilidad y simplicidad del código SIMIND MC para determinar si un determinado equipamiento es factible de ser utilizado para obtener imágenes de utilidad en dosimetría interna.

Palabras claves: SIMIND Montecarlo, simulaciones, SPECT, ^{131}I .

Abstract

The radiopharmaceutical (RF) ^{131}I -sodium iodide is widely used for the treatment of thyroid diseases such as Differentiated Thyroid Carcinoma (DTC). However, since it is a radionuclide that emits radiation not only to the tumor volume but also to other parts of the body, it is very important to consider dosimetric calculations to determine the absorbed energy dose in each region. The objective of this research work is to evaluate, through computer simulations, the most appropriate operating conditions for obtaining ^{131}I tomographic images that may be useful in performing dosimetric calculations for metabolic radiotherapy with radioiodine. The SIMIND MC code was used to create a computational model of the GE-NM 630 Single Photon Emission Computing Tomography (SPECT) scanner. To verify the validity of the clinical simulator, quality control checks were performed on the simulator and compared with the values of the real equipment. The simulator was used to obtain images of an anthropomorphic phantom with lesions containing known I activity configured under different operating conditions. Quantification accuracy was evaluated by comparing the configured activity in the lesion with the activity quantified using image analysis software. The results of the quality control checks on the clinical simulator showed errors relative to the real equipment of 4,3 % (UFOV), 0,4 % (CFOV), 4,6 % (spatial resolution), and 2,6 % (extrinsic sensitivity). The quantified ^{131}I activity in thyroid lesions from simulated SPECT images yields errors in the range 39 – 52 % (without attenuation correction) and 0,02 – 0,4 % (with attenuation correction). This work verified that it is possible to simulate the GE-NM 630 equipment using SIMIND MC. The clinical simulator determined that for the ^{131}I tomographic images obtained with the GE-NM 630 equipment to be useful in internal dosimetry, attenuation correction is necessary. The usefulness and simplicity of the SIMIND MC code is highlighted in determining whether a given equipment can be used to obtain images useful in internal dosimetry.

Keywords: SIMIND Monte Carlo, simulations, SPECT, ^{131}I .

Agradecimientos

Agradezco a Dios por permitirme terminar el desarrollo de este trabajo.

Asimismo, con profundo respeto y gratitud, deseo expresar mi más sincero agradecimiento a mis asesores, la Dra. Yamil Chain Cecilia y al Dr. Héctor Illanes Luis. Por el apoyo persistente, su invaluable guía y paciencia a lo largo de todo el desarrollo de este trabajo. Sus experiencias y consejos han sido fundamentales para la culminación del mismo. Aprecio profundamente el tiempo, dedicación y esfuerzo que han invertido en cada corrección y orientación de este proyecto. Sin su acompañamiento este logro no habría sido posible. Sus enseñanzas y su pasión por la investigación han sido una fuente constante de inspiración para mí. Gracias por compartir sus conocimientos y por inspirarme a seguir creciendo profesional y académicamente.

Un agradecimiento especial para mi madre y hermana Pilar.

A mi mascota Leo por las largas noches de compañía en la redacción de este escrito.

Y a todos que de forma directa o indirecta ayudaron durante el desarrollo de este trabajo, muchas gracias.

Índice general

Resumen	II
Abstract	III
Agradecimientos	IV
Índice de contenidos	v
Índice de figuras	vii
Índice de tablas	ix
Abreviaciones	x
CAPÍTULO I: INTRODUCCIÓN	1
1.1. Radioterapia Metabólica para tratamiento de Cáncer Diferenciado de Tiroides	1
1.2. Dosimetría en RTM para CDT	2
1.3. Simulaciones Computacionales en MN	6
1.4. Estado del arte	6
1.5. Justificación	7
1.6. Hipótesis	7
1.7. Objetivo general	8
1.7.1. Objetivos Específicos	8
CAPÍTULO II: MARCO TEÓRICO	9
2.1. Método de detección de la radiación ionizante	9
2.1.1. Centelladores inorgánicos	9
2.1.2. Detector de Centelleo en Medicina Nuclear	10
2.2. Tomógrafo por Emisión de Fotón Único (SPECT)	11
2.2.1. Principio de funcionamiento	12
2.2.1.1. Formación de imágenes en una cámara gamma	13
2.2.1.2. Reconstrucción tomográfica	14
2.2.2. Controles de Calidad en una cámara gamma	15
2.2.2.1. Resolución espacial	16
2.2.2.2. Uniformidad	17

2.2.2.3.	Sensibilidad	18
2.2.2.4.	Tasa máxima de conteo	20
2.3.	Cuantificación de imágenes en MN	21
2.4.	Programa SIMIND MC	22
2.4.1.	Características del programa SIMIND MC	22
2.4.2.	Incertidumbres del programa SIMIND MC	23
CAPÍTULO III: MATERIALES Y METODOLOGÍA		28
3.1.	El equipo a simular: SPECT General Electric (GE), modelo Discovery NM 630	29
3.2.	El programa SIMIND MC: flujo de trabajo para el modelado del simulador	29
3.3.	Controles de Calidad del simulador SPECT	30
3.3.1.	Tasa máxima de conteo	31
3.3.2.	Uniformidad	31
3.3.3.	Resolución extrínseca	32
3.3.4.	Resolución intrínseca	33
3.3.5.	Sensibilidad	34
3.4.	Cuantificación de imágenes obtenidas con el simulador SPECT	34
3.4.1.	Fantoma voxelizado	35
3.4.2.	Fuente de calibración	36
3.4.3.	Cuantificación de actividad en los remanentes tiroideos	37
3.4.4.	Cuantificación de actividad en una lesión pulmonar	38
3.4.5.	Corrección por atenuación	38
3.4.6.	Cálculo de la exactitud	39
CAPÍTULO IV: RESULTADOS Y DISCUSIONES		40
4.1.	Simulador SPECT: controles de calidad	40
4.2.	Simulador SPECT: imágenes cuantitativas	41
4.2.1.	Fuente de calibración	41
4.2.2.	Cuantificación de actividad en lesiones a partir de imágenes sin corrección . .	42
4.2.3.	Cuantificación de actividad en lesiones a partir de imágenes corregidas por atenuación	43
CONCLUSIONES		47
BIBLIOGRAFÍA		48

Índice de figuras

Figura 1.1	Ejemplo de un órgano fuente (r_h) en el cual se ha depositado un RF que está emitiendo radiación a los órganos blancos (r_k)	4
Figura 1.2	Ejemplo de Tabulación parcial de los valores S para ^{131}I en un fantoma basado en vóxeles de la ICRP [7]	5
Figura 2.1	Esquema del cristal de centelleo formado por NaI (TI). [14]	10
Figura 2.2	Esquema del funcionamiento de un tubo fotomultiplicador. Imagen adaptada de [13]	11
Figura 2.3	Cámara gamma/SPECT de la marca GE, modelo Discovery NM 630 [15]	11
Figura 2.4	Estudio SPECT de hígado de 10 proyecciones con 7 filas cada uno. [14]	12
Figura 2.5	Sumatoria de píxeles en ambos ejes [14]	13
Figura 2.6	Eje cartesiano considerado en un equipo SPECT. Imagen modificada de [15]	13
Figura 2.7	Esquema del funcionamiento de una cámara gamma. [16]	14
Figura 2.8	Esquema de los pasos de la Retroproyección Filtrada. [17]	15
Figura 2.9	De izquierda a derecha se muestra el proceso de cuantificación de la actividad por medio de la obtención de imágenes donde se evalúa las cuentas/s por pixel y que por medio de corrección de atenuación y otros factores se obtiene los MBq por pixel. Imagen modificada de [16]	22
Figura 2.10	Script CHANGE en el cual se configuran los distintos valores para las simulaciones.	23
Figura 2.11	Índice 26 del menú 2 en el Script CHANGE	24
Figura 2.12	Índice 13 del menú 3 en el Script CHANGE	26
Figura 3.1	Diagrama de flujo para el modelado de un simulador de imágenes clínicas utilizando el programa SIMIND MC	30
Figura 3.2	Distancia fuente colimador. Imagen adaptada de [21]	31
Figura 3.3	Fantoma simulado para realizar el control de calidad de Uniformidad, vista por el programa ImageJ.	32
Figura 3.4	Captura de pantalla del proceso de toma de cuentas para el CC de Uniformidad por medio del programa ImageJ.	32

Figura 3.5	Visualización mediante el programa ImageJ de una fuente puntual de ^{99m}Tc simulada utilizando el colimador LEHR.	33
Figura 3.6	Ejemplo de Fantoma Antropomórfico Voxelizado Zubal [8].	35
Figura 3.7	Adquisición de imagen de cuerpo entero de la distribución de un metil difosfonato marcado con ^{99m}Tc visualizada por el programa ImageJ. . . .	36
Figura 3.8	Imagen planar simulada de la fuente de calibración delante del cuello a la altura de la tiroides visualizada por medio del programa ImageJ.	37
Figura 3.9	Imagen SPECT del remanente tiroideo simulado a una profundidad de 2,66 cm respecto a la superficie del fantoma voxelizado Zubal de torso visualizada por medio del programa ImageJ.	37
Figura 3.10	Imagen SPECT de la lesión en pulmón a una profundidad de 14,82 cm respecto a la superficie del fantoma voxelizado Zubal de torso visualizada por medio del programa ImageJ.	38
Figura 4.1	Perfil simulado de actividad de una fuente puntual de ^{99m}Tc situada a 20 cm del detector utilizando un colimador LEHR. Se muestra el FWHM de 0,99 cm, que corresponde a la resolución extrínseca en esas condiciones de simulación inserto: imagen de la fuente puntual simulada.	41
Figura 4.2	Tasa de conteo simulada de una fuente puntual de ^{99m}Tc situada a distintas distancias del detector utilizando un colimador LEGP. El máximo de la curva es la tasa máxima de conteo, que en este caso arroja un valor de 6 460 000 cuentas/s.	42
Figura 4.3	Imágenes SPECT de la lesión en pulmón (izquierda) y del remanente tiroideo (derecha) donde se muestra el ROI usado para la obtención de cuentas por medio del programa ImageJ. Las líneas punteadas muestran el contorno de la región anatómica para cada caso. A: anterior, P: posterior.	43
Figura 4.4	Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de un remanente tiroideo utilizando un cristal de 1,27 cm de espesor y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión.	45
Figura 4.5	Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de un remanente tiroideo utilizando un cristal de 0,953 cm y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión . . .	45
Figura 4.6	Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de una lesión pulmonar utilizando cristales de diferente espesor y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión.	46

Índice de tablas

Tabla 1.1	Radionucleídos emisores β^- y su alcance máximo en el tejido [3]	2
Tabla 1.2	RF más comunes usados en RTM [4]	2
Tabla 1.3	Actividades de ^{131}I de referencia de acuerdo al objetivo de tratamiento en pacientes con CDT [5]	2
Tabla 3.1	Especificaciones de la Cámara Gamma modelo Discovery NM 630	30
Tabla 4.1	Comparación de los resultados de Control de Calidad simulados con los valores reales de la cámara gamma GE-NM 630	40
Tabla 4.2	Factores de calibración obtenidos con fuentes de calibración simuladas en distintas condiciones operacionales.	42
Tabla 4.3	Actividad cuantificada y diferencia porcentual relativa obtenidas en imáge- nes SPECT de lesiones en distintas condiciones operacionales.	44

Abreviaciones

CDT	Cáncer Diferenciado de Tiroides
CT	Computed Tomography (Tomografía Computarizada)
CFOV	Central Field Of View (Campo de Visión Central)
DI	Dosimetría Interna
DRP	Diferencia Relativa Porcentual
EANM	European Association of Nuclear Medicine (Asociación Europea de Medicina Nuclear)
FC	Factor de Calibración
FWHM	Full Width at Half Maximum (Ancho a Media Altura)
FOV	Field Of View (Campo de Visión)
FM	Foto Mmultiplicador
GE	General Electric
ICRP	International Commission on Radiological Protection (Comisión Internacional de PR)
LEHR	Low Energy High Resolution (Baja energía Alta Resolución)
LEGP	Low Energy General Purpose (Baja energía Propósitos Generales)
LET	Linear Energy Transfer (Transferencia Lineal de Energía)
MC	Monte Carlo
MN	Medicina Nuclear
MIRD	Medical Internal Radiation Dose (Dosimetría de Radiación Interna Médica)
PET	Positron Emission Tomography (Tomografía por Emisión de Positrones)
PR	Protección Radiológica
RF	Radio Fármaco
ROI	Region Of Interest (Región de Interés)
RTM	Radio Terapia Metabólica
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography (Tomografía por Emisión de Fotón Único)
UFOV	Useful Field Of View (Campo Útil de Visión)

Dedicado a ese niño curioso, que miraba el mundo con asombro y se hacía preguntas infinitas. Al que imaginaba laboratorios, experimentos y descubrimientos, sin saber aún cuán largo sería el camino.

Capítulo I

Introducción

1.1. Radioterapia Metabólica para tratamiento de Cáncer Diferenciado de Tiroides

La Radioterapia Metabólica conocida también como Terapia Radionucleídica Sistemática o Radioterapia Molecular (RTM) es un tipo de terapia que se realiza en medicina Nuclear (MN) la cual está basada en la captación selectiva de un radiofármaco (RF) por parte de una molécula blanco (target). El RF más utilizado en RTM es el yoduro de sodio radiomarcado con ^{131}I (^{131}I -NaI) el cual es captado selectivamente por las células tiroideas. En este tipo de terapia se busca abatir los tejidos malignos o hiperfuncionantes evitando dañar a los tejidos sanos [3].

Una valoración importante que se debe tener en cuenta al momento de usar un RF en RTM es considerar el periodo de semidesintegración, el cual influye directamente en la respuesta biológica a la radiación. Por ejemplo un radionucleído con una vida media demasiado corta no será capaz de entregar la dosis necesaria para lograr el objetivo del tratamiento. El periodo de semidesintegración de un radionucleído debe de ser lo suficientemente largo tal que pueda depositarse en el órgano blanco (órgano a tratar) y lo suficientemente corto para que las dosis absorbidas en órganos sanos sean lo más bajas posible. Otro aspecto importante a considerar en los tratamientos con radionucleídos es el tipo de emisión de radiación que estos realizan. Por ello los RF emisores de partículas beta (β^-) son utilizados en estos tipos de terapia. Esto debido a que estos tipos de partículas tienen una alta transferencia lineal de energía (LET) con un alcance en los tejidos entre 0,05 mm y 12 mm irradiando uniformemente tumores de distinto tamaño, según el caso. Un aspecto adicional a considerar en la elección de los RF usados para terapia, a parte de ser emisores β^- , es que también emitan radiación gamma (γ) de energía moderada (entre 50 y 500 keV), esto debido a que esta energía se encuentra en un intervalo que puede ser aprovechado para obtener imágenes útiles en el diagnóstico de la patología [3] y en la realización de cálculos dosimétricos, tal como se explicará más adelante.

A continuación se presenta la tabla 1.1 algunos de los radionucleídos emisores β^- más usados en RTM.

TABLA 1.1: Radionucleídos emisores β^- y su alcance máximo en el tejido [3]

Radionucleído	Alcance máximo en tejido (mm)
^{131}I	2,3
^{177}Lu	1,8
^{153}Sm	4,0
^{90}Y	11,3
^{89}Sr	8,0

En relación a los RF usados en RTM se tiene lo siguiente:

TABLA 1.2: RF más comunes usados en RTM [4]

Radiofármaco	Terapia
^{131}I -NaI	Enfermedad tiroidea benigna y maligna
^{131}I -mIBG	Feocromocitoma maligno, carcinoide, paraganglioma, neuroblastoma
^{177}Lu -DOTA-TATE	Tumores neuroendocrinos
^{177}Lu -PSMA	Cáncer de próstata metastásico resistente a la castración
^{90}Y -micro esferas	Neoplasias malignas hepáticas primarias y secundarias
^{223}Ra -dicloruro	Cáncer de próstata metastásico resistente a la castración

De forma particular el tratamiento con ^{131}I -NaI, el cual es usado en tratamientos de enfermedades tiroideas como el caso del CDT, inicia con una cirugía previa seguido de una terapia ablativa con el ^{131}I -NaI y posteriormente una hormonoterapia con una dosis supresora de levotiroxina [5]. Los objetivos del uso de ^{131}I en terapias de CDT está relacionada directamente a la actividad que se va a administrar en los pacientes y esta varía según la siguiente tabla:

TABLA 1.3: Actividades de ^{131}I de referencia de acuerdo al objetivo de tratamiento en pacientes con CDT [5]

Actividad de ^{131}I (mCi)	Estatus clínico del paciente
30	Con pequeños restos tiroideos en el lecho tiroideo
100	Con resto tumoral en el lecho tiroideo
120	Con metástasis linfonodular cervical solamente
150	Con resto tumoral en el lecho tiroideo y metástasis cervical
200	Con metástasis ósea

1.2. Dosimetría en RTM para CDT

Como se explicó en el capítulo anterior, las actividades de ^{131}I usadas en los diferentes tratamientos de CDT varían de acuerdo al cuadro 1.3. Sin embargo, la dosis (energía por unidad de masa) que

se absorbe en cada órgano del paciente no puede inferirse directamente a partir de la actividad administrada del RF. Por ello es importante calcular cuánto es la cantidad de dosis depositada en los diferentes órganos (blancos y sanos). Esto se puede realizar por una serie de diferentes procedimientos continuos los cuales están involucrados unos a otros, estos son:

1. Obtención de imágenes de la biodistribución de ^{131}I en el paciente por medio de una cámara gamma.
2. Cuantificación de la actividad acumulada en los órganos a partir de las imágenes.
3. Cálculos de la dosis absorbida a partir de la actividad cuantificada, realizando ciertos supuestos (esquema MIRD).
4. Planificación del tratamiento de acuerdo a los umbrales de dosis de los órganos.

Por lo cual, realizar la dosimetría interna de RF, de manera particular de ^{131}I en tratamientos de CDT, implica un papel importante en el ámbito de la protección radiológica. A continuación se procederá a explicar brevemente cómo se realizan estos cálculos dosimétricos.

Los cálculos dosimétricos en MN son una serie de procedimientos los cuales consisten en determinar la dosis absorbida de un determinado órgano específico cuando se ha administrado cierto RF con fines de diagnóstico o terapéuticos a un paciente. La dosis absorbida es una medición de la cantidad de energía depositada en un cuerpo cuando la radiación emitida por el radiofármaco incide en dicho cuerpo por unidad de masa, por ello su unidad en el sistema internacional se expresa en (J/kg) a esta magnitud física se le conoce como *Gray (Gy)*.

