



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
CARRERA FÍSICA

**ESTIMACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN EL EQUIPO
SPECT/CT PARA IMÁGENES PLANARES USANDO EL
RADIOISÓTOPO ^{177}Lu .**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto de Investigación

Presentado para optar al grado académico de:

FÍSICO

AUTOR:

AXCEL JORDAN CARVAJAL MENDEZ

Riobamba – Ecuador

2024



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
CARRERA FÍSICA

**ESTIMACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN EL EQUIPO
SPECT/CT PARA IMÁGENES PLANARES, USANDO EL
RADIOISÓTOPO ^{177}Lu .**

Trabajo de Integración Curricular

Tipo: Proyecto de Investigación

Presentado para optar al grado académico de:

FÍSICO

AUTOR: AXCEL JORDAN CARVAJAL MENDEZ

DIRECTOR: ING / MSC CARLOS ALCIBAR MEDINA SERRANO

Riobamba – Ecuador

2024

© 2024, Axcel Jordan Carvajal Mendez

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

Yo, Axcel Jordan Carvajal Mendez, declaro que el presente Trabajo de Integración Curricular es de mi autoría y los resultados del mismo son auténticos. Los textos en el documento que provienen de otras fuentes están debidamente citados y referenciados.

Como autor/autora asumo la responsabilidad legal y académica de los contenidos de este Trabajo de Integración Curricular; el patrimonio intelectual pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Riobamba, 17 de mayo de 2024



Axcel Jordan Carvajal Mendez

092477664-4

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
FACULTAD DE CIENCIAS
CARRERA FÍSICA

El Tribunal del Trabajo de Integración Curricular certifica que: El Trabajo de Integración Curricular; Tipo: Proyecto de Investigación, **ESTIMACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN EL EQUIPO SPECT/CT PARA IMÁGENES PLANARES USANDO EL RADIOISÓTOPO ^{177}Lu** , realizado por el señor: Axcel Jordan Carvajal Mendez, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Integración Curricular, el mismo que cumple con los requisitos científicos, técnicos, legales, en tal virtud el Tribunal Autoriza su presentación.

	Firma	Fecha
Fis/Dr. Arquimides Xavier Haro Velasegui. PRESIDENTE DEL TRIBUNAL		2024-05-17
Ing/MSc. Carlos Alcibar Medina Serrano. DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR		2024-05-17
Fis/MSc Julio Cesar Andrade Landera. ASESOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR.		2024-05-17

DEDICATORIA

El presente trabajo es dedicado para mis padres, Carvajal Héctor y Mendez Angelica, quienes han sido base imprescindible de mi crecimiento académico, ético y moral. También se lo dedico a mi hermano, Damián Carvajal, por ser mi alivio de emociones, fortaleza y paz. A mis abuelos Héctor Carvajal e Irene Jaya quienes, con su bondad y alegría, me llenaron de dicha e inspiración por seguir adelante. El presente trabajo es una muestra de que atrás de todo estudiante que logro llegar a la cúspide de su carrera, existe una cantidad muy extensa de personas que brindaron apoyo, amor y sabiduría. Gracias a todos.

Axcel

AGRADECIMIENTO

Quiero expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas e instituciones que han contribuido de manera significativa a la realización del presente trabajo de integración curricular, este no habría sido posible sin su apoyo, orientación y estímulo. En primer lugar, agradezco profundamente a mi director de tesis, Carlos Medina, por su dedicación, paciencia y continua atención a lo largo de este arduo proceso, sus consejos expertos y su guía fueron fundamentales. Asimismo, agradezco de manera especial a mi codirectora Mariángel Medina, por su valiosa contribución de conocimientos, su perspectiva y experiencia fueron fundamentales para enriquecer, detallar y perfeccionar este trabajo llevándolo a un nivel superior. Mi gratitud también se extiende a mi familia, quienes han sido mi pilar fundamental a lo largo de este camino, su amor incondicional, comprensión y apoyo inquebrantable han sido mi mayor motivación y fortaleza. Una mención especial hacia todos los integrantes del cuerpo laboral del área de medicina nuclear del hospital FUESMEN, quienes con su acogida me brindaron mucha paz, seguridad y tranquilidad en el transcurso de todo el proyecto. Por último, pero no menos importante, agradezco a mis amigos, por su amistad y por estar siempre presentes, brindándome momentos de distracción y alegría que han sido esenciales para mantenerme enfocado y perseverante durante este proceso. A todos ustedes, mi más profundo agradecimiento. Este logro no solo es mío, sino también de cada una de las personas que me extendieron su mano. Gracias por creer en mí y apoyarme en cada paso recorrido.