El órgano específico sobre el cual se realiza el cálculo de dosis puede ser el órgano a tratar conocido como blanco terapéutico. O los órganos de riesgo, los cuales pueden ser afectados por la radiación emitida del blanco terapéutico o por la acumulación del material radiactivo [3].

Otro concepto usado e importante cuando se refiere a dosimetría interna es el hecho de considerar umbrales de dosis los cuales son límites específicos que nos indican cuánto es la cantidad máxima de radiación permitida para un cierto órgano en específico y que no resulte con daños colaterales por la radiación incidente. Para el caso de los tumores este umbral de dosis debe de ser tal que elimine dicho tumor, podríamos indicar que en una terapia con radiofármaco se debe de cumplir lo siguiente referente a la dosis (D):

1. $D_{\text{tumor}} > D_{\text{umbral tumoral}}$ (Se busca eliminar el tumor)
2. $D_{\text{órgano crítico}} < D_{\text{umbral en el órgano crítico}}$ (Se busca no dañar al órgano crítico)

Por ejemplo para un tratamiento de CDT con ^{131}I se requiere una dosis umbral tumoral de 80 Gy para eliminar la metástasis y una dosis umbral tumoral de 300 Gy para eliminar el remanente [6].

Un modo de poder realizar los cálculos de dosimetría interna es mediante el esquema MIRD [7], el cual fue desarrollado por el Medical Internal Radiation Dosimetry Committee. Para este esquema se requiere la identificación y delineamiento de dos regiones en particular. La primera es identificar el órgano fuente (r_h), el cual contiene el material radiactivo. El segundo paso es establecer el o los órganos blancos (r_k), estos son los órganos donde se requiere realizar los cálculos dosimétricos. Estos órganos blancos pueden ser órganos radiosensibles, órganos que recibirán mucha dosis o tumores. Puede haber el caso donde se encuentren dos órganos fuentes (r_{h1}) y (r_{h2}) los cuales estén afectando a un órgano blanco (r_k). Otro caso también podría darse cuando el órgano fuente (r_h) es el mismo órgano blanco (r_k), esto sería un ejemplo claro cuando se requiera hacer el cálculo dosimétrico para el tumor que incorporó RF y que se irradiará así mismo por lo cual se considera como un (r_h).

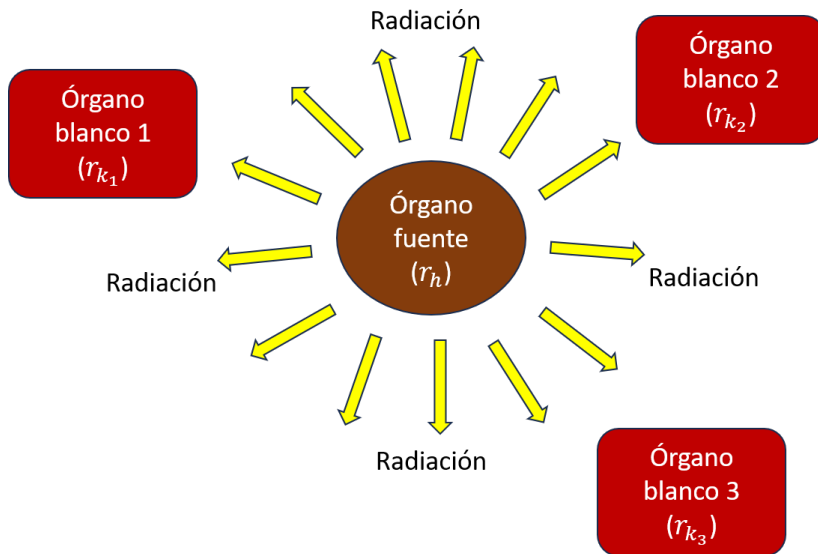


FIGURA 1.1: Ejemplo de un órgano fuente (r_h) en el cual se ha depositado un RF que está emitiendo radiación a los órganos blancos (r_k)

El esquema MIRD se basa en realizar cálculos matemáticos por lo que su ecuación está definida por [3]:

$$D_{r_k} = \sum_h \tilde{A}_h S(r_k \leftarrow r_h) \quad (1.1)$$

Donde:

D_{r_k} es la dosis media absorbida en el blanco r_k .

$\tilde{A}_h$ es la actividad acumulada o el número de desintegraciones totales que acontece en el órgano fuente r_h .

$S(r_k \leftarrow r_h)$ Es la dosis absorbida en el órgano blanco r_k por unidad de desintegración que ocurre en el órgano fuente r_h . También se le conoce como factor S .

Para el cálculo de la Actividad acumulada $\tilde{A}$, el cual se realiza en un órgano fuente, se necesita conocer la curva de actividad o también llamada “curva de retención”. Esta curva es construida a partir de la actividad del RF presente en el órgano fuente en función del tiempo. Estos datos son llamados “datos biocinéticos”. Para construir la curva de retención se requieren imágenes cuantitativas de MN.

Source region	Target region													
	Adrenals	Brain	Gallbladder wall	Heart wall	Kidneys	Liver	Lung	Muscle	Pancreas	Spleen	Stomach wall	Thymus	Thyroid	Urinary bladder wall
Adrenals	1.81E-03	8.14E-09	2.05E-06	6.72E-07	6.95E-06	2.02E-06	5.76E-07	2.05E-07	2.18E-06	3.63E-06	1.66E-06	1.62E-07	9.69E-08	5.21E-08
Brain	8.52E-09	2.70E-05	8.18E-09	2.84E-08	5.55E-09	1.26E-08	4.27E-08	6.17E-08	6.16E-09	1.26E-08	9.22E-09	8.29E-08	1.60E-07	2.97E-10
Gallbladder content	1.88E-06	7.38E-09	6.79E-05	5.59E-07	1.56E-06	4.56E-06	4.14E-07	1.47E-07	6.14E-06	4.00E-07	1.39E-06	1.48E-07	7.78E-08	7.19E-08
Heart content	6.76E-07	2.46E-08	5.68E-07	9.22E-06	3.50E-07	9.19E-07	1.85E-06	1.57E-07	6.12E-07	9.65E-07	1.60E-06	1.69E-06	5.35E-07	1.48E-08
Kidneys	6.97E-06	5.02E-09	1.60E-06	3.49E-07	8.60E-05	1.21E-06	2.92E-07	2.24E-07	2.11E-06	1.74E-06	1.01E-06	8.97E-08	5.42E-08	9.79E-08
Liver	2.02E-06	1.19E-08	5.32E-06	9.77E-07	1.21E-06	1.82E-05	8.13E-07	1.65E-07	1.95E-06	4.18E-07	1.38E-06	2.49E-07	1.35E-07	4.52E-08
Lungs	5.52E-07	4.33E-08	4.23E-07	2.11E-06	2.84E-07	8.18E-07	3.04E-05	2.23E-07	3.56E-07	9.65E-07	6.67E-07	2.07E-06	1.05E-06	1.15E-08
Muscle	2.06E-07	8.49E-08	1.51E-07	1.71E-07	2.27E-07	1.69E-07	2.30E-07	1.41E-06	1.61E-07	2.06E-07	1.61E-07	2.06E-07	2.65E-07	3.12E-07
Pancreas	2.17E-06	5.40E-09	6.95E-06	6.15E-07	2.11E-06	1.96E-06	3.55E-07	1.56E-07	2.07E-04	9.80E-07	3.77E-06	1.20E-07	6.47E-08	9.54E-08
Small intestine content	1.21E-06	3.04E-09	1.35E-06	2.99E-07	1.73E-06	6.75E-07	1.87E-07	1.99E-07	3.38E-06	8.30E-07	1.64E-06	6.01E-08	3.46E-08	4.92E-07
Spleen	3.66E-06	1.17E-08	4.25E-07	9.56E-07	1.74E-06	4.20E-07	1.03E-06	2.00E-07	9.77E-07	1.56E-04	2.54E-06	1.97E-07	1.40E-07	3.26E-08
Stomach content	1.57E-06	8.29E-09	1.19E-06	1.79E-06	1.02E-06	1.18E-06	6.58E-07	1.51E-07	3.00E-06	2.35E-06	5.89E-05	1.99E-07	1.05E-07	5.05E-08
Thymus	1.64E-07	8.24E-08	1.55E-07	2.33E-06	9.23E-08	2.59E-07	1.83E-06	1.93E-07	1.29E-07	2.04E-07	2.13E-07	1.14E-03	8.41E-06	4.48E-09
Thyroid	9.72E-08	1.62E-07	8.07E-08	6.49E-07	5.60E-08	1.38E-07	9.30E-07	2.40E-07	6.75E-08	1.39E-07	1.11E-07	8.25E-06	1.44E-03	2.49E-09
Urinary bladder content	5.64E-08	2.83E-10	7.43E-08	1.58E-08	1.05E-07	4.69E-08	1.21E-08	3.14E-07	1.05E-07	3.36E-08	5.53E-08	4.93E-09	2.74E-09	2.19E-05

Data are mGy MBq⁻¹ s⁻¹. ICRP voxel-based phantoms actually include many more source and target regions than those tabulated here, but for readability only partial list of S values is presented. (Adapted from reference [19].)

FIGURA 1.2: Ejemplo de Tabulación parcial de los valores S para ^{131}I en un fantoma basado en vóxeles de la ICRP [7]

Por otro lado el factor $S(r_k \leftarrow r_h)$ es obtenido de una tabla de doble entrada como se muestra en la figura 1.2. A ello este factor depende de las propiedades de desintegración del radionucleido así como de la masa del órgano blanco y las distancias y geometrías de los órganos tanto fuente como blanco. Su expresión matemática es [3]:

$$S(r_k \leftarrow r_h) = \frac{\sum_i y_i E_i \phi_i(r_k \leftarrow r_h)}{m_{r_k}} \quad (1.2)$$

Donde:

y_i es el número de radiaciones con energía E_i emitidas por transición nuclear.

$\phi_i(r_k \leftarrow r_h)$ es la fracción de energía emitida por el órgano fuente r_h que es absorbido por el órgano blanco r_k .

m_{r_k} es la masa del órgano blanco.

Las tablas existentes para la obtención del factor S están basadas en distintos modelos computacionales de personas (fantomas antropomórficos). Estos factores son obtenidos por medio de simulaciones computacionales.

Para el caso particular de DI de la RTM con ^{131}I en CDT la Asociación Europea de Medicina Nuclear (EANM) proporciona un marco para el cálculo de dosis absorbida en los órganos de riesgo, donde se indica que la dosis absorbida en sangre no debe de pasar los 2 Gy evitando así la toxicidad en médula ósea. Y a su vez posibilita personalizar las actividades terapéuticas según las características de los pacientes evitando así la administración de actividades fijas [2].

Como se mencionó al inicio de este apartado en cualquier abordaje dosimétrico, inexorablemente se necesita cuantificar la actividad que se acumula en los distintos órganos del paciente, dato que debe recabarse a partir de imágenes cuantitativas de Medicina Nuclear.

1.3. Simulaciones Computacionales en MN

Las simulaciones computacionales son una gran herramienta para muchas áreas de investigación. Actualmente en cualquier computadora es factible configurar y correr una simulación compleja sin grandes exigencias de hardware o software [8].

También juegan un papel muy importante en MN debido a que ayuda a optimizar y personalizar diversos procedimientos médicos por medio de modelaciones que predicen la interacción de la radiación con el cuerpo humano, es decir, la distribución de dosis absorbida y otras magnitudes de interés en el tratamiento de pacientes [9]. Reduciendo así la necesidad de realizar in vivo algunos de estos procedimientos.

Simular en un Servicio de Medicina Nuclear es imitar en una computadora el comportamiento de los equipos con que cuenta el lugar y evaluar su capacidad de detectar la distribución de un RF. Las simulaciones computacionales son indispensables para conocer el alcance real de los equipos con que se trabaja, y a partir de ello la validez y credibilidad de los estudios que se lleven a cabo o de los cálculos dosimétricos que se realicen. Los procedimientos de simulación basados en Montecarlo disminuirían considerablemente la incerteza con la que aún se trabaja [8].

Por ellos las simulaciones computacionales contribuyen significativamente en una mejora de la calidad y seguridad radiológica en los diversos procedimientos de diagnóstico y terapia en MN.

1.4. Estado del arte

Lassman *et al.* [2] publicaron, en 2008, la primera de una serie de guías operacionales para realizar cálculos de dosimetría interna en terapia con radionúclidos. El documento brinda asesoramiento a científicos y médicos sobre cómo realizar evaluaciones de dosis absorbidas terapéuticas específicas del paciente. Se brinda consejos sobre cómo adaptar la actividad terapéutica a administrar para tratamiento sistémico del cáncer diferenciado de tiroides (CDT) tal que la dosis absorbida en la sangre no exceda 2 Gy (un límite ampliamente aceptado para la toxicidad de la médula ósea).

En una interesante revisión de la literatura que reporta estudios dosimétricos, realizada por Strigari *et al.* [1], se encontró una correlación entre la dosis y el efecto biológico en más del 60 % de los casos. En dicha publicación se destaca que la aplicación de modelos radiobiológicos a los datos clínicos es cada vez más importante y también se revisan los escasos datos publicados sobre las relaciones

entre la dosis y el efecto biológico. No queda duda de la fuerte correlación entre las dosis absorbidas y la respuesta biológica, lo que indica que los tratamientos personalizados basados en dosimetría mejorarían los resultados y aumentarían la supervivencia.

Las simulaciones computacionales basadas en Montecarlo permiten modelar computacionalmente la adquisición de imágenes de Medicina Nuclear planares y tomográficas (SPECT). En cuanto concierne a la utilidad del código SIMIND Monte Carlo, Morphis et al. [10] utilizaron el software para evaluar la precisión cuantitativa de las imágenes planares y SPECT en un equipo Siemens Symbia™ T16. En dicha publicación se destaca la importancia del trabajo realizado en la primera parte de este Trabajo de Maestría, es decir, la validación de las capacidades del código MC para modelar una situación clínica específica en una dada cámara gamma, para un dado radionúclido de interés, antes de su uso como simulador de imágenes clínicas. Los mismos autores, en una publicación posterior [11] evaluaron la exactitud de la cuantificación de imágenes SPECT para ^{123}I con colimadores de baja energía y alta resolución (LEHR) y de energía media (ME) y ^{131}I con el colimador de alta energía (HE), Esa evaluación de la cuantificación empleando colimadores de Alta y Media Energía, es similar a la que se realiza en la segunda parte de este Trabajo de Maestría imitando computacionalmente otro modelo de SPECT. Finalmente, para ilustrar el potencial de este tipo de investigación en el ámbito de la Medicina Nuclear y la aplicabilidad en otros tipos de terapias con radiofármacos, aporta un enfoque muy valioso la lectura del reciente trabajo de Morphis et al [12], cuyo objetivo fue evaluar la exactitud de los cálculos de dosis absorbidas específicas del paciente para tumores y órganos en riesgo en la planificación de la terapia radionucleídica, utilizando imágenes híbridas de SPECT/TC. Los autores concluyeron que el método híbrido WB planar-SPECT/CT demostró ser exacto para la dosimetría ^{131}I -mIBG, lo que sugiere su potencial para la planificación personalizada del tratamiento.

1.5. Justificación

En la actualidad la gran mayoría de servicios de Medicina Nuclear que realiza terapias con ^{131}I posee un equipo SPECT. Y dado que al efectuar este tipo de terapia la realización de cálculos dosimétricos es importante para evaluar la dosis absorbida en los diferentes órganos del paciente inyectado. Por ello, el primer paso para abordar los cálculos dosimétricos es conocer cuál es la exactitud de cuantificación de las imágenes clínicas obtenidas por un equipo SPECT determinado. Y al conocer la exactitud de cuantificación de la actividad, esto implicaría también conocer hasta qué punto los resultados de los cálculos dosimétricos serán exactos.

1.6. Hipótesis

La hipótesis de este trabajo es que el equipo General Electric, modelo NM 630 permite obtener imágenes SPECT a partir de las cuales es posible cuantificar con exactitud el ^{131}I y allí realizar

cálculos dosimétricos de utilidad en el planeamiento de la terapia de CDT con ^{131}I .

1.7. Objetivo general

Evaluar por medio de simulaciones computacionales cuáles son las condiciones operacionales más apropiadas para poder cuantificar con exactitud la actividad de ^{131}I a partir de imágenes tomográficas de Medicina Nuclear, que sean de utilidad para realizar futuros cálculos dosimétricos en terapia metabólica con radioyodo.

1.7.1. Objetivos Específicos

- Utilizar el código SIMIND MC para modelar una Cámara Gamma con capacidad SPECT General Electric, modelo Discovery NM 630 y comparar los resultados de la cámara gamma real trabajando en condiciones controladas (como las que se aplican en los controles de calidad) con los resultados obtenidos con la Cámara simulada con SIMIND MC en iguales condiciones.
- Utilizar el simulador de imágenes clínicas basadas en MC para obtener imágenes SPECT de ^{131}I y determinar cuáles son las condiciones de operación más adecuadas para cuantificar la actividad a partir de las imágenes, en vista a la realización de cálculos dosimétricos.

Capítulo II

Marco Teórico

En este capítulo se abordarán conceptos esenciales los cuales ayudarán a entender mejor el presente trabajo de investigación. Dentro de las definiciones a desarrollar e está ilustrar el funcionamiento de una cámara gamma/SPECT, así como el modo de cómo transforma la radiación incidente en imágenes médicas. También se ahondará en algunos de los controles de calidad más importantes para una cámara gamma, se explicará la importancia de las simulaciones computacionales y como caso particular se abordará el código SIMIND MC dando énfasis en la importancia de poder contribuir a la realización de cálculos dosimétricos confiables.

2.1. Método de detección de la radiación ionizante

La radiación emitida por un material radiactivo atraviesa la materia e interactúa con los átomos y moléculas transfiriendo energía. Esta transferencia puede ocasionar dos efectos, ionización y excitación, ambos eventos están involucrados en la detección de la radiación siendo la ionización el evento primario. Cuando los materiales experimentan una desexcitación liberan energía donde la mayor parte de esta se disipa térmicamente, sin embargo, algunos materiales liberan parte de la energía como luz visible, estos materiales reciben el nombre de centelladores. Los detectores de radiación fabricados con estos materiales son conocidos como detectores de centelleo [13]. Como caso particular se analizará el detector de centelleo inorgánico.

2.1.1. Centelladores inorgánicos

Los centelladores inorgánicos son básicamente sólidos cristalinos que centellean debido a su estructura cristalina. El cristal más empleado en Medicina Nuclear es el yoduro de sodio (NaI). Dado que, la interacción entre la radiación gamma con el NaI a temperatura ambiente no produce centelleo, es

necesario activarlo con talio entre 0,1 % y 0,4 %, con el cual se obtiene el yoduro de sodio activado con talio NaI (TI) lo que permite una obtener un eficiente productor de fotones de luz [14].

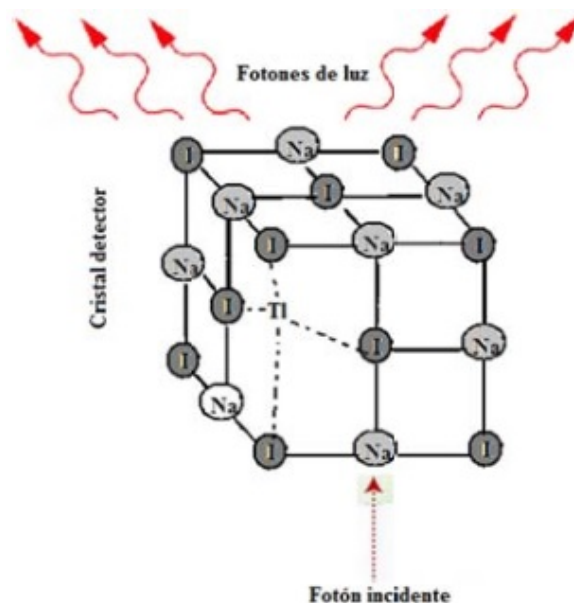


FIGURA 2.1: Esquema del cristal de centelleo formado por NaI (TI). [14]

En la figura 2.1 podemos observar como el NaI (TI) convierte fotones de luz cuando los fotones gamma inciden en este, donde la relación oscila entre veinte y treinta fotones de luz por keV de energía.

2.1.2. Detector de Centelleo en Medicina Nuclear

Para la detección de la radiación emitida por los pacientes a los que se administró previamente un RF se hace uso de materiales centelladores. Para ello se cuenta con detectores de luz electrónicos ultrasensibles llamados tubos fotomultiplicadores (FM) que producen pequeños pulsos de corrientes eléctricas al ser estimuladas por señales de luz como el centelleo de un rayo γ . En la figura 2.2 podemos observar cómo se produce el centelleo en un tubo fotomultiplicador.

La parte frontal del tubo está recubierta con una sustancia fotoemisora la cual al ser golpeada por fotones expulsa electrones, mayormente se usa como material el cesio-antimonio ($CsSb$). La superficie fotoemisora recibe el nombre de fotocátodo y los electrones expulsados fotoelectrones, la eficiencia de conversión de la luz visible a electrones es de 1 a 3 fotoelectrones por cada 10 fotones de luz incidentes. Al otro extremo del fotocátodo se encuentra el dínodo el cual mantiene un voltaje entre 200 y 400 V en relación del fotocátodo, el cual atrae a los fotoelectrones [13].

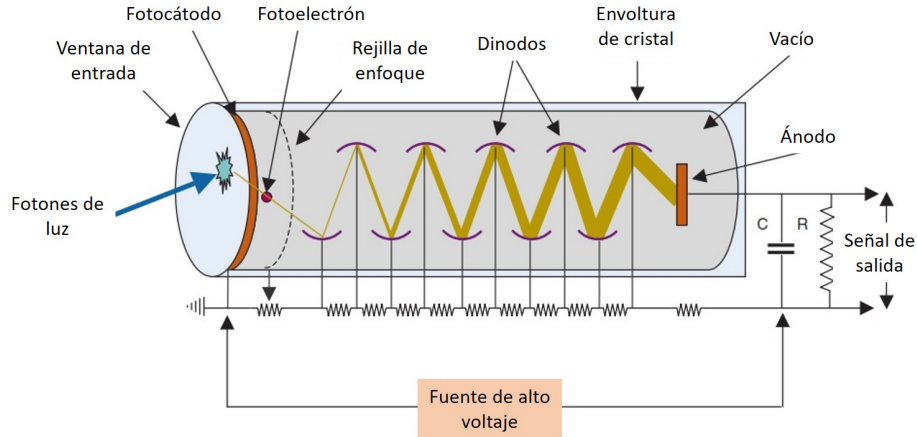


FIGURA 2.2: Esquema del funcionamiento de un tubo fotomultiplicador. Imagen adaptada de [13]

2.2. Tomógrafo por Emisión de Fotón Único (SPECT)

En MN se hace uso de diferentes equipos de diagnóstico tal es el caso de una cámara gamma/SPECT con la cual se adquieren imágenes planares (proyecciones) con las que posteriormente se generan imágenes tomográficas. Un estudio SPECT consiste en rotar el gantry con el conjunto de detectores de la cámara gamma alrededor del paciente en la cual se van registrando imágenes planares o proyecciones para cada paso angular y por medio de algoritmos matemáticos estas proyecciones proporcionan información de la distribución de actividad en las diferentes profundidades del objeto [14]. En la figura 2.3 se puede observar un equipo SPECT de la marca GE modelo Discovery NM 630 el cual se simulará en el presente proyecto de investigación.



FIGURA 2.3: Cámara gamma/SPECT de la marca GE, modelo Discovery NM 630 [15]

2.2.1. Principio de funcionamiento

El objeto de estudio se representará como f y la imagen obtenida como g . De forma ideal la relación de objeto e imagen estará representada como [14]:

$$f = g \quad (2.1)$$

Sin embargo, esta relación no se cumple con ningún equipo. Cada proyección obtenida se representa como una matriz donde cada fila corresponderá a un perfil. Por ejemplo en la figura 2.4 se presenta un estudio SPECT de un hígado:

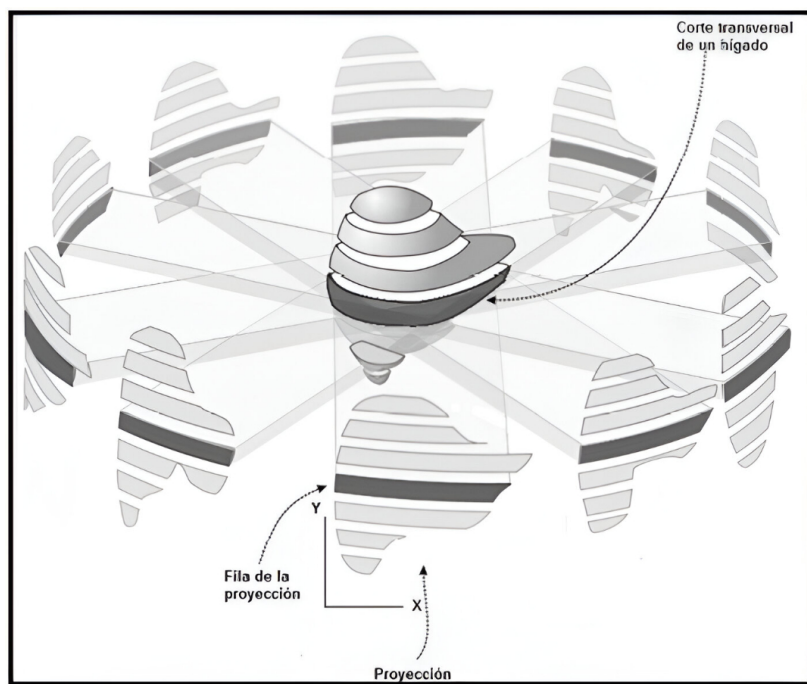
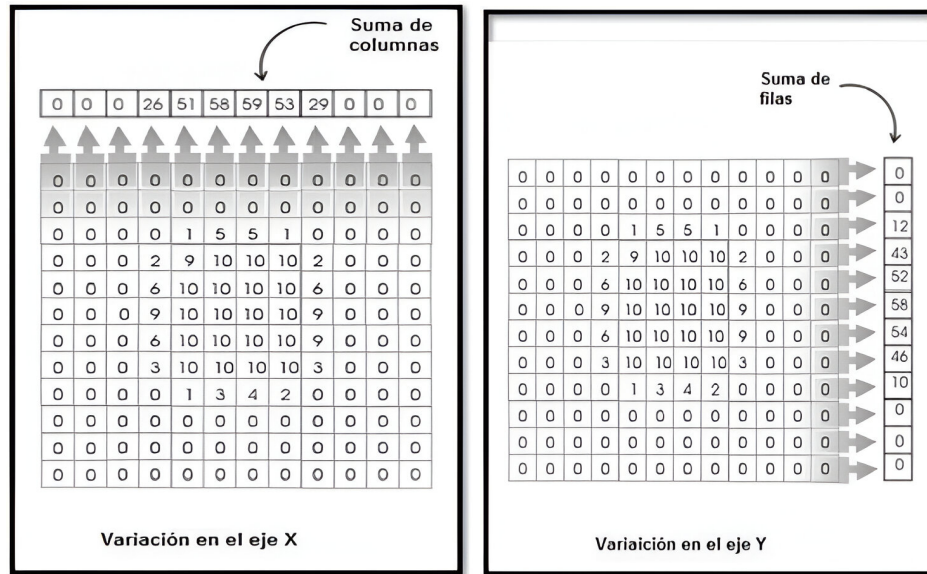


FIGURA 2.4: Estudio SPECT de hígado de 10 proyecciones con 7 filas cada uno. [14]

Cada proyección representará un perfil para el ángulo correspondiente adquirido. Posteriormente esta información obtenida por cada fila de una proyección se representará en una grilla la cual indicará los números de píxeles adquiridos que han sido almacenados en dicha matriz. Donde las cuentas en cada pixel se sumarán en un arreglo tanto en filas como en columnas como se muestra en la figura 2.5.

Una vez obtenida la sumatorias de píxeles para cada columna y fila se forma el sinograma de la imagen siendo la agrupación de las proyecciones adquiridas desde un ángulo 0° hasta los 180° o 360° . Esta visualización del sinograma se da por medio de la adquisición en los diferentes ángulos de rotación. Por ejemplo para el sinograma del eje X todas las filas se originan de la misma posición axial Y y para el sinograma del eje Y todas se originan de la misma posición axial X . Por ello para



(A) Suma de píxeles en el eje X.

(B) Suma de píxeles en el eje Y

FIGURA 2.5: Sumatoria de píxeles en ambos ejes [14]

cada corte transversal se origina un sinograma a lo largo del paciente tanto en el eje Y como en el eje X [14]. Esta orientación se muestra en la imagen 2.6.

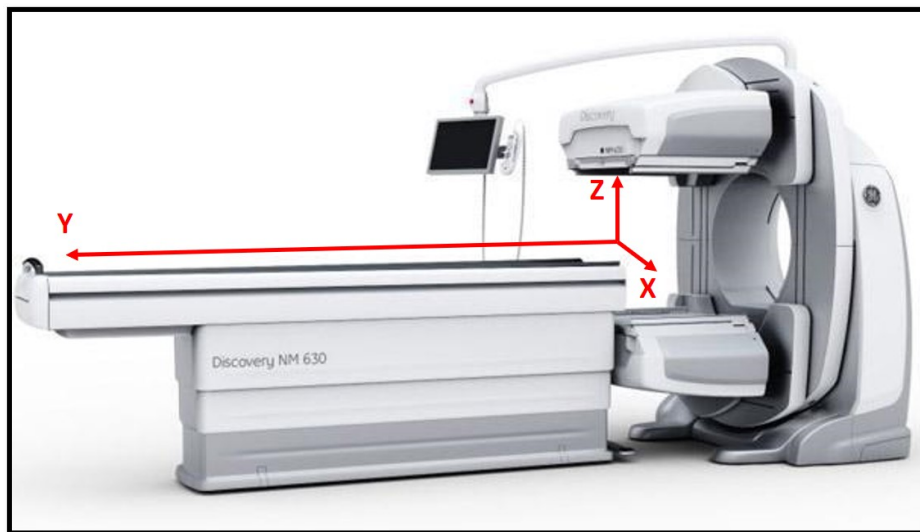


FIGURA 2.6: Eje cartesiano considerado en un equipo SPECT. Imagen modificada de [15]

2.2.1.1. Formación de imágenes en una cámara gamma

La formación de imágenes en una cámara gamma sigue una serie de procesos en le cual los fotones gamma son convertidos en pulsos de luz visible y posteriormente en señal de voltaje, donde esta señal es usada para elaborar una distribución del radioisótopo. Los amplitud de estos pulsos son proporcionales a la energía depositada de cada fotón que interactúa con el detector, estos pulsos son registrados

por medio de un analizador de altura de pulsos lo cual permite el paso de la señal que satisfaga el criterio de aceptación con el cual se desee trabajar. Posteriormente un convertidor analógico-digital clasifica las señales de entrada de acuerdo a la altura de los pulsos con lo cual se genera una proporción de los datos adquiridos. La información se guarda en un acumulador multicanal en forma de histograma que puede visualizarse por medio de un espectro o mediante un trazo gráfico por medio de otro equipo externo.

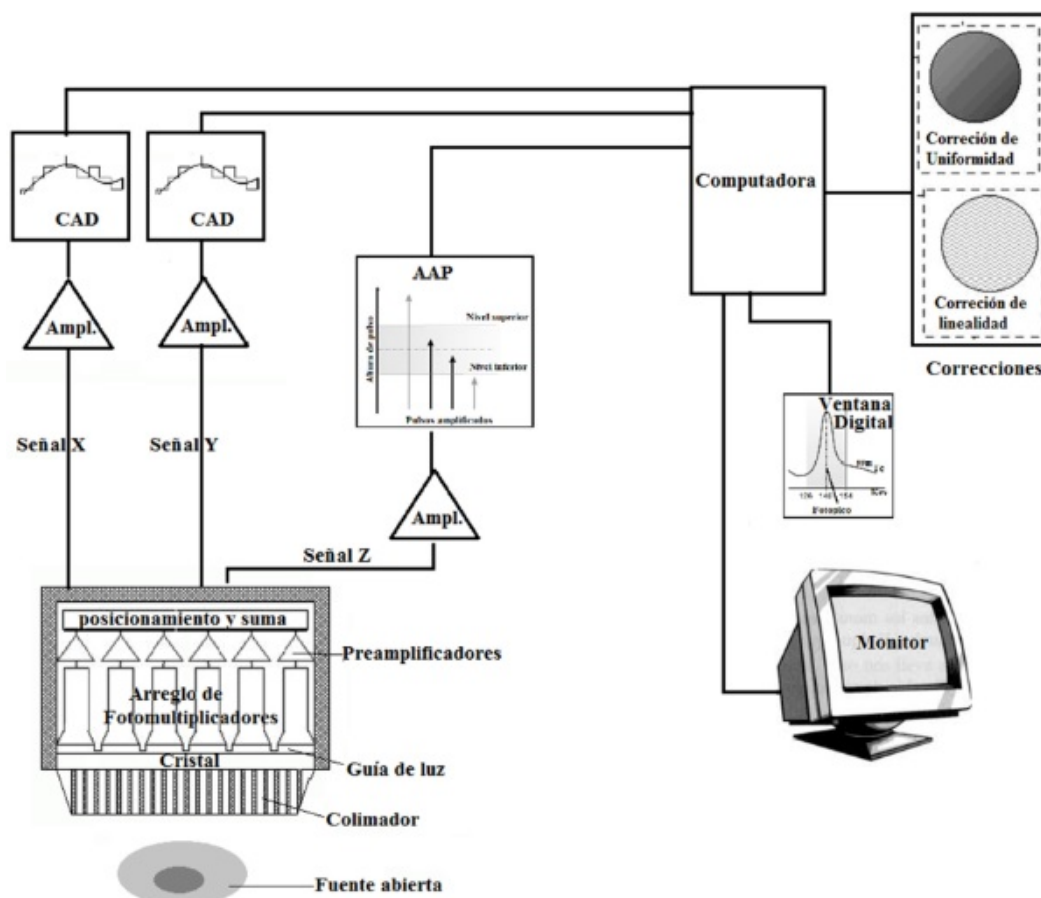


FIGURA 2.7: Esquema del funcionamiento de una cámara gamma. [16]

Paralelamente se necesita contar con un circuito de posicionamiento el cual formará la imagen con todos los eventos válidos. El circuito en mención hace uso de un divisor de voltaje el cual pondera la salida de cada fototubo en relación a la posición a lo largo del cristal. Por medio de la Ley de Anger, el cual permite determinar la posición de interacción de los fotones dentro del cristal de centelleo, se pueden utilizar estos valores para que los rayos gamma incidentes en el detector estén posicionados y estimar relativamente la distribución del radionucleido [16].

2.2.1.2. Reconstrucción tomográfica

La reconstrucción tomográfica es un proceso donde se crean cortes transaxiales o también llamados transversales las cuales son originadas de las proyecciones, ya sea por medio de una retroproyección

filtrada o reconstrucción iterativa. La Retroproyección Filtrada es un algoritmo que se utiliza para reconstruir imágenes a partir de datos de proyección. Es un método rápido y directo y se usa en la Tomografía computada o CT.

La Retroproyección Filtrada está basada en dos principios físicos matemáticos, la Transformada de Radon y el Teorema de Corte de Fourier. Cada fila del sinograma se proyecta sobre una matriz la cual representa el corte transversal. Esto origina que se introduzcan información donde antes no había en forma de artefacto. A este artefacto se le conoce como artefacto estrella el cual es originado por los rayos retroproyectados que se forman alrededor de cada objeto. Finalmente se realiza una transformada de Fourier debido a que es inconveniente trabajar con matrices o señales bidimensionales. [14].