¡Gracias!

Axcel

Tabla de contenido

ÍNDICE DE TABLAS.....	x
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	xi
RESUMEN.....	xv
SUMMARY / ABSTRACT.....	xv
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO I

1.	DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA	2
1.1	Planteamiento del problema.....	2
1.2	Justificación.....	3
1.2.1	Justificación teórica	3
1.2.2	Justificación metodológica.....	4
1.2.3	Justificación práctica.....	4
1.3	Objetivos.....	5
1.3.1	Objetivos Generales	5
1.3.2	Objetivos Específicos.....	5

CAPÍTULO II

2.	MARCO TEORICO	6
2.1	Medicina Nuclear (MN).....	6
2.2	Radiofármacos	7
2.2.1	Radioisótopo.....	7
2.2.2	Radioisótopo ^{177}Lu	8
2.2.3	Producción del radioisótopo ^{177}Lu	9
2.3	Equipo SPECT/CT.....	12

2.3.1	Adquisición de imágenes en el equipo	13
2.3.2	Estructura y Funcionamiento de SPECT:.....	14
2.3.3	Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT.....	20
2.4	Protección radiológica.....	22
2.4.1	Dosimetría.	24
2.4.2	Dosimetría interna.....	25
2.4.3	Tiempo de Residencia.....	29
2.5	Metodología Medical Internal Radiation Dose (MIRD).....	32
2.5.1	Factor de calibración (FC)	34
2.5.2	Dosimetría personalizada.	42
2.6	Software MIRDCalc	43

CAPÍTULO III

3.	MARCO METODOLOGICO	44
3.1	Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT.....	44
3.1.1	Uniformidad Intrínseca.	44
3.1.2	Corregistración.....	48
3.1.3	Control de centro de rotación.....	54
3.2	Estimación del Factor de calibración (FC)	59
3.2.1	Factor de calibración para fuente puntual.....	59
3.2.2	Factor de calibración para fuente volumétrica.....	67
3.3	Estimación de dosis absorbida.	74
3.3.1	Aplicación de estudio para la fuente testigo.....	82
3.3.2	Aplicación de estudio para el cuerpo entero.....	88

CAPÍTULO IV

4.	ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.....	98
4.1	Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT.....	98

4.1.1	Uniformidad intrínseca.	98
4.1.2	Corregistración.....	99
4.1.3	Centro de rotación.....	99
4.2	Estimación del factor de calibración (FC).....	100
4.2.1	Factor de calibración para fuente puntual.....	100
4.2.2	Factor de calibración para fuente volumétrica.....	101
4.3	Estimación de la dosis absorbida.....	101
4.3.1	Estimación de Fuente Testigo	101
4.3.2	Estimación de Cuerpo Entero	102

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES.....	103
RECOMENDACIONES.....	104