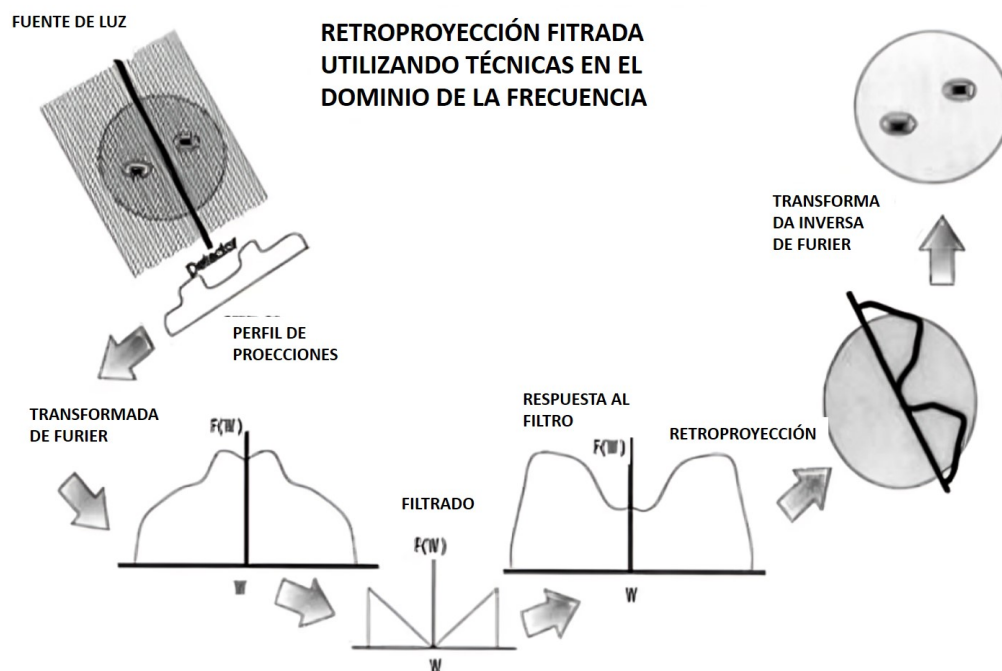


FIGURA 2.8: Esquema de los pasos de la Retroproyección Filtrada. [17]

La reconstrucción iterativa proporciona una reconstrucción en circunstancias de ruido de la imagen, por ejemplo cuando se tiene imágenes de CT a veces se originan proyecciones incompletas que están espaciadas de manera desigual por lo que este tipo de reconstrucción iterativa logra que las imágenes sean de mejor calidad [18]. De forma general este tipo de reconstrucción busca obtener numéricamente una imagen la cual represente de forma óptima todas las proyecciones adquiridas generando así imágenes con artefactos significativamente menor [16].

2.2.2. Controles de Calidad en una cámara gamma

Los Controles de Calidad en una cámara gamma se basan en diversos procedimientos los cuales evalúan que la adquisición de las imágenes sean confiables. Algunos de los Controles de Calidad

realizados al equipo son: resolución espacial, uniformidad, sensibilidad, Tasa máxima de conteo entre otros. A continuación se explicará brevemente en qué consiste cada uno [14].

2.2.2.1. Resolución espacial

La resolución espacial nos indica que tan confiable es un equipo para reproducir la imagen de un objeto por medio de la detección de la distribución radioactiva en el objeto. Conceptualmente es la menor distancia entre dos fuentes puntuales separadas que se puede identificar por medio del equipo. En la práctica puede evaluarse usando una fuente puntual y analizando el perfil de la imagen que se obtiene de la misma.

Se distinguen la resolución intrínseca, la resolución del colimador y la resolución extrínseca, que se describen a continuación. La Resolución Intrínseca se refiere a la capacidad de la cámara gamma para resolver dos puntos de emisión de radiación sin considerar la influencia del colimador. Esta resolución depende de varios factores, incluyendo el diseño del detector, la calidad del cristal de centelleo (generalmente NaI (TI)), y la electrónica de adquisición. Se mide generalmente en condiciones controladas usando una fuente puntual muy pequeña y se determina analizando el perfil de la imagen de la fuente puntual. La resolución intrínseca se cuantifica en términos del ancho a media altura (FWHM) de esta distribución. El FWHM es el ancho del perfil de la imagen en el punto donde la intensidad es la mitad del valor máximo. Hay una relación inversa entre el valor de la Resolución Intrínseca y la energía del radioisótopo que se esté detectando. La relación inversa entre la resolución intrínseca (R) y la raíz cuadrada de la energía (E) se basa en la física de la detección gamma y se expresa como:

$$R \propto \frac{1}{\sqrt{E}} \quad (2.2)$$

Esto significa que, a mayor energía del isótopo, mejor será la resolución intrínseca de la cámara gamma debido a que los fotones de mayor energía producen más electrones en el cristal del detector, lo que mejora la precisión de la detección. Otro factor que influye en la resolución intrínseca es el espesor del cristal del detector el cual a mayor espesor del cristal, la resolución intrínseca tiende a empeorar debido a la dispersión y absorción de los fotones en el material del cristal, esta relación se expresa como:

$$R \propto d \quad (2.3)$$

En los equipos reales, el valor de la Resolución Intrínseca es provisto por el fabricante, y el usuario corrobora en los controles de calidad que ese valor se conserve estable.

La Resolución del Colimador, es un parámetro específico de dicho accesorio y depende de las características del colimador, como la longitud, el diámetro de los agujeros y la distancia entre el colimador y el objeto de interés; en la resolución que se logre con ese colimador también está involucrado el espesor del cristal del equipo. Una fórmula comúnmente usada para aproximar la resolución del colimador vincula los términos de la siguiente manera:

$$FWHM_{colim} = \frac{d}{L}(z + t) \quad (2.4)$$

Donde d es el diámetro del agujero del colimador, L es la longitud del agujero, z es la distancia del objeto al colimador, y t es el espesor del cristal.

Por último la Resolución Extrínseca se refiere a la capacidad de la cámara para resolver detalles espaciales cuando se utiliza un colimador específico. Está determinada por la combinación de la Resolución Intrínseca del equipo y la Resolución del colimador empleado, y se expresa de la fórmula:

$$FWHM_{extr} = \sqrt{FWHM_{intr}^2 + FWHM_{colim}^2} \quad (2.5)$$

Como valores típicos de resolución espacial para una cámara gamma de la marca GE modelo Discovery NM 630 se tiene que para un colimador LEGP es de 1,30 *cm* y para un colimador LEHR es de 1,09 *cm* [19].

2.2.2.2. Uniformidad

La Uniformidad de un equipo de MN es su capacidad para dar una respuesta uniforme a una fuente radiactiva uniforme [14]. Se distinguen la Uniformidad Intrínseca (U_I) y la Uniformidad Extrínseca. La U_I es una medida de la capacidad del equipo para producir una imagen homogénea cuando se expone a una fuente uniforme de radiación, evaluando solo el detector y los componentes electrónicos, sin el colimador. La Uniformidad Extrínseca es una medida que incluye al colimador, evaluando el desempeño completo del equipamiento de MN en condiciones de uso clínico.

La U_I de un equipo de MN se obtiene a partir de la adquisición de una imagen de una fuente uniforme, sin utilizar colimador y se calcula mediante la siguiente expresión:

$$U_I = 100 \times \frac{\text{cuent. max. pixel} - \text{cuent. min. pixel}}{\text{cuent. max. pixel} + \text{cuent. min. pixel}} \quad (2.6)$$

Donde las *cuent. max. pixel* y *cuent. min. pixel* son las cuentas máximas y mínimas por píxel en el campo de conteo, respectivamente. Usualmente, U_I se calcula tanto en el campo total de vista del detector (“Useful Field of View”, UFOV) como en su porción central (“Central Field of View”,

CFOV). CFOV es un área centrada dentro del UFOV, generalmente definida como un 75 % del UFOV. La uniformidad debe ser $< 5,5 \%$ [19].

2.2.2.3. Sensibilidad

La sensibilidad evalúa el número de cuentas detectadas por unidad de tiempo por cada unidad de actividad en una fuente radiactiva [14]. Alude a la eficiencia en la detección. Como varios de los parámetros que integran los controles de calidad, se puede discriminar una sensibilidad intrínseca y una extrínseca.

La sensibilidad intrínseca de una cámara gamma es la medida de su capacidad para detectar y registrar fotones gamma emitidos por una fuente radioactiva sin considerar el colimador. Se expresa generalmente en cuentas por segundo por megabecquerel (cps/MBq)

Los factores que afectan la Sensibilidad Intrínseca son:

- Eficiencia de detección del cristal: El tipo y espesor del cristal (generalmente NaI (TI)) afectan la probabilidad de que un fotón gamma sea absorbido y detectado.
- Número y configuración de los fotomultiplicadores: La disposición y número de los tubos FM influyen en la capacidad de la cámara para detectar eventos.
- Calidad del sistema electrónico: La eficiencia de los sistemas electrónicos de adquisición y procesamiento de señales también afecta la sensibilidad.

El cálculo teórico de la sensibilidad intrínseca se realiza de la siguiente manera:

$$S = \frac{N_d}{A} \quad (2.7)$$

Donde A es la actividad de la fuente en MBq .

El número de fotones detectados (N_d)

$$N_d = \epsilon \times N_i \quad (2.8)$$

Donde N_i es el número de fotones incidentes.

La eficiencia del detector se define como:

$$\epsilon = 1 - e^{-\mu x} \quad (2.9)$$

Donde μ es coeficiente de atenuación del cristal y x el espesor del cristal.

De manera práctica, en un equipo real, este control se realiza con una fuente de actividad conocida, la cual se coloca dentro del campo de visión del detector sin colimador, y se registra la tasa de cuentas que el sistema es capaz de detectar.

La sensibilidad extrínseca de una cámara gamma es la medida de su capacidad para detectar y registrar fotones gamma emitidos por una fuente radioactiva, considerando el efecto del colimador. Se expresa en cuentas por segundo por megabecquerel (cps/MBq).

Los factores que afectan la Sensibilidad Extrínseca son:

- Tipo de colimador: El diseño del colimador afecta la cantidad de fotones que pueden pasar a través de él.
- Distancia fuente-detectores: A mayor distancia, la sensibilidad disminuye.
- Energía del radionúclido: La sensibilidad varía con la energía del fotón gamma.
- Eficiencia intrínseca del detector: Descrita en el párrafo anterior.

Para calcular la sensibilidad extrínseca teórica, necesitamos combinar la eficiencia intrínseca del detector con la eficiencia geométrica del colimador.

La eficiencia geométrica (ε_g) del colimador de una cámara gamma depende del diámetro de los orificios (d), de la longitud del colimador (L), la distancia al objeto (z) y del espesor de las paredes del colimador. Una expresión común utilizada para la eficiencia geométrica (ε_g) de un colimador de orificios paralelos relaciona estos términos de la siguiente manera:

$$\varepsilon_g = \left(\frac{d}{L + z} \right)^2 \quad (2.10)$$

Para los colimadores de alta energía, si se toma en cuenta las septas, es decir, el espesor de las paredes que los rayos (de Alta Energía) pueden o no atravesar se debería de incluir la penetración para el cálculo de su eficiencia. Esto debido a que cuando se trabaja con bajas energías la atenuación del plomo es más efectiva y por ello la eficiencia del colimador está dada por su geometría y no por la penetración como lo es en el caso de trabajar con ^{131}I .

La probabilidad de que un fotón atraviese las paredes sin ser absorbido está dada por un término de atenuación exponencial en función del coeficiente de atenuación lineal (μ) y el espesor efectivo de la pared del colimador (W_{eff}). Este " W_{eff} " depende del ángulo de incidencia de los fotones en el colimador.

La probabilidad de que un fotón atraviese la pared, la llaman “ T ” y vincula esos términos de la siguiente manera:

$$T = e^{-\mu w_{eff}} \quad (2.11)$$

La eficiencia del colimador (ε) está vinculada a la eficiencia geométrica y la “corrige” por la probabilidad T la cual se expresa como:

$$\varepsilon = \varepsilon_g \cdot (1 - T) \quad (2.12)$$

Reemplazamos la ecuación 2.10 en 2.12 y obtenemos:

$$\varepsilon = \left(\frac{d}{L + z} \right)^2 \cdot (1 - e^{-\mu \frac{t}{\cos \theta}}) \quad (2.13)$$

Donde el espesor de la pared (t) se aproxima como:

$$w_{eff} \approx \frac{t}{\cos \theta} \quad (2.14)$$

2.2.2.4. Tasa máxima de conteo

La tasa máxima de conteo es la capacidad máxima del sistema de la cámara gamma para registrar eventos detectables (cuentas) sin pérdida significativa de datos. Cuando la tasa de radiación incidente es muy alta, el sistema de detección puede saturarse, lo que significa que no puede procesar todos los eventos entrantes. La tasa máxima de conteo se define como el límite superior de la capacidad del detector para registrar eventos antes de que empiece a perder información debido a la saturación.

La tasa máxima de conteo evalúa la respuesta del equipo ante un incremento constante de radiación gamma, esto se realiza acercando una fuente radiactiva a la superficie del detector donde se obtiene valores crecientes hasta una cierta distancia donde estos valores decrecen [14].

Este parámetro es crucial porque, en situaciones clínicas o experimentales donde la actividad de la fuente es muy alta, es importante conocer hasta qué punto el sistema puede manejar la carga sin comprometer la calidad de la imagen o los datos obtenidos. Se expresa en cuentas por segundo (cps).

La tasa de conteo máxima se debe encontrar por encima de 4 000 000 de *cuentas/s* para el equipo objeto de estudio [20].

2.3. Cuantificación de imágenes en MN

En Medicina Nuclear, la interpretación de imágenes tiene propósitos distintos según el contexto clínico. En procedimientos diagnósticos, el objetivo principal suele ser la caracterización cualitativa de la distribución de la actividad de un radiofármaco administrado, donde se destaca, por ejemplo, el contraste porcentual entre regiones de interés para identificar anomalías o diferencias funcionales.

Sin embargo, en escenarios terapéuticos, la finalidad trasciende la mera visualización cualitativa. Aquí, la información extraída de las imágenes busca cuantificar de manera más precisa la actividad absoluta (es decir, el número total de desintegraciones radiactivas) en órganos o regiones específicas del cuerpo. Este dato es fundamental para los cálculos dosimétricos, que permiten estimar la dosis absorbida por los tejidos y, por ende, optimizar la eficacia del tratamiento y minimizar efectos adversos.

La “cuantificación de imágenes” en este contexto implica el uso de técnicas avanzadas para convertir la señal detectada (usualmente en términos de cuentas por segundo) en medidas absolutas de actividad (Bq o Ci). Este proceso requiere corregir factores como la atenuación, la dispersión de fotones, la eficiencia del detector, y las características del sistema de adquisición, lo cual demanda un alto nivel de precisión en el procesamiento de las imágenes.

La cuantificación de imágenes realizada por un equipo de Medicina Nuclear, clave para los cálculos dosimétricos en contextos terapéuticos, puede evaluarse mediante simulaciones computacionales. Estas simulaciones, empleando herramientas como el software SIMIND MC, permiten replicar la adquisición de imágenes bajo condiciones controladas y conocidas.

Al simular el comportamiento físico del equipo y su interacción con la actividad radiactiva en un modelo virtual, es posible verificar la idoneidad del sistema para proporcionar datos cuantitativos precisos. Esto incluye evaluar su capacidad para corregir atenuación, dispersión y eficiencia del detector, factores críticos en la obtención de valores absolutos de actividad.

De esta forma, las simulaciones computacionales actúan como un método de validación, identificando las limitaciones de los equipos y determinando si cumplen con los requerimientos necesarios para realizar cálculos dosimétricos confiables. Es importante destacar que no todos los sistemas de Medicina Nuclear están diseñados o calibrados para estas tareas cuantitativas, lo que refuerza el valor de las simulaciones como herramienta de evaluación y optimización. A continuación se muestra el proceso que se llevará a cabo en este trabajo de tesis.

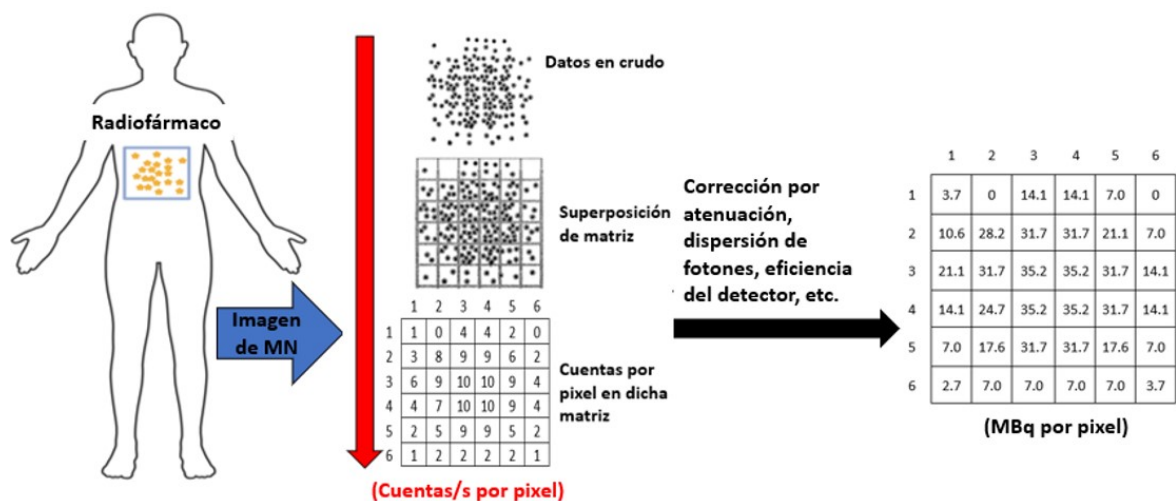


FIGURA 2.9: De izquierda a derecha se muestra el proceso de cuantificación de la actividad por medio de la obtención de imágenes donde se evalúa las cuentas/s por pixel y que por medio de corrección de atenuación y otros factores se obtiene los MBq por pixel. Imagen modificada de [16]

2.4. Programa SIMIND MC

En el presente proyecto se utilizó el programa SIMIND MC (versión 8) [21], escrito en FORTRAN 90, el cual mediante cálculos numéricos basados en Montecarlo, permite simular (imitar) el comportamiento de una cámara gamma con capacidad SPECT. De la simulación pueden obtenerse idénticos resultados a los que se conseguirían en un equipo “real” (como imágenes o cuantificación de actividad) o incluso otros inalcanzables en la práctica. Por ejemplo hay cambios o modificaciones en el equipo que podrían significar grandes gastos, y que pueden simularse sin inconvenientes para decidir si tiene sentido su adquisición. U otros datos, son directamente imposibles de discriminar con los métodos de detección del mundo físico, como los fotones primarios, secundarios, el scatter etc; y para una simulación son simplemente un cálculo de mayor o menor complejidad.

SIMIND MC, siempre mediante cálculos, no solo imita y predice el comportamiento de una Cámara Gamma ó un SPECT ante una fuente simple como un punto o una figura geométrica. También puede trabajar y basar sus cálculos en fantasmas (virtuales) antropomórficos que serán de gran ayuda en la segunda parte de esta tesis de Maestría.

2.4.1. Características del programa SIMIND MC

Un punto importante que facilita el uso del programa SIMIND MC es que este puede usarse por medio del script CHANGE (ver figura 2.10) el cual es una interfaz gráfica donde se cargan los valores de forma ordenada y con mayor facilidad.

En CHANGE se puede configurar los diferentes parámetros a utilizar en las distintas simulaciones, estos pueden ser desde el tipo de radioisótopo a utilizar, hasta las configuraciones desde el tipo de radioisótopo a utilizar, hasta las configuraciones de la cámara gamma que se simulará.

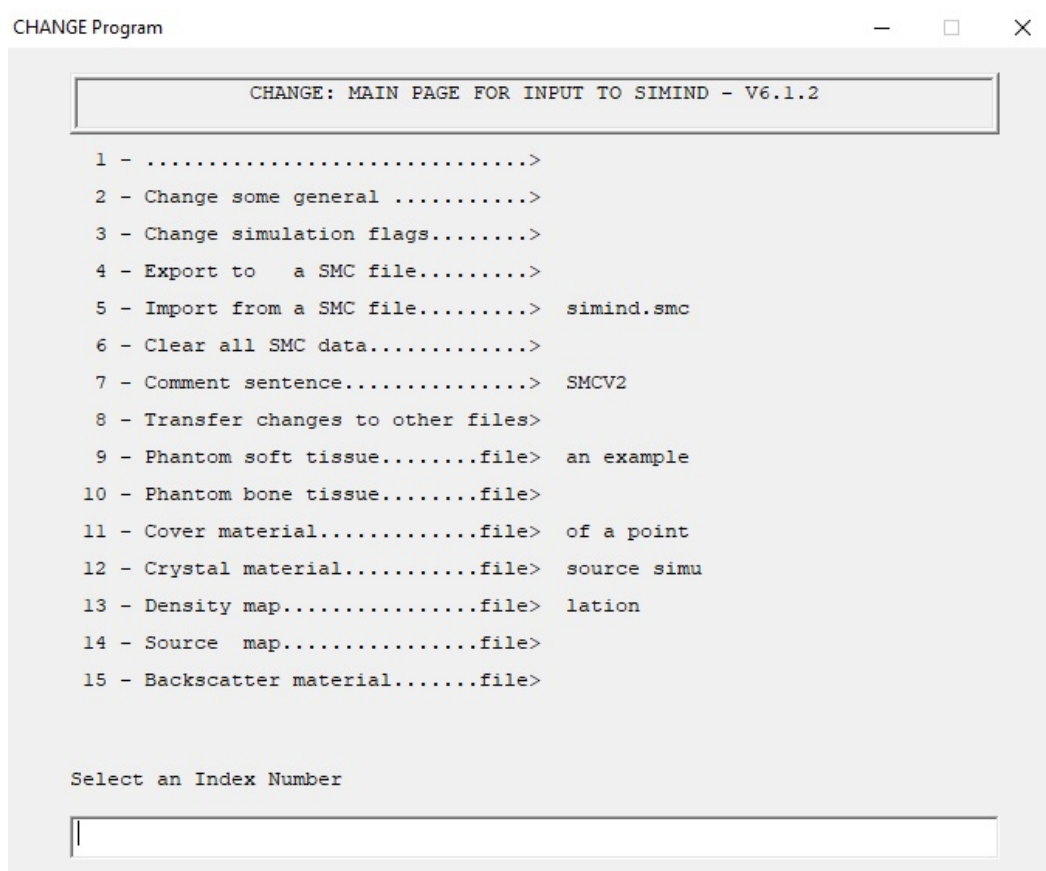


FIGURA 2.10: Script CHANGE en el cual se configuran los distintos valores para las simulaciones.

2.4.2. Incertidumbres del programa SIMIND MC

SIMIND MC aborda el tema de incertidumbres mediante un número finito de fotones en un tiempo determinado lo cual está relacionado directamente con la precisión estadística de dicha simulación. El programa permite aumentar el número de fotones de dos maneras: la primera es aumentando el número de historias de fotones lo cual ayuda a controlar la precisión estadística de la simulación y la otra forma es por medio de la manipulación del orden de dispersión de los fotones. El programa permite variar este orden de dispersión hasta en 8. Al trabajar con un valor cercano a un orden de 8 se mejora la precisión, pero aumenta el tiempo de cálculo. SIMIND MC trabaja por defecto con fotones de hasta el tercer orden (Ver la figura 2.11). En este proyecto de investigación se realizó las simulaciones con este valor debido a que se trabajó con ventanas energéticas del 15 % lo cual filtra los fotones de baja energía.

Al simular con una ventana del 15 % un valor de tercer orden es más que suficiente. Esto debido a que cuando se tiene una ventana de energía más estrecha esta puede rechazar por sí misma fotones de

mayor orden de dispersión, ya que estos fotones tienden a perder más energía a través de múltiples eventos de dispersión Compton. Y por otro lado, una ventana de energía más ancha acepta más fotones dispersos, incluyendo aquellos que han sufrido múltiples interacciones de dispersión. Si se trabajaría con un valor de orden de 5 por ejemplo, solo se emplearía más tiempo calculando historias de fotones que, al final, serán rechazadas por trabajar con una ventana energética estrecha del 15 %.

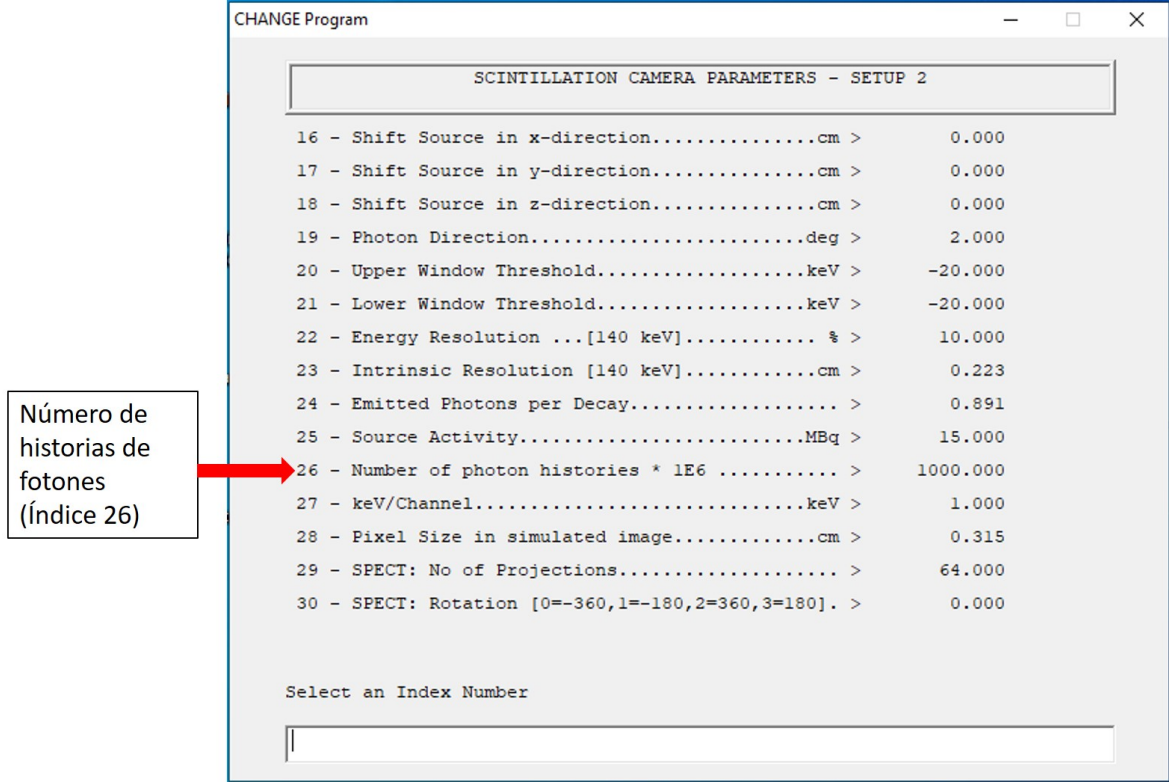


FIGURA 2.11: Índice 26 del menú 2 en el Script CHANGE

Por otro lado SIMIND MC realiza los cálculos de las historias de fotones mediante la combinación de modelos físicos, números aleatorios y técnicas de reducción a la varianza. Siempre teniendo en cuenta parámetros como la energía de los fotones, los tipos de interacción, y la geometría del fantoma y del detector. Respecto a modelos físicos, SIMIND MC realiza la modelación de la dispersión Compton mediante algoritmos de técnicas de muestreo empleando variables aleatorias (V) en espacios muestrales (U), esta variable aleatoria se define matemáticamente como [22]:

$$V : U \rightarrow \mathcal{R}, \text{ donde } P \{u \in U : a \leq V(u) \leq b\} \quad (2.15)$$

En la distribución de probabilidad se utilizan dos funciones principales: La función de densidad de probabilidad $f(x)$ y la función de distribución acumulativa $F(x)$ de modo que [22]:

$$F(x) = P\{u : V(u) \leq x\} = \int_{-\infty}^x f(t)dx \quad (2.16)$$

Con esta ecuación se puede utilizar números aleatorios distribuidos en el intervalo de 0 a 1. Las técnicas de muestreo implican generar números aleatorios (ξ) distribuidos uniformemente teniendo en cuenta que $\xi \in [0, 1]$ y la inversa de la función de distribución acumulativa sea [22]:

$$x = F^{-1}(\xi) \quad (2.17)$$

Asimismo, la técnica de reducción de la varianza aumenta la eficiencia de la simulación debido a que incrementa la proporción de eventos detectados en las historias generadas lo cual enriquece las historias dando lugar a los eventos detectables. En esta técnica se asigna un peso a cada historia de fotones el cual representa el número de partículas del “mundo real” que representa dicha historia. Cuando se realiza una simulación sencilla, analógica, todos los pesos son iguales a la unidad, sin embargo, al utilizar técnicas de reducción de la varianza, este ya no es el caso, y el peso se ajusta cada vez que se simula un evento físico durante una historia. Un método utilizado es el muestreo estratificado el cual divide el espacio muestral en n estratos y estima la medida por separado en cada uno como [22]:

$$\bar{V} = \sum_{i=1}^n \omega_i^2 \bar{V}_i \quad (2.18)$$

Donde ω_i es el peso del estrato i . La varianza general se reduce a:

$$Var(\bar{V}) = \sum_{i=1}^n \omega_i^2 Var(\bar{V}_i) \quad (2.19)$$

El objetivo es concentrar la densidad de muestreo en las historias de partículas de interés potencial, al tiempo que se garantiza que las estimaciones de flujo permanezcan insesgadas y que los pesos finales no varíen demasiado.

Algunas de las técnicas de reducción de la varianza empleadas por SIMIND MC son:

1. Absorción fotoeléctrica: En las simulaciones de imágenes, la absorción fotoeléctrica dentro del objeto es un resultado indeseado, ya que no puede dar lugar a un evento detectado. SIMIND aborda esto asignando un peso de $(1 - \alpha)$ a cada historia, donde α es la probabilidad de absorción. Solo se generan historias que no terminan en absorción. Este paso se realiza cada vez que se produce una interacción dentro del objeto que se está simulando.
2. Muestreo por importancia: Esta técnica se utiliza para sesgar la distribución de probabilidad de un evento aleatorio hacia las regiones de mayor interés. En el contexto de las simulaciones de imágenes SPECT, el muestreo por importancia puede utilizarse para sesgar la distribución de

las emisiones de fotones hacia el detector, lo que aumenta el número de fotones detectados y reduce el tiempo de simulación. El peso ω de una historia se calcula como:

$$\omega = \frac{p(x)}{q(x)} \quad (2.20)$$

Donde $p(x)$ es la densidad de probabilidad original y $q(x)$ es la densidad de probabilidad modificada.

3. Detección forzada: En esta técnica los fotones se fuerzan a interactuar con el detector, en lugar de permitirles escapar del sistema. Esto aumenta el número de fotones detectados, pero también introduce un sesgo en la simulación. Para corregir este sesgo, a los fotones detectados se les asigna un peso que es inversamente proporcional a la probabilidad de detección. Esta opción se puede configurar en el Script CHANGE (Ver la figura 2.12)

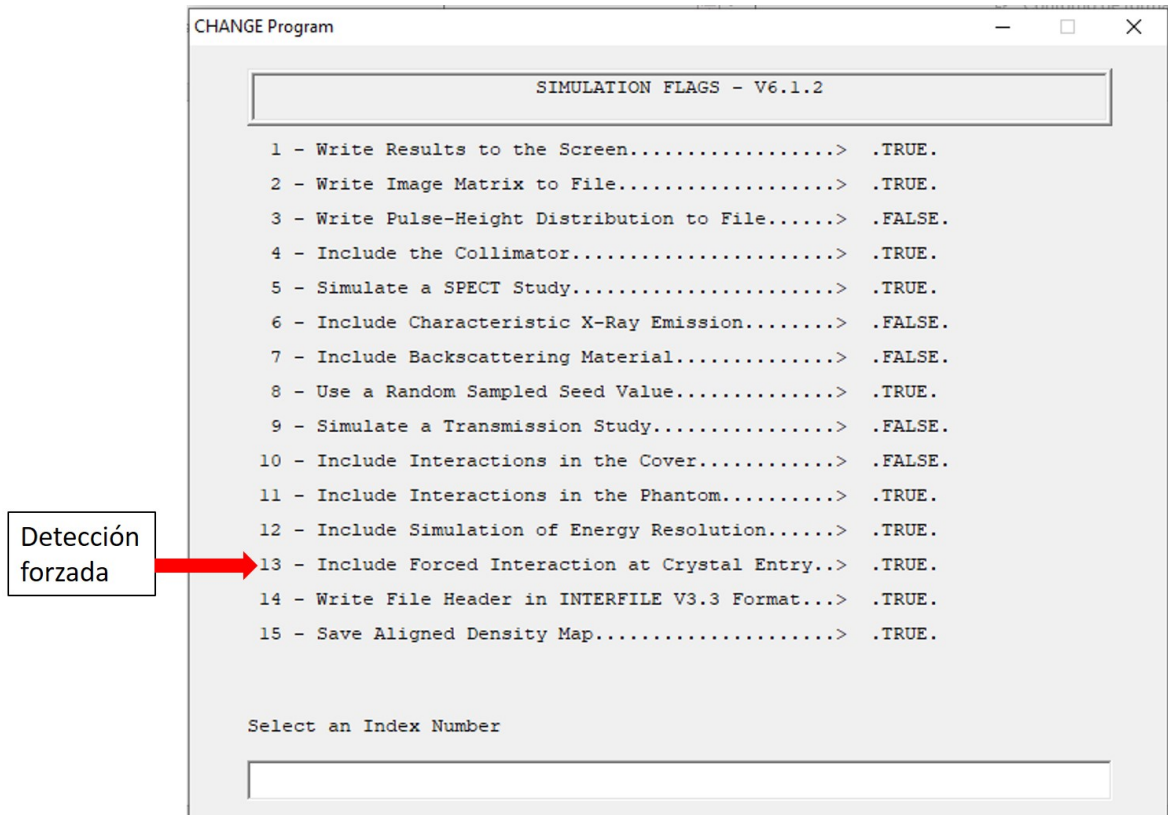


FIGURA 2.12: Índice 13 del menú 3 en el Script CHANGE

Para la detección forzada el peso ω de un fotón se calcula como:

$$\omega = \frac{1}{p} \quad (2.21)$$

Donde p es la probabilidad de que el fotón sea detectado.

4. Estrategia de dispersión delta: Esta técnica se utiliza para simular de forma eficiente el transporte de fotones en medios heterogéneos. En esta estrategia, la longitud de la trayectoria de

un fotón se divide en una serie de pasos, y la dispersión del fotón se simula solo en el punto final de cada paso. Esto reduce el número de cálculos necesarios para simular el transporte de fotones, lo que aumenta la eficiencia de la simulación.

5. División de dispersión: En este método, un fotón se divide en dos partes en un punto de interacción. La primera parte se fuerza a interactuar con el detector y se le asigna un peso para corregir el sesgo. La segunda parte continúa su historia como un fotón disperso normal.

La técnica de reducción de la varianza implica una manipulación de las probabilidades y de los pesos asociados a los eventos simulados. Esto permite concentrar el esfuerzo computacional en las historias de partículas que tienen más probabilidades de contribuir al resultado deseado, lo que conduce a una mayor eficiencia y una reducción de la incertidumbre estadística.

Capítulo III

Materiales y Metodología

En la presente tesis de Maestría se utilizó el software SIMIND MC para simular una Cámara Gamma con capacidad SPECT, de la marca General Electric (GE), modelo Discovery NM 630. La simulación se basó en ese dispositivo en particular, debido a que los equipos de General Electric “Discovery” en sus muy variados modelos están muy difundidos en el ámbito de la Medicina Nuclear. Esto le da más alcance y trascendencia a las conclusiones emergentes del presente trabajo. Por otra parte, del mencionado modelo, son públicos y accesibles los valores que deben resultar de los controles de calidad de ese equipo [24] que son fundamentales para verificar la correcta configuración del modelo computacional.

En la primera etapa de este proyecto, se configuró el programa SIMIND MC para que simule una cámara gamma GE Discovery NM 630, y corriera simulaciones de los controles de calidad que habitualmente se efectúan al equipo real. Cabe remarcar que si los resultados de esas simulaciones coinciden con los que se obtienen en los controles de calidad habituales del equipo real, podremos conjeturar que la simulación está bien configurada y válida. Y que por lo tanto, los resultados que se obtienen en la computadora, serán los que se obtendrían en la cámara que se está imitando.

En una segunda etapa de este trabajo de investigación, la simulación incluyó la interacción de la Cámara Gamma / SPECT con un fantoma antropomórfico donde se configuró la biodistribución del ^{131}I esperable para un paciente con CDT; siempre mediante simulaciones se realizaron adquisiciones donde se detectó y cuantificó la actividad. Dado que los valores de “actividad” son un dato conocido (configurado por el operador) los resultados obtenidos en diferentes escenarios simulados, permitirán evaluar la capacidad del equipo real (GE-NM 630) para obtener datos de cuantificación confiables a partir de las imágenes de MN, que pudieran contribuir a la realización de cálculos dosimétricos.