BIBLIOGRAFÍA

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2-1	Características de los radioisótopos según su origen de producción.....	9
Tabla 2-2	Registro de dosis máxima permitida según el órgano,	24
Tabla 3-1	Valores finales obtenidos en el mapa de uniformidad	48
Tabla 3-2	Tabulación de los datos registrados en el activimetro para cada fuente puntual	50
Tabla 3-3	Registro de criterios por parte del profesional Físico Medico, sobre las comparaciones de las ilustraciones obtenidas según la concordancia entre detectores.....	53
Tabla 3-4	Registro de criterios por parte del Medico Oncológico, sobre las comparaciones de las ilustraciones obtenidas según la concordancia entre detectores	53
Tabla 3-5	Registro de criterios por parte del Autor del presente trabajo, sobre las comparaciones de las ilustraciones obtenidas según la concordancia entre detectores.....	54
Tabla 3-6	Tabulación de los datos registrados en el activimetro para cada fuente puntual	55
Tabla 3-7	Datos obtenidos al completar el control de centro de rotación.	58
Tabla 3-8	Registro de valores obtenidos en la ROI.....	65
Tabla 3-9	Registro de valores obtenidos en la ROI.....	72
Tabla 3-10	Datos obtenidos al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo.	83
Tabla 3-11	Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo.	84
Tabla 3-12	Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo	85
Tabla 3-13	Datos obtenidos al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo	89
Tabla 3-14	Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo	90
Tabla 3-15	Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo.	90
Tabla 3-16	Registro de la Retención Porcentual con respecto a cada variación de tiempo de adquisición	93
Tabla 4-1	Valores de tolerancia permitidos para el QC de uniformidad intrínseca.....	98

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 2-1 Esquema de decaimiento del ^{177}Lu	8
Ilustración 2-2 Esquema de una reacción de Fisión Nuclear en cadena.....	10
Ilustración 2-3 Proceso de Captura de neutrones.....	11
Ilustración 2-4 Tipos de posicionamiento para exámenes SPECT.....	13
Ilustración 2-5 Adquisidor de imagen con rotación de 360°	14
Ilustración 2-6 A) Detector saturado de información, B) Detector captando fotones filtrados. 14	
Ilustración 2-7 Esquema de un tubo fotomultiplicador	17
Ilustración 2-8 Plano de posicionamiento de los tubos fotomultiplicadores y captación de intensidad	18
Ilustración 2-9 Esquema de procesamiento de pulsos registrados en una matriz	18
Ilustración 2-10 Generación de matrices bidimensionales de una adquisición.....	19
Ilustración 2-11 Interpretación de cuentas mediante escala de grises.	19
Ilustración 2-12 Esquema de reconstrucción de imagen tridimensional.....	20
Ilustración 2-13 Esquema sobre los límites de penetración de cada uno de los tipos de radiación.....	23
Ilustración 2-14 Espectro de cuentas normalizadas vs canal de energía del radioisótopo ^{177}Lu	33
Ilustración 2-15: Muestra de las imágenes planares de las esferas A, B y C. Las imágenes aparecen borrosas debido a la dispersión de recuentos de imágenes a los píxeles de imagen vecinos. Este fenómeno se llama efecto de volumen parcial, en este caso de estudio se manifestó como derrame.	37
Ilustración 2-16 Espectro del ^{177}Lu evidenciando las posiciones que tomaran las ventanas en la corrección de cuentas de los fotopicos de 113 keV y 208 keV.....	39
Ilustración 3-1 Interfaz del software del equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel indicando la selección del usuario creado y el protocolo usado.	45
Ilustración 3-2 Equipo establecido en posición de inicio y detectores libres de colimadores 45	
Ilustración 3-3 A) Suministro de la actividad dentro del recipiente, B) Comprobación de la actividad suministrada mediante activimetro y C) Comprobacion de inexistencia de contaminacion en el recipiente.....	46
Ilustración 3-4 Colocación correcta de la fuente puntual en el soporte del equipo SPECT/CT.46	
Ilustración 3-5 Pantalla de registro de cuentas por segundo adquirida.....	47
Ilustración 3-6 Pantalla del mapa de uniformidad obtenido.....	47