3.1. El equipo a simular: SPECT General Electric (GE), modelo Discovery NM 630

El equipo General Electric NM 630, el cual se muestra en la figura 2.3, es una Cámara Gamma de dos cabezales. Tiene capacidad rotatoria, lo cual le permite adquirir vistas de los 360° y reconstruir estudios tomográficos (SPECT). Las dimensiones de los cabezales detectores son: 40 cm × 60 cm. El cristal de yoduro de sodio es de 0,95 cm de espesor en la mayoría de los equipos que se comercializan. Puede optarse también por una configuración con un cristal de 1,27 cm de espesor el cual es menos frecuente. Dispone de colimadores aptos para tres rangos de energía (baja, mediana y alta). En los dispositivos que coliman baja energía, los cuales son los más empleados, se cuenta con la opción de colimación con Alta Resolución (y menor sensibilidad) ó Propósitos Generales (con resolución y sensibilidad equilibrada para la mayoría de las prestaciones). En este equipo NM 630, los dispositivos de Alta Energía (empleados por ejemplo para ^{131}I) o los de Media Energía que son habitualmente usados con ^{67}Ga , no presentan opciones de mayor o menor sensibilidad, siendo todos estandarizados para propósitos generales. Las propiedades que se detallan en este párrafo, no son obviamente las únicas que caracterizan al equipo, pero sí, las que bastan para simular computacionalmente su comportamiento. Otras particularidades del modelo, como su capacidad de exportar archivos DICOM, o las dimensiones del gantry o que cuente con dos estaciones de trabajo, son irrelevantes para configurar la simulación computacional del mismo.

3.2. El programa SIMIND MC: flujo de trabajo para el modelado del simulador

El programa SIMIND MC permite simular el comportamiento de una cámara gamma realizando las mismas comprobaciones por medio de los Controles de Calidad que se harían en un equipo real. También permite simular procesos de adquisición de las diversas proyecciones alrededor de un fantoma virtual mediante la técnica SPECT. Para la realización de una simulación de un estudio SPECT, mediante el programa SIMIND MC, se necesita primero precisar un modelo teórico de formación de imagen, posteriormente modelar la distribución de la fuente radiactiva en el fantoma virtual y por último agregar los factores técnicos operacionales de la cámara gamma a utilizar para la adquisición. Mediante este proceso el programa SIMIND MC genera imágenes planares las cuales son creadas por los fotones emitidos de la fuente radiactiva que previamente se ha distribuido al interior del fantoma virtual. Debido a que el programa SIMIND MC no realiza reconstrucción tomográficas, es necesario emplear un programa adicional llamado CASToR, que es compatible con SIMIND MC.

A continuación se presenta el flujo de trabajo del programa SIMIND MC.

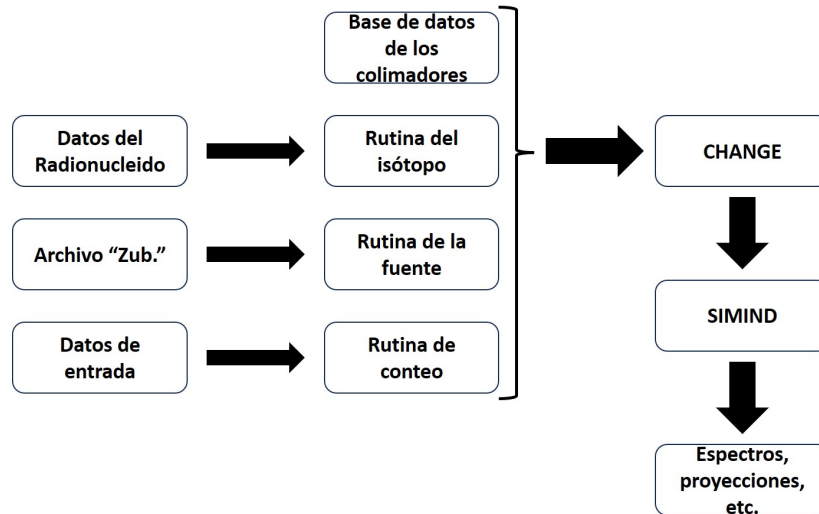


FIGURA 3.1: Diagrama de flujo para el modelado de un simulador de imágenes clínicas utilizando el programa SIMIND MC

El programa SIMIND MC consta internamente de dos programas los cuales son: CHANGE y SIMIND. CHANGE es un Script, como se mencionó anteriormente en el capítulo 2, el cual nos permite definir los diferentes parámetros de simulación generando los datos de entrada por medio de un archivo de extensión “.smc”. Por otro lado, SIMIND propiamente, lee estos archivos de entrada para ejecutarlos, es decir, la simulación se da con este programa. Los resultados son calculados por medio de espectros, proyecciones y mapa de densidades, entre otros.

3.3. Controles de Calidad del simulador SPECT

La simulación de la cámara gamma se realizó configurando el programa SIMIND MC con idénticas especificaciones técnicas del equipo GE-NM 630 [19]; un espesor del cristal de 0,953 *cm*, dimensiones del detector de 40 *cm* × 60 *cm* y colimadores para bajas energías de propósitos generales (LEGP) y de alta resolución (LEHR). Posteriormente se corrieron simulaciones de los controles de calidad (CC) de uniformidad, resolución espacial, sensibilidad y tasa máxima de conteo. En el cuadro 3.1 se muestran las especificaciones del equipo NM 630.

TABLA 3.1: Especificaciones de la Cámara Gamma modelo Discovery NM 630

Cámara Gamma modelo NM 630	
Tamaño del detector	40 <i>cm</i> x 60 <i>cm</i>
Espesor del cristal	0,953 <i>cm</i>
Número de fototubos	59
Resolución intrínseca	0,36 <i>cm</i>

Los datos obtenidos en el modelo computacional de cámara gamma se analizaron en base a los límites de aceptación reportados por el fabricante para el equipo GE-NM 630 [19] [20] y comparados, en

términos de la diferencia relativa porcentual (DRP), con los valores de los controles de calidad que la misma GE brinda en [24].

3.3.1. Tasa máxima de conteo

Para la evaluación de la tasa máxima de conteo se realizaron las simulaciones como se describió anteriormente, con colimador GE-LEGP, considerando una ventana energética del 20 %, una fuente de 185 MBq de ^{99m}Tc y una matriz de 128×128 .

Como primera parte de esta simulación se configuró el script CHANGE con los parámetros mencionados anteriormente y también se configuró un fantoma en forma de prisma rectangular de dimensiones $(50 \times 40 \times 5)$ cm de largo, ancho y alto respectivamente; sin colimador con la fuente puntual de 185 MBq dentro del fantoma. Posteriormente se realizaron las simulaciones de adquisición de la fuente a distintas distancias entre el colimador y el fantoma con la fuente las cuales fueron: 1 cm, 2 cm, 3 cm, 4 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm, 20 cm, 40 cm, 60 cm, 80 cm y 100 cm. Como se puede apreciar en la figura 3.2 la distancia entre colimador y fuente-fantoma se considera para el programa una variación en el eje +Z y -Z.

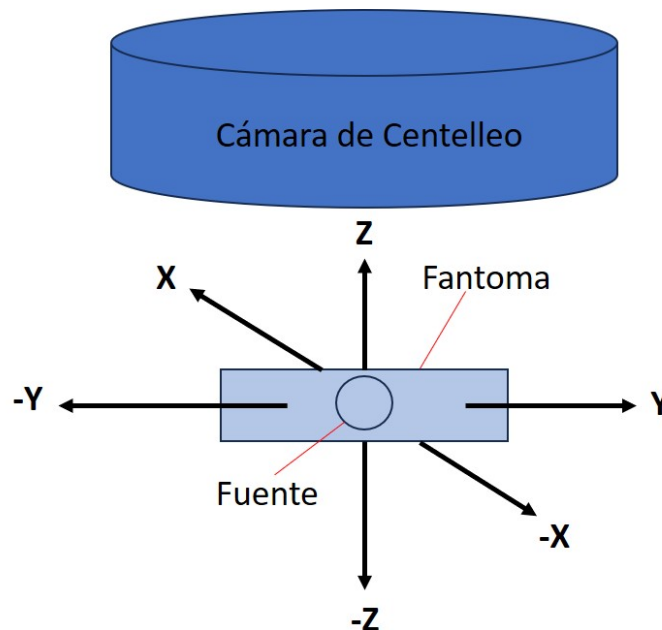


FIGURA 3.2: Distancia fuente colimador. Imagen adaptada de [21]

3.3.2. Uniformidad

En la uniformidad se consideró una ventana energética del 15 % y un fantoma de llenado del tamaño del detector con una actividad de 740 MBq de ^{99m}Tc y una matriz de 128×128 .

Para ello se configuró el fantoma de $40\text{ cm} \times 60\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ de largo, ancho y alto (ver figura 3.3) tal que tenga la fuente de ^{99m}Tc distribuida equitativamente por toda su geometría.

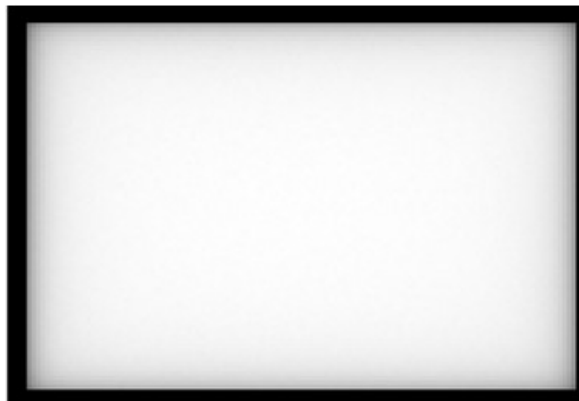


FIGURA 3.3: Fantoma simulado para realizar el control de calidad de Uniformidad, vista por el programa ImageJ.

Se consideró una distancia entre fantoma y colimador de 1 cm . Para obtener las cuentas máximas y mínimas se hizo uso del programa ImageJ donde se consideró un ROI referencial para el UFOV y el 75 % de dicho ROI para el CFOV conforme presentado a la figura 3.4.

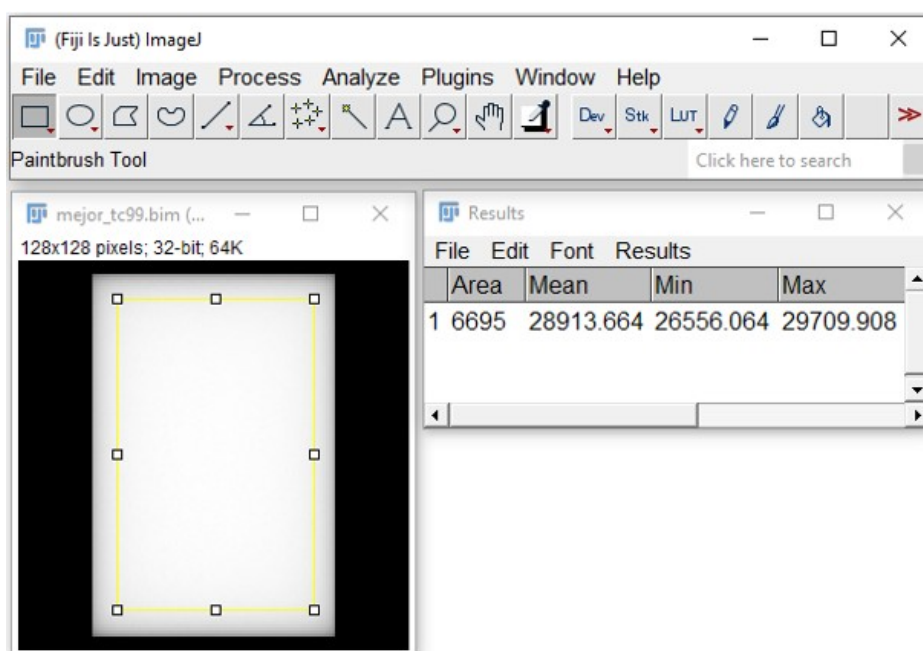


FIGURA 3.4: Captura de pantalla del proceso de toma de cuentas para el CC de Uniformidad por medio del programa ImageJ.

3.3.3. Resolución extrínseca

Como se explicó en el Capítulo 2 la Resolución Extrínseca está determinada por la combinación de la Resolución Intrínseca del equipo y la Resolución del colimador empleado. La Resolución Intrínseca del equipo es siempre la misma para un determinado isótopo.

Respecto a los colimadores se simula los controles de calidad con los dos colimadores (aptos para el ^{99m}Tc) que posee esta cámara. Los cuales son de baja energía, uno de “propósitos generales” (que se identifica con el código GE-LEGP) y otro de “alta resolución” (cuyo código es GE-LEHR). La resolución de un colimador depende del diámetro (d) y longitud de sus orificios (L), de la distancia a que se coloca el objeto a detectar, y del espesor del cristal detector; los cuales están vinculados como se explicó en la ecuación 2.4

El cristal de la cámara GE-NM630 tiene un espesor de $0,952\text{ cm}$ y para los colimadores de la cámara simulada:

- GT-LEGP: $d = 0,190\text{ cm}$ $L = 3,20\text{ cm}$
- GO-LEHR: $d = 0,140\text{ cm}$ $L = 3,00\text{ cm}$

Para la evaluación de la resolución espacial se realizaron las simulaciones como se describió anteriormente y modelando un colimador de propósitos generales GE-LEGP ($d = 0,190\text{ cm}$ y $L = 3,20\text{ cm}$) y uno de alta resolución GE-LEHR ($d = 0,140\text{ cm}$ y $L = 3$). Se consideró un $FWHM_{int}$ de $0,36\text{ cm}$, valor tomado por GE [24] para el equipo GE-NM 630 operando con ^{99m}Tc . Se configuró una ventana energética del 15 % y una fuente puntual de 1 MBq de ^{99m}Tc a 20 cm del detector.

A continuación se muestra en la figura 3.5 la fuente puntual de ^{99m}Tc utilizando un detector LEHR simulada por SIMIND MC y visualizada por el programa ImageJ con el cual se procederá a medir el FWHM.

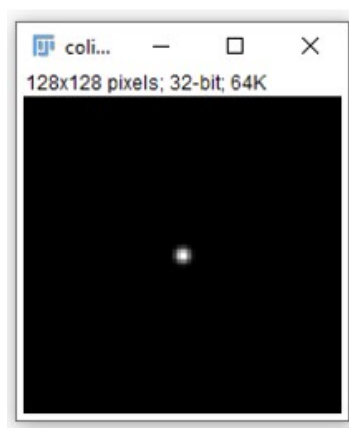


FIGURA 3.5: Visualización mediante el programa ImageJ de una fuente puntual de ^{99m}Tc simulada utilizando el colimador LEHR.

3.3.4. Resolución intrínseca

El valor de la Resolución Intrínseca es provisto por el fabricante del equipo, y en las cámara gamma reales, el usuario simplemente controla que ese valor (que depende de muchos factores del diseño)

permanezca estable. Al trabajar con el código SIMIND MC se ingresa el valor de ese parámetro específico en la configuración de la simulación. El software emula el comportamiento de una cámara gamma, pero se basa en ciertos parámetros de entrada conocidos; no puede calcular o deducir ciertas propiedades intrínsecas del equipo sin esos parámetros. Utilizará el valor que se le proporciona. En el caso de la GE-NM 630, el valor de la Resolución Intrínseca (trabajando con ^{99m}Tc) es de 0,36 cm [24]. La aclaración del radioisótopo es primordial pues como se expresó anteriormente el parámetro resolución varía con la inversa de la raíz cuadrada de la energía según la ecuación 2.2 (también varía con el espesor del cristal pero éste es un componente habitualmente estable del equipo). En caso de correr una simulación con otro radioisótopo, se puede deducir cuál es la resolución intrínseca pertinente a partir del dato conocido del Tecnecio y la relación de la Resolución Intrínseca con la energía. Si llamamos R_1 a la Resolución conocida y R_2 a la del nuevo isótopo, la fórmula obtenida sería:

$$\frac{R_1}{R_2} = \left(\frac{E_2}{E_1} \right)^{1/2} \quad (3.1)$$

Para las simulaciones con Tecnecio se utilizó como valor de Resolución Intrínseca 0,36 cm (dato del fabricante) y para simular estudios con yoduro ^{131}I , se dedujo de la fórmula un valor de 0,223 cm.

3.3.5. Sensibilidad

En la simulación, el procedimiento de cálculo de la sensibilidad intrínseca y extrínseca es exactamente el mismo que el descrito en los controles de calidad. En el marco de la simulación de la adquisición de una fuente, con o sin colimador, uno de los datos que los cálculos arrojan es el cociente:

$$S = \frac{\text{Tasa de cuentas detectadas (cps)}}{\text{Actividad de la fuente (MBq)}} \quad (3.2)$$

En función de si en la simulación se configuró (o no) la presencia de un colimador, ese cociente representa la sensibilidad extrínseca o intrínseca, respectivamente.

Para la evaluación de la sensibilidad se realizaron las simulaciones como se describió anteriormente, sin y con colimador GE-LEGP, considerando una ventana energética del 15 % y una fuente de 74 MBq a distintas distancias del detector.

3.4. Cuantificación de imágenes obtenidas con el simulador SPECT

Una vez realizados los controles de calidad respectivos al equipo simulado por medio de SIMIND MC y haber comprobado que los resultados obtenidos son semejantes a los reales, el siguiente paso

fue simular con el mismo programa la capacidad de respuesta del equipo SPECT MN 630 para cuantificar imágenes de ^{131}I .

Considerando que en los casos clínicos de pacientes tiroidectomizados y posteriormente tratados con ^{131}I , la actividad del RF puede acumularse en remanentes tiroideos que no fueron extirpados en la cirugía y en metástasis que frecuentemente se encuentran en pulmón, se utilizó un fantoma voxelizado como modelo del paciente y se configuraron pequeñas lesiones en la zona del cuello y del tórax. Se simuló la adquisición de imágenes del fantoma con lesiones de actividad conocida, y se midieron las cuentas en cada región utilizando el programa ImageJ. Obteniendo así una relación entre las cuentas medidas y las actividades “colocadas” tanto para los remanentes tiroideos como para la lesión pulmonar. A continuación se detallará la forma de trabajo de esta segunda parte.

3.4.1. Fantoma voxelizado

Para realizar la simulación de la cuantificación de imágenes por medio de SIMIND MC fue necesario el uso de fantasmas voxelizados los cuales son un tipo de fantoma antropomórfico virtual basado en vóxeles [26]. Este fantoma es obtenido a partir de un CT de una persona de referencia el cual nos muestra una vista interna del organismo contenida en los píxeles que conforman la matriz original de los cortes del CT. Usar este tipo de fantoma en MN para una simulación computacional permite realizar una reproducción más realista de la distribución de actividad [8]; como si se tratara de un paciente.

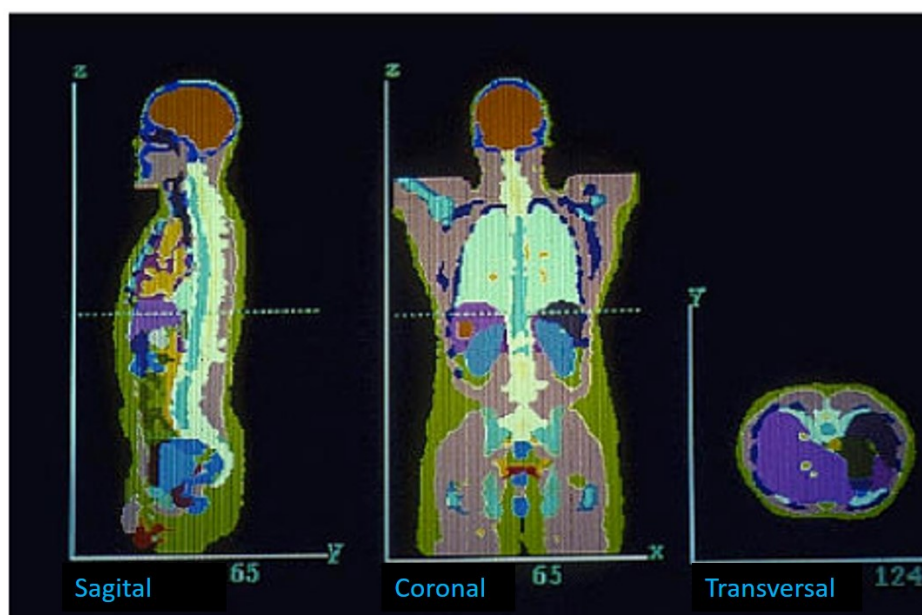


FIGURA 3.6: Ejemplo de Fantoma Antropomórfico Voxelizado Zubal [8].

En la figura 3.7 se observa el resultado de una simulación de adquisición de imagen de un centellograma óseo de cuerpo entero con el fantoma Zubal mediante el programa SIMIND MC y visualizada

con el programa ImageJ. La simulación fue realizada para fines de comprensión de lo que es un fantoma virtual.



FIGURA 3.7: Adquisición de imagen de cuerpo entero de la distribución de un metil difosfonato marcado con ^{99m}Tc visualizada por el programa ImageJ.

Cabe resaltar que SIMIND MC permite trabajar con tres tipos de fantomas: la primera es un fantoma de cerebro, la segunda es un fantoma de torso [8] (el cual fue usado en el presente trabajo) y por último un fantoma de cuerpo entero como se presenta en la figura 3.7. Las lesiones configuradas, tanto como los remanentes tiroideos y la lesión en pulmón, fueron realizadas por medio de una archivo de extensión “.inp” el cual te permite modificar las dimensiones de la lesión en los tres ejes de coordenadas así como la posición y la actividad que se desea incorporar en estos.

3.4.2. Fuente de calibración

Como primer paso se realizó la configuración del programa SIMIND MC utilizando los datos respectivos del equipo NM 630. Posteriormente se configuró una fuente de calibración de ^{131}I , donde se simuló la adquisición de la imagen del fantoma de torso que se encuentra “sobre la camilla”, la cual fue colocada delante del cuello a la altura de la tiroides con una actividad de 0, 1 $m\text{Ci}$ o 3, 7 MBq (ver figura 3.8). Esta fuente de calibración servirá como referencia al momento de obtener su número de cuentas respectivas. Debido a que posteriormente se sabrá la actividad de los remanentes tiroideos así como de la lesión pulmonar y al obtener un número de cuentas para cada uno se comprobará cuánto difieren los valores reales con los simulados teniendo como referencia esta fuente de calibración. El número de cuentas del ROI de la imagen simulada se realizó utilizando el programa ImageJ (Fiji).



FIGURA 3.8: Imagen planar simulada de la fuente de calibración delante del cuello a la altura de la tiroides visualizada por medio del programa ImageJ.

3.4.3. Cuantificación de actividad en los remanentes tiroideos

Posteriormente se realizó la configuración para los remanentes tiroideos de $14,8 \text{ mCi}$ o 550 MBq y de $0,4 \text{ mCi}$ o 15 MBq a $2,66 \text{ cm}$ de profundidad con un diámetro de $1,14 \text{ cm}$ (ver figura 3.9). Para ambas simulaciones se consideró las mismas características técnicas del equipo NM 630 usadas para la fuente de calibración. Una vez realizada las simulaciones de las imágenes planares se procedió con la adquisición de proyecciones SPECT (64 adquisiciones) de modo que se cubra la totalidad de imágenes 3D. El número de cuentas fue tomada por medio del programa ImageJ en cada uno de los 64 cortes obteniendo así una suma total de los mismos. Para la toma de número de cuentas se trabajó por separado cada remanente tiroideo.

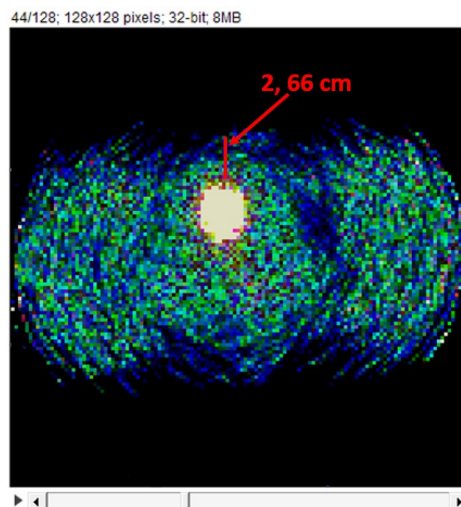


FIGURA 3.9: Imagen SPECT del remanente tiroideo simulado a una profundidad de $2,66 \text{ cm}$ respecto a la superficie del fantoma voxelizado Zubal de torso visualizada por medio del programa ImageJ.

3.4.4. Cuantificación de actividad en una lesión pulmonar

Para este caso se configuró el programa para trabajar con una lesión a profundidad de 14,82 cm en pulmón con una actividad de 2 mCi o 74 MBq y de 1,14 cm de diámetro (ver figura 3.10). Los procedimientos de simulación y adquisición de proyecciones SPECT se realizaron de la misma manera que los remanentes tiroideos explicados en el apartado anterior. El objetivo de realizar esta segunda experiencia de una lesión en pulmón fue analizar el comportamiento del equipo NM 630 ante un objeto con actividad de ^{131}I que se encuentre a mayor profundidad ya que los remanentes tiroideos fueron ubicados “superficialmente”.

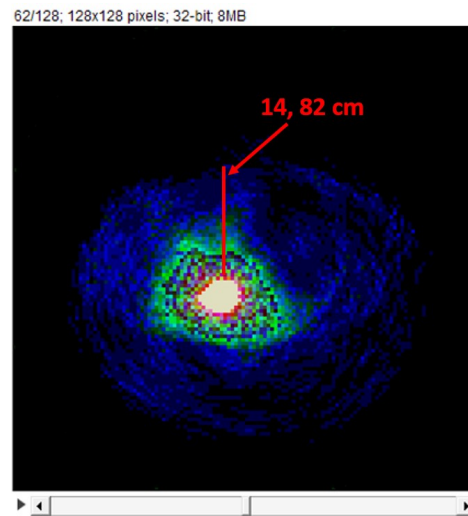


FIGURA 3.10: Imagen SPECT de la lesión en pulmón a una profundidad de 14,82 cm respecto a la superficie del fantoma voxelizado Zubal de torso visualizada por medio del programa ImageJ.

3.4.5. Corrección por atenuación

Las simulaciones anteriores, ya sea la fuente de calibración, los remanentes tiroideos y la lesión pulmonar fueron realizadas con distintas condiciones de operación. Por ejemplo se usaron colimadores GE-HEGP (de alta energía) y GE-MEGP (de media energía), así también cristales de cristales de 0,953 cm y 1,27 cm para cada caso. Como siguiente paso se realizó la reconstrucción de las proyecciones SPECT generadas previamente por SIMIND. Esto se realizó por medio del programa CASToR versión 3.1.1 obteniendo así las imágenes tomográficas. Estas reconstrucciones de las proyecciones se realizaron debido a que se vio la necesidad de obtener unos mejores resultados para la toma de cuentas (como se explicará en el siguiente capítulo) por lo cual se obtuvo una actividad más cercana a la “real” o configurada en el equipo.

3.4.6. Cálculo de la exactitud

La exactitud en la cuantificación de la actividad se evaluó a través de la diferencia relativa porcentual (DRP) entre la actividad configurada en la simulación (*A. teórica*) y la actividad cuantificada en la imagen simulada (*A. cuant.*) como se muestra en la siguiente ecuación:

$$DRP = \frac{|A. teórica - A. cuant.|}{A. teórica} \times 100 \quad (3.3)$$

La cuantificación de la actividad se realizó por medio del programa ImageJ de manera visual, mediante un análisis de imágenes. En este proceso no interviene en ningún momento el valor de la *A. teórica*, valor conocido, el cual fue configurada previamente en la simulación.

Para hallar la *A. cuant.*, el cual es el valor desconocido, este se obtuvo por análisis de imágenes en el programa ImageJ con la herramienta *Analyze* midiendo las cuentas en la región de interés (ROIs) que delimitaban las fuentes de calibración, las lesiones pulmonares y los remanentes tiroideos configuradas. Por esta razón, la *A. teórica* y la *A. cuant.* son valores independientes. Es importante destacar que los ROIs medidos fueron realizados en cada corte reconstruido, por lo cual en la suma de estos cortes muy finos se estaría trabajando y midiendo con VOIs (volumen de interés) ya que inicialmente se configuró estas lesiones en tres dimensiones dentro del fantoma virtual.

Capítulo IV

Resultados y Discusiones

4.1. Simulador SPECT: controles de calidad

En el cuadro 4.1 se presentan los resultados de la uniformidad intrínseca, la resolución extrínseca, la sensibilidad intrínseca y extrínseca y la tasa máxima de conteo medidas en el equipo GE-NM 630 real [24] y modelado computacionalmente.

TABLA 4.1: Comparación de los resultados de Control de Calidad simulados con los valores reales de la cámara gamma GE-NM 630

Prueba de Control de Calidad	Unidades	Valores Reales	Valores Simulados
Tasa máxima de conteo	cps	4000000	6460000
Uniformidad Intrínseca			
UFOV	%	2,30	2,40
CFOV	%	2,23	2,22
Resolución extrínseca			
LEGP	cm	1,30	1,24
LEHR	cm	1,09	0,99
Sensibilidad			
Intrínseca	Kcps/MBq	420	415
Extrínseca	cps/MBq	150	154

Los resultados de los valores de uniformidad intrínseca UFOV y CFOV de la cámara gamma simulada se encuentran dentro de los límites aceptables reportados por el fabricante ($< 5\%$) y están muy próximos a los obtenidos en el control de calidad del equipo real ($DRP = 4,3\%$ y $0,4\%$, respectivamente).

La medida de la resolución extrínseca en la cámara gamma modelada se ejemplifica en la Figura 4.1, donde se muestra el perfil de actividad simulada de una fuente puntual 1 MBq de ^{99m}Tc a 20 cm del detector utilizando un colimador LEHR, que arrojó un FWHM de 0,99 cm. La comparación de los valores de resolución extrínseca en el equipo real y simulado muestran un buen acuerdo tanto

en el caso de los colimadores LEHR ($DRP = 9,2\%$) y en los colimadores LEGP ($DRP = 4,6\%$). La sensibilidad de la cámara gamma modelada muestra un excelente acuerdo con la sensibilidad del equipo real ($DRP = 1,1\%$ y $2,6\%$ para sensibilidad intrínseca y extrínseca, respectivamente).

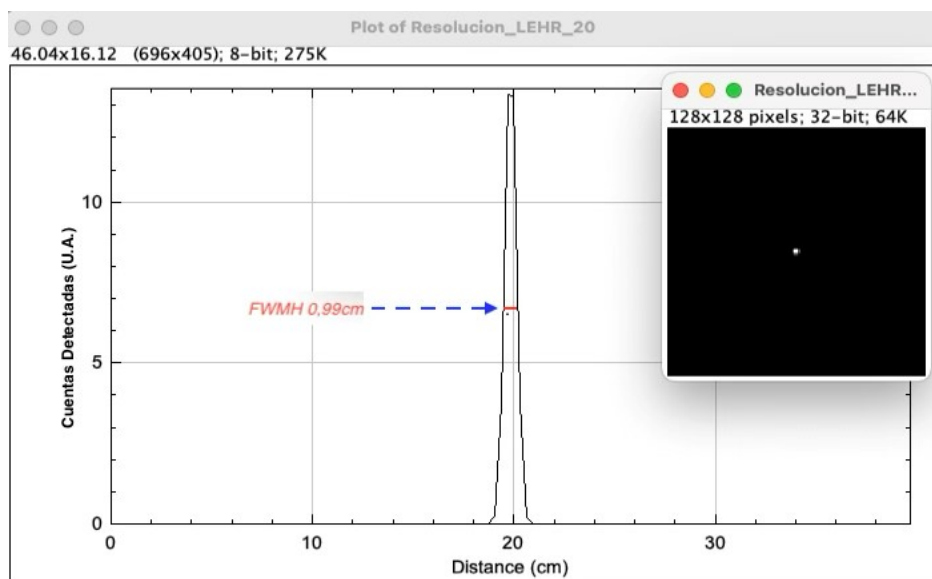


FIGURA 4.1: Perfil simulado de actividad de una fuente puntual de ^{99m}Tc situada a 20 cm del detector utilizando un colimador LEHR. Se muestra el FWHM de 0,99 cm, que corresponde a la resolución extrínseca en esas condiciones de simulación inserto: imagen de la fuente puntual simulada.

En cuanto a la tasa de conteo de la cámara gamma modelada (Figura 4.2), se verifica el comportamiento esperado ante un flujo creciente de radiación incidente, ya descrito en la sección anterior. Del análisis de la curva se obtiene un valor de tasa de conteo máximo que se encuentra muy por encima del valor del equipo real. Esta aparente discrepancia tiene su origen en una de las limitaciones del modelado mediante SIMIND MC: la simulación no lleva en consideración las incertidumbres provocadas por los circuitos electrónicos de adquisición y, por tanto, no se simula el tiempo muerto que reduce las cuentas detectadas en el equipo real.

4.2. Simulador SPECT: imágenes cuantitativas

4.2.1. Fuente de calibración

La fuente de calibración fue simulada en distintas condiciones como se muestra en la tabla 4.2. Esta fuente fue posicionada delante del cuello y a la altura de la tiroides. Para la simulación se consideró una actividad de $3,7\text{ MBq}$ y colimadores de mediana y alta energía. Asimismo, los Factores de calibración (FC) que se obtuvieron en las distintas simulaciones fueron todos a partir de las imágenes SPECT. El FC depende por ejemplo del espesor del cristal y del tipo de colimador. En la tabla 4.2 podemos observar que para una fuente de calibración de actividad fija o de referencia, el FC aumenta con el espesor del cristal, esto debido a que se realiza una mayor eficacia de la detección. Por otro

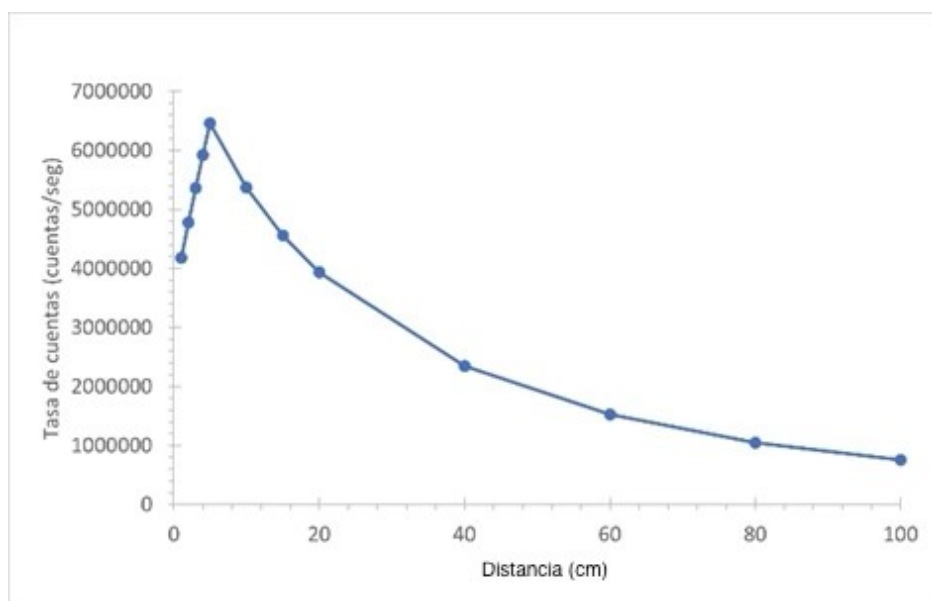


FIGURA 4.2: Tasa de conteo simulada de una fuente puntual de ^{99m}Tc situada a distintas distancias del detector utilizando un colimador LEGP. El máximo de la curva es la tasa máxima de conteo, que en este caso arroja un valor de 6 460 000 *cuentas/s*.

lado, para un mismo espesor de cristal el FC disminuye para un colimador de alta energía ya que este filtra los fotones de más de 300 *keV* reduciendo así la sensibilidad de la detección.

TABLA 4.2: Factores de calibración obtenidos con fuentes de calibración simuladas en distintas condiciones operacionales.