Ilustración 3-7 Interfaz del software del equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel indicando la selección del usuario creado y el protocolo usado.	48
Ilustración 3-8 Preparación de identificación de fuentes	49
Ilustración 3-9 Fuentes puntuales preparadas	49
Ilustración 3-10 Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel desarmado y sin fuentes. ...	50
Ilustración 3-11 Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel armado y con las fuentes implementadas.....	51
Ilustración 3-12 Colocación correcta del Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel en la camilla.....	51
Ilustración 3-13 Geometría de imágenes obtenidas en SPECT y CT para 0° detector 1 y 180° detector 2.....	52
Ilustración 3-14 Geometría de imágenes obtenidas en SPECT y CT para 90° detector 1 y 90° detector 2.....	52
Ilustración 3-15 Geometría de imágenes obtenidas en SPECT y CT para 45° detector 1 y 135° detector 2.....	52
Ilustración 3-16 Interfaz del software del equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel indicando la selección del usuario creado y el protocolo usado	55
Ilustración 3-17 Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel armado y con las fuentes implementadas.....	56
Ilustración 3-18 Colocación correcta del Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel en la camilla.....	56
Ilustración 3-19 Imagen de la adquisición del primer sinograma reconstruido por ambos detectores.....	57
Ilustración 3-20 Imagen de la adquisición del segundo sinograma reconstruido por ambos detectores.....	57
Ilustración 3-21 Imagen de la adquisición del tercer sinograma reconstruido por ambos detectores.....	58
Ilustración 3-22 Equipo establecido en posición de inicio y detectores acoplados con colimadores de energía media.....	60
Ilustración 3-23 Fuente puntual posicionada en la camilla.	61
Ilustración 3-24 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior.....	61
Ilustración 3-25 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior.....	62
Ilustración 3-26 A) Pestaña de selección de calculadora de imágenes DICOM de ImageJ y B) Operaciones existentes en ImageJ	62

Ilustración 3-27 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.....	63
Ilustración 3-28 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 2.....	64
Ilustración 3-29 Selección de graficador de ROI circular en ImageJ.....	64
Ilustración 3-30 A) Generación de ROI en fuente puntual y en Fondo para el detector 1 y B) Generación de ROI en fuente puntual y en Fondo para el detector 2.....	65
Ilustración 3-31 Fuente volumétrica posicionada en la camilla.....	68
Ilustración 3-32 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior.....	68
Ilustración 3-33 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior.....	69
Ilustración 3-34 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.....	70
Ilustración 3-35 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 2.....	71
Ilustración 3-36 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, concentracion y area de la botella.....	71
Ilustración 3-37 A) Generación de ROI en fuente Volumétrica, concentración de cuentas y en Fondo para el detector 1 y B) Generación de ROI en fuente Volumétrica, concentración de cuentas y en Fondo para el detector 2.....	72
Ilustración 3-38 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Superior, B) Ventana de Fotopico y C) Ventana Inferior.....	76
Ilustración 3-39 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Superior, B) Ventana de Fotópico y C) Ventana Inferior.....	76
Ilustración 3-40 Sección de Configuración de Nivel Energético.....	77
Ilustración 3-41 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Fotópico, B) Ventana de Superior y C) Ventana Inferior.....	78
Ilustración 3-42 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Fotópico, B) Ventana de Superior y C) Ventana Inferior.....	78
Ilustración 3-43 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.....	79
Ilustración 3-44 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.....	80
Ilustración 3-45 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector.....	81

Ilustración 3-46 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 2.	82
Ilustración 3-47 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y fuente testigo: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.	82
Ilustración 3-48 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y fuente testigo: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.	83
Ilustración 3-49 Sección para insertar gráficos de dispersión con líneas suavizadas y marcadores en Excel.....	86
Ilustración 3-50 Ventana de opciones para insertar la línea de tendencia del gráfico de dispersión en Excel.....	86
Ilustración 3-51 A) Sección de opciones del comportamiento de la curva de la gráfica, B) Sección de opciones para establecer condiciones y presentar el valor de R^2	87
Ilustración 3-52 Cinética de decaimiento de Fuente Puntual (Actividad vs Tiempo).....	87
Ilustración 3-53 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y cuerpo entero: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.	88
Ilustración 3-54 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y cuerpo entero: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.	89
Ilustración 3-55 Código generador de gráfica del comportamiento del decaimiento correspondiente al ^{177}Lu en cuerpo entero en el software Spyder restringiendo condiciones y presentando el valor de R^2	92
Ilustración 3-56 Cinética de decaimiento de Cuerpo Entero (Actividad vs Tiempo) realizado en spider.....	93
Ilustración 3-57 Interfaz de Biodistribution ModelInput del Software MIRDcalc.....	95
Ilustración 3-58 Interfaz de Dose injection (top organs) del Software MIRDcalc.	95
Ilustración 3-59 Interfaz de Source Organs del Software MIRDcalc, con el parámetro de tiempo de residencia establecido en hígado.	96
Ilustración 3-60 Interfaz de Estimated Dosimetry (Absorbed Dose) del Software MIRDcalc.	97
Ilustración 4-1 Sinograma con carencia de linealidad y continuidad en reconstrucción de los datos obtenidos por los detectores 1 y 2.....	100

RESUMEN

En la actualidad el radioisótopo Lu-177 dispone de muy poca información sobre el comportamiento que tiene dentro del cuerpo humano, ya que su implementación en el área médica se aprobó en el año 2021, por otra parte varios equipos de medicina nuclear no cuentan con la facilidad de brindar información sobre la dosis absorbida en un órgano específico, estos dos parámetros representa gran dificultad para los médicos en el momento brindar un diagnóstico, por lo tanto el objetivo del presente trabajo fue brindar una guía para estimar la dosis absorbida en el equipo SPECT/CT para imágenes planares, usando el radioisótopo Lu-177, mismo que fue implementado en estudios realizados en el hospital FUESMEN de Mendoza–Argentina. La metodología implementada dispone de un enfoque cuantitativo y cualitativo bajo las características de un diseño experimental puestos a la manipulación de las variables con el fin de generar una eficiencia en la obtención de datos, mientras que el área investigativa del mismo se encuentra diseñada bajo las recomendaciones de entes internacionales encargados de la protección radiológica. Mediante la metodología desarrollada se encontró que es totalmente necesario la implementación de un diseño capas de estimar la dosis absorbida por distintos órganos, puestos a la evolución que tienen distintos radioisótopos, generando que los valores preestablecidos de actividad suministrada a un paciente, pierdan fidelidad con el paso del tiempo. Bajo esta perspectiva es correcto concluir que debido a la evolución de los radioisótopos y la carencia de información que brindan los equipo, el diagnóstico que puede brindar un médico no es del todo fiable, generando de esta manera la necesidad del desarrollo de una guía para la implementación de cálculos de dosis absorbida.

Palabras clave: <FÍSICA MEDICA>, <MEDICINA NUCLEAR>, <DOSIMETRÍA INTERNA>, <DOSIMETRÍA PERSONALIZADA>, <FACTOR DE CALIBRACIÓN >, <RADIOISÓTOPO (RI)>.

0650-DBRA-UPT-2024



SUMMARY / ABSTRACT

Currently, the radioisotope Lu-177 has very little information available about its behavior within the human body, as its implementation in the medical field was approved in 2021. Additionally, several nuclear medicine teams do not have the capability to provide information about the absorbed dose in a specific organ. These two factors present a challenge for doctors when making a diagnosis. Therefore, the objective of this work was to provide a guide to estimate the absorbed dose using the SPECT/CT equipment for planar images, utilizing the radioisotope Lu-177. This methodology was implemented in studies conducted at the FUESMEN Hospital in Mendoza, Argentina. The implemented methodology features both quantitative and qualitative approaches under the characteristics of an experimental design, aiming to manipulate the variables to achieve efficient data acquisition. The research area of this study was designed following the recommendations of international bodies responsible for radiological protection. Through the developed methodology, it was found that it is essential to implement a design capable of estimating the absorbed dose by different organs, considering the evolution of various radioisotopes, which causes the pre-established values of activity administered to a patient to lose accuracy over time. From this perspective, it is correct to conclude that due to the evolution of radioisotopes and the lack of information provided by the equipment, the diagnosis that a doctor can provide is not entirely reliable, thus creating the need for the development of a guide for implementing absorbed dose calculations.

KEYWORDS:

<MEDICAL PHYSICS>, <NUCLEAR MEDICINE>, <INTERNAL DOSIMETRY>.,
<CUSTOM DOSIMETRY>, <CALIBRATION FACTOR>, <RADIOISOTOPE (RI)>.



Lic. Luis Armando Quishpe Gipo, Mgs.
C.I: 0102801016
DOCENTE DE INGLES DE LA CARRERA DE FÍSICA

INTRODUCCIÓN

La Medicina Nuclear (MN) es una de las ramas de la salud, que emplea el uso de radiofármacos y equipos para realizar estudios diagnósticos (Dx), tratamientos terapéuticos (Tx) e investigaciones.

Un radiofármaco es un compuesto que contiene un radioisótopo, unido a una molécula biológicamente activa, misma que pretende usar la molécula como un medio guía y de transporte del radioisótopo hacia la lesión blanco, gracias al movimiento metabólico del propio cuerpo humano, mientras que la función del radioisótopo recae en dos acciones distintas: Dx (Obtención gráfica de la morfología de la lesión) y Tx (Ruptura de los cromosomas presentes en la lesión)

Los equipos usados en MN disponen de una clasificación basada en la zona de interés. Entre los destacados podemos mencionar la Tomografía por Emisión de Positrones (PET) usada en complicaciones de cerebro, Tomografía Computarizada de Emisión de Fotón Único (SPECT) cuyas aplicaciones presentan una eficiencia destacada en análisis de corazón, músculos y huesos, el método de adquisición de imágenes se basa en generar una reconstrucción planar o 3D de la naturaleza de la lesión a partir de la radiación emitida por el paciente (ILLANES, y otros, 2016).

Los métodos que emplea la MN son de bajo riesgo, no invasivos y con una excelente relación costo-beneficio. Aproximadamente un 5 al 10% de la actividad clínica o asistencial de un Servicio de MN se dedica a la terapia, mientras que del 90 al 95% se dedica al Dx (AÑE, 2014).

Sin embargo, la eficacia de la tecnología SPECT/CT depende en gran medida de la precisión de la dosificación de radiofármacos, como el radioisótopo ^{177}Lu , utilizado en una variedad de tratamientos terapéuticos. La estimación precisa de la dosis administrada es crucial para garantizar la eficacia del tratamiento y minimizar los riesgos para el paciente.

En este contexto, esta investigación de Integración Curricular se centra en mejorar la comprensión y la aplicación de la dosimetría en el contexto del SPECT/CT con ^{177}Lu . Al analizar la eficiencia del equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel, calcular el factor de calibración específico para este radioisótopo y su implementación en la práctica clínica, esta tesis busca contribuir al avance de la Medicina Nuclear y mejorar los resultados clínicos para los pacientes.

CAPÍTULO I

1. DIAGNÓSTICO DEL PROBLEMA

1.1 Planteamiento del problema.

La MN, destaca en gran medida por su dependencia total en isotopos altamente excitados, presentando un estado de inestabilidad (radioisótopos) para sus estudios Dx y tratamientos Tx hacia pacientes de carácter oncológicos.

El radioisótopo Lutecio-177 (^{177}Lu) se encuentra en estudio medico desde el año 2005 y su aprobación por parte de la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA) se concretó en apenas el año 2019, es un emisor de partículas β^- y su análisis se lo realiza en el equipo SPECT/CT, su uso en pacientes es únicamente para el procedimiento de tratamientos Tx debido a su naturaleza altamente ionizante.

Según Perera et al.(2024), el equipo SPECT/CT es una técnica de imagen híbrida que combina la información funcional de SPECT con la información anatómica de CT. Aunque esta técnica permite la visualización cualitativa de patologías, carece de la capacidad para proporcionar valores cuantificados de la actividad o cantidad de radiofármaco presente en una zona del cuerpo en un momento dado. Esta limitación dificulta a los médicos el seguimiento y análisis de la evolución en el tiempo de las lesiones y el tratamiento de los pacientes.

En la actualidad, los sistemas SPECT/CT pueden no proporcionar directamente información sobre la cantidad de radiofármaco presente en una lesión. Sin esta información, determinar la dosis absorbida en los tejidos afectados puede ser difícil. Sin embargo, existen métodos de cálculo y técnicas que pueden utilizarse para estimar esta cantidad. Estos incluyen el uso de fantomas o maniqués llenos con soluciones radiactivas de concentraciones conocidas, los cuales pueden ser escaneados para comparar la señal obtenida con la concentración conocida.

Además, las actualizaciones de software proporcionadas por los fabricantes de equipos de imagenología pueden mejorar la capacidad de cuantificación de los sistemas existentes, incluyendo algoritmos mejorados de procesamiento de imágenes y métodos de calibración más precisos. Sin embargo, estos métodos y actualizaciones pueden requerir inversiones adicionales debido a los costos asociados con la adquisición del equipo y las tarifas por servicios de actualización y soporte técnico.

En este estudio, emplearemos el cálculo utilizando el factor de calibración (FC) específico del SPECT/CT para el radioisótopo ^{177}Lu , con el propósito de determinar la dosis absorbida en estudios diagnósticos en diversas áreas del cuerpo, especialmente en lesiones de pacientes. Con esta información, podremos estimar las dosis absorbidas en tratamientos post-terapéuticos, utilizando como referencia los panfletos de la Medical Internal Radiation Dose (MIRD).

1.2 Justificación.

1.2.1 Justificación teórica.

La Fundación Escuela de Medicina Nuclear (FUESMEN), es una institución de vanguardia en el campo de la Medicina Nuclear, para la ciudad de Mendoza en Argentina, motivo por el cual poseen un flujo constante de pacientes generando una mayor demanda de atención médica.

En la Actualidad organizaciones como la IAEA, OPS, OMS y EANM son aquellas encargadas de proporcionar directrices y recomendaciones con el fin de garantizar un procedimiento adecuado de calibración para equipos de SPECT/CT.

La implementación de los factores de calibración (FC), para cada isótopo es esencial en el área de imagenología nuclear, ya que permite cuantificar la actividad radiactiva presente en las lesiones de los pacientes. Esta información es fundamental para calcular las dosis absorbidas pre y post terapia, lo que ayuda a planificar los tratamientos de manera responsable.

La estimación precisa de la dosis absorbida antes de la terapia es puesto a que esto permite evitar la radiotoxicidad en los tejidos aledaños al tumor objetivo, minimizando los efectos adversos y mejorando la eficacia del tratamiento.

No seguir estas recomendaciones puede aumentar significativamente el riesgo de generar nuevas lesiones debido a la radiotoxicidad. Por lo tanto, es crucial adherirse a las directrices de calibración y dosimetría establecidas por las organizaciones reguladoras para garantizar la seguridad y eficacia de los tratamientos de medicina nuclear.

La cuantificación de dosis en el equipo SPECT/CT con el radioisótopo ^{177}Lu , posee tres ventajas importantes:

- Estudio de cuantificación de dosis en lesiones tumorales y su comparación con guías internacionales, facilitando a los médicos el brindar un diagnóstico y tratamiento preciso en nuevos pacientes.
- Facilitar la dosimetría