Fuente de calibración configurada		Condiciones operacionales		Cuentas de la fuente de calibración en la imagen simulada	Factor de calibración (cuentas/MBq)
Ubicación	Actividad (MBq)	Cristal (cm)	Colimador		
Delante del cuello, a la altura de la tiroides	3,7	0,953	GE-HEGP	35,47	9,58
		0,953	GE-MEGP	46,05	12,44
		1,27	GE-HEGP	39,52	10,68
		1,27	GE-MEGP	52,99	14,32

4.2.2. Cuantificación de actividad en lesiones a partir de imágenes sin corrección

La cuantificación de actividad de ^{131}I a partir de imágenes SPECT depende directamente de la posibilidad de corregir por atenuación las imágenes. La tabla 4.3 muestra que cuando se cuantifica imágenes de ^{131}I sin realizar las correcciones por atenuación los valores de DRP son muy elevados. Por ello, la respuesta del equipo NM 630 ante la cuantificación de imágenes de ^{131}I a partir de imágenes sin corrección por atenuación no brinda resultados favorables debido a que existe una pérdida de información por la absorción y dispersión de fotones gamma. La atenuación de los fotones se da a medida que los fotones gamma emitidos por el radiotrazador interactúan a través del cuerpo, algunos

son absorbidos o desviados de su trayectoria original por los tejidos. Este proceso reduce el número de fotones que llegan al detector, afectando la intensidad de la señal. Por otro lado, la dispersión de los fotones gamma también pueden sufrir dispersión, como la dispersión Compton, donde interactúan con los electrones de los átomos del tejido, perdiendo parte de su energía y cambiando de dirección. Estos fotones dispersados aún pueden llegar al detector, pero con una energía menor a la original, lo que altera la forma del espectro de energía detectado. Un punto adicional a considerar también, es el cambio aparente del espectro a energías más bajas. La combinación de la atenuación y la dispersión produce un cambio aparente del espectro de energía hacia energías más bajas. Esto significa que la distribución de los fotones detectados se desplaza hacia valores de energía menores en comparación con el espectro de energía emitido originalmente por el radiotrazador.

4.2.3. Cuantificación de actividad en lesiones a partir de imágenes corregidas por atenuación

Por lo descrito anteriormente, es necesario realizar la corrección por atenuación a las imágenes SPECT de ^{131}I generadas en las distintas simulaciones con el programa SIMIND. Esta corrección por atenuación se realiza empleando el mismo fantoma antropomórfico en forma de mapa de densidades. Para realizar esta corrección se hace uso del software CASToR por medio del “switch” /ac.

La cuantificación de la actividad en los cortes de las imágenes SPECT simuladas tanto sin corrección y con corrección de atenuación se realizó utilizando el programa ImageJ. Por medio de la herramienta Analyze se midieron las cuentas en las regiones de interés (ROIs) que delimitaban las fuentes de calibración y las lesiones configuradas. El ROI para la lesión en pulmón y el remanente tiroideo se puede apreciar en la figura 4.3.

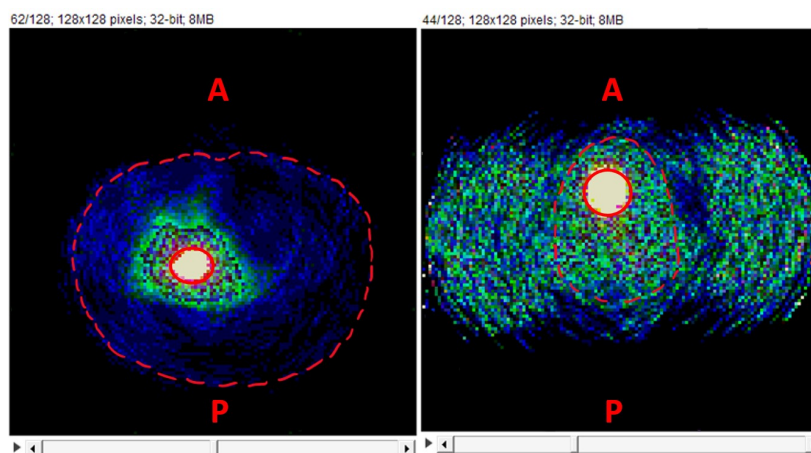


FIGURA 4.3: Imágenes SPECT de la lesión en pulmón (izquierda) y del remanente tiroideo (derecha) donde se muestra el ROI usado para la obtención de cuentas por medio del programa ImageJ. Las líneas punteadas muestran el contorno de la región anatómica para cada caso. A: anterior, P: posterior.

El factor de calibración (FC) de las imágenes simuladas (cuentas/actividad) se obtuvo calculando el cociente entre el número de cuentas medido y la actividad configurada en la ROI correspondiente a la fuente de calibración. La actividad en las lesiones tiroideas y pulmonares se obtuvo a partir de las cuentas de las ROI correspondientes, corrigiendo por el factor de calibración.

En la tabla 4.3 se puede observar que los datos obtenidos cuando se considera la corrección por atenuación son muy favorables a comparación de no realizar las correcciones por atenuación. Las medidas realizadas verifican que la exactitud en la cuantificación (ver subsección 3.4.6) de la actividad de ^{131}I depende fuertemente de la posibilidad de corregir por atenuación las imágenes y en menor grado, del colimador utilizado. Para un mismo colimador, se observa que la exactitud de la cuantificación de ^{131}I en remanentes tiroideos es notablemente mejor en las imágenes SPECT corregidas por atenuación (DRP en el rango 0,02 – 0,4 %, columnas grises en las figuras 4.4 y 4.5) que en ausencia de tal corrección (DRP en el rango 39,70 – 51,93 %, columnas naranjas en las figuras 4.4 y 4.5). La exactitud en la cuantificación de la actividad de ^{131}I en los remanentes tiroideos a partir de las imágenes SPECT también se ve afectada por el colimador utilizado, siendo más eficientes los colimadores de altas energías cuyo diseño está optimizado para la detección de la radiación gamma 364 keV del ^{131}I [27]. La cuantificación de actividad de ^{131}I a partir de imágenes SPECT en lesiones pulmonares (figura 4.6) muestra la misma dependencia con la corrección de atenuación ya descrita, aunque las DRP son mayores ya que debido a la profundidad de las lesiones configuradas, parte de la radiación emitida no llega a los detectores. En el caso de lesiones profundas el colimador que da mejores resultados en términos de cuantificación de actividad de ^{131}I es el de mediana energía, por su mayor sensibilidad respecto al HEGP.

TABLA 4.3: Actividad cuantificada y diferencia porcentual relativa obtenidas en imágenes SPECT de lesiones en distintas condiciones operacionales.

Lesión configurada		Condiciones operacionales		Imagen SPECT sin corrección de atenuación		Imagen SPECT con corrección de atenuación	
Tipo	Actividad (MBq)	Cristal (cm)	Colimador	Actividad cuantificada (MBq)	DRP (%)	Actividad cuantificada (MBq)	DRP (%)
Remanente tiroideo	15	1,27	GE-HEGP	8,93	40,46	14,98	0,13
			GE-MEGP	7,24	51,73	14,94	0,13
	550	0,953	GE-HEGP	331,64	39,70	549,84	0,02
			GE-MEGP	324,95	40,91	548,44	0,28
Metástasis pulmonar	74	0,953	GE-HEGP	44,44	39,94	75,77	2,39
			GE-MEGP	44,37	40,04	75,66	2,24
		1,27	GE-HEGP	28,31	61,74	64,96	12,21
			GE-MEGP	27,13	63,33	66,26	10,45

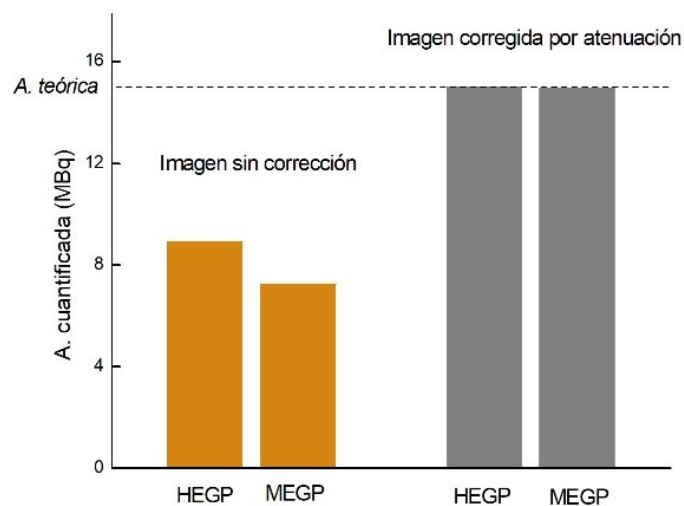


FIGURA 4.4: Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de un remanente tiroideo utilizando un cristal de 1,27 cm de espesor y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión.

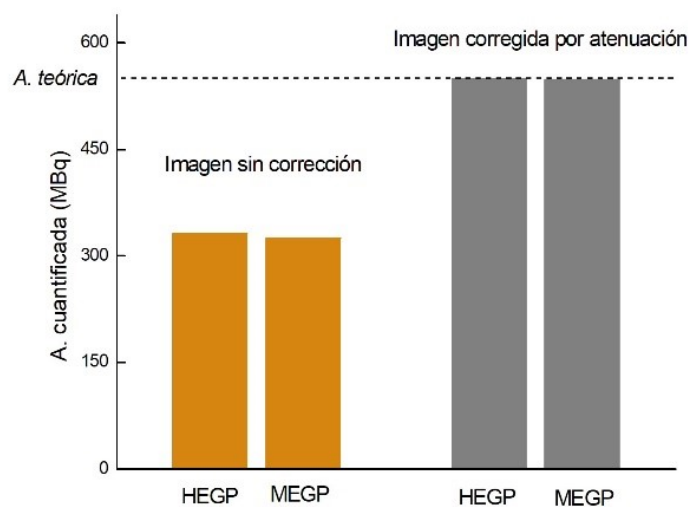


FIGURA 4.5: Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de un remanente tiroideo utilizando un cristal de 0,953 cm y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión

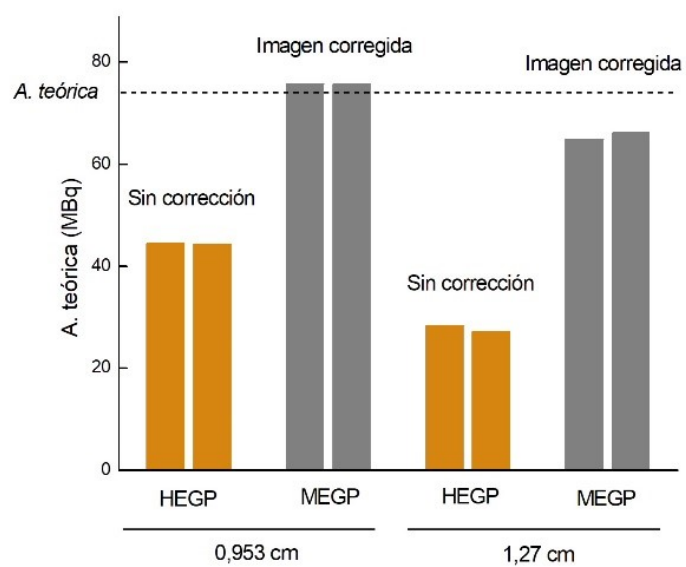


FIGURA 4.6: Actividad cuantificada a partir de imágenes SPECT simuladas de una lesión pulmonar utilizando cristales de diferente espesor y distintos colimadores. La línea discontinua indica la actividad configurada en la lesión.

Conclusiones

En la primera parte del trabajo se utilizó el código SIMIND MC para modelar una cámara gamma GE-NM 630 modelo Discovery, y se simularon los controles de calidad de tasa máxima de conteo, uniformidad intrínseca, resolución extrínseca y sensibilidad, cuyos resultados mostraron una muy buena concordancia de DRP entre 4,3 % para el UFOV y 0,4 % para el CFOV de la Uniformidad intrínseca. En la resolución extrínseca se obtienen valores de DRP de 9,2 % para colimadores LEHR y 4,6 % para colimadores LEGP. Respecto a la sensibilidad se obtuvo un DRP de 1,1 % en intrínseca y de 2,6 % en extrínseca con los resultados de la cámara gamma real. De esta manera se validó el modelo computacional desarrollado como simulador de imágenes clínicas.

En la segunda parte del trabajo se utilizó el simulador de imágenes clínicas para obtener imágenes SPECT de ^{131}I en fantasmas antropomórficos como modelo de paciente, en distintas condiciones de operación, esto para remanente tiroideos con diferentes actividades y lesiones en pulmón con distintas profundidades y actividades. Cada condición de trabajo permitió cuantificar la actividad de ^{131}I a partir de las imágenes con distinto grado de exactitud. Las condiciones de operación más adecuadas para cuantificar la actividad de ^{131}I a partir de las imágenes SPECT son cuando se realiza correcciones por atenuación, que arrojan resultados de 0,2 % exactitud, y son las que se recomiendan para la realización de cálculos dosimétricos.

El presente trabajo de tesis posibilitó modelar computacionalmente una cámara gamma GE, modelo NM-630 por medio del código SIMIND MC. También, mostró su utilidad en estudios cuantitativos de imágenes de ^{131}I por lo que contribuye significativamente en futuras investigaciones en MN. La metodología utilizada en este trabajo puede usarse no solo para el caso del ^{131}I , sino para otros radionucleidos usados en MN así como el modelamiento de diferentes cámaras gammas ahondando en la parte terapéutica y diagnóstica.

Referencias

- [1] Strigari, L., Konijnenberg, M., Chiesa, C., Bardies, M., Du, Y., Gleisner, K. S., ... & Flux, G. (2014). The evidence base for the use of internal dosimetry in the clinical practice of molecular radiotherapy. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 41, 1976-1988.
- [2] Lassmann, M., Hänscheid, H., Chiesa, C., Hindorf, C., Flux, G., & Luster, M. (2008). EANM Dosimetry Committee series on standard operational procedures for pre-therapeutic dosimetry I: blood and bone marrow dosimetry in differentiated thyroid cancer therapy. *European journal of nuclear medicine and molecular imaging*, 35, 1405-1412.
- [3] Chain Y, Illanes L. RADIOFÁRMACOS EN MEDICINA NUCLEAR: fundamentos y aplicación clínica. Libros de Cátedra. La Plata: EDULP; 2015. ISBN: 9789503412299.
- [4] Dewaraja, Y., Knoll, P., Poli, G.L. Sjögren-Gleisner, K. (2024) Dosimetry for radiopharmaceutical therapy / International Atomic Energy Agency. ISBN 9789201396235.
- [5] González Rivero, L., Turcios Tristá, S. E., & Velasco Mirabal, M. (2012). Aplicaciones clínicas del radioyodo 131 (I131) en las enfermedades del tiroides. *Revista Cubana de Endocrinología*, 23(3), 256-263.
- [6] Sgouros, G., Dewaraja, Y. K., Escorcía, F., Graves, S. A., Hope, T. A., Iravani, A., & Zanzonico, P. B. (2021). Tumor response to radiopharmaceutical therapies: the knowns and the unknowns. *Journal of Nuclear Medicine*, 62(Supplement 3), 12S-22S.
- [7] Zanzonico, P. (2024). The MIRD schema for radiopharmaceutical dosimetry: a review. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 52(2), 74-85.
- [8] Illanes, L. & H., Chain, C. Y., & Sánchez, J. (2022). Simulaciones computacionales en medicina nuclear. Libros de Cátedra. web: <https://libros.unlp.edu.ar/index.php/unlp/catalog/book/2108>
- [9] Zaidi, H. (2022). Monte Carlo calculations in nuclear medicine: Therapeutic applications. IOP Publishing.
- [10] Validation of a SIMIND Monte Carlo modelled gamma camera for Iodine-123 and Iodine-131 imaging. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.heliyon.2021.e07196>

- [11] Morphis, M., van Staden, J.A., du Raan, H. et al. Evaluation of Iodine-123 and Iodine-131 SPECT activity quantification: a Monte Carlo study. *EJNMMI Phys* 8, 61 (2021). <https://doi.org/10.1186/s40658-021-00407-1>
- [12] Morphis, M., van Staden, J.A., du Raan, H. et al. Accuracy of patient-specific I-131 dosimetry using hybrid whole-body planar-SPECT/CT I-123 and I-131 imaging. *EJNMMI Phys* 11, 50 (2024). <https://doi.org/10.1186/s40658-024-00657-9>
- [13] Bailey, D.L., Humm, J.L., Todd-Pokropek, A., & van Aswegen, A. (2014). *Nuclear Medicine Physics A Handbook for Teachers and Students* (pp. 10-15). Technical.
- [14] Illanes, L., & Etcheverry, M. E. (2016). *Física de la medicina nuclear*. Series: Libros de Cátedra. web: <https://libros.unlp.edu.ar/index.php/unlp/catalog/book/546>
- [15] GE Discovery NM 630. (s. f.). Bimedis. <https://es.bimedis.com/ge-discovery-nm-630-m93412>
- [16] Montangie, L., Sanz, V. M., & Illanes, L. (2019). *Imágenes en Medicina Nuclear*. Libros de Cátedra. web: <https://libros.unlp.edu.ar/index.php/unlp/catalog/book/1183>
- [17] Kuchment, P. (2013). *The Radon transform and medical imaging*. Society for Industrial and Applied Mathematics.
- [18] Vidal Gimeno, V. E., Flores, L. A., Mayo Nogueira, P., Ródenas Escribá, F. D. A., & Verdú Martín, G. J. (2013). *Reconstrucción Iterativa de Imágenes TAC basada en GPUs*.
- [19] GH Healthcare (2018) Technical Publications NM General Purpose 600/800 Series* DICOM CONFORMANCE STATEMENT. (Revision 15).
- [20] GE Healthcare. (2017). Series NM800 y NM600. *Sistemas de captación de imágenes de medicina nuclear. Guía del operador de control de calidad*. (Rev. 1).
- [21] Ljungberg, M. (2024), The SIMIND MONTE-CARLO Program. (versión 8) <https://lu.app.box.com/s/o5jwq2j0b1rm99115b11d1e4d59tmisa>
- [22] Cullen DE, Hubbell JH, Kissel L. EPDL97: The evaluated photon data library,'97 Version. Lawrence Livermore National Laboratory Report No. UCRL-50400. 1997
- [23] Cherry, S. R., Sorenson, J. A., & Phelps, M. E. (2012). *Physics in nuclear medicine* (4^a ed., pp. 19-85). Saunders.
- [24] GH Healthcare Technical Publications (2018) NM General Purpose 600/800 Series, “DICOM CONFORMANCE STATEMENT”, (Revision 15). <https://acortar.link/y3Aoul>
- [25] GH Healthcare Technical Publications Discovery NM 630 (2011), “DICOM CONFORMANCE STATEMENT”, (Revision 2)

- [26] Peter, J., Tornai, M. P., & Jaszczak, R. J. (2000). Analytical versus voxelized phantom representation for Monte Carlo simulation in radiological imaging. *IEEE transactions on medical imaging*, 19(5), 556-564.
- [27] Kojima, A., Gotoh, K., Shimamoto, M., Hasegawa, K., & Okada, S. (2016). Iodine-131 imaging using 284 keV photons with a small animal CZT-SPECT system dedicated to low-medium-energy photon detection. *Annals of nuclear medicine*, 30, 169-175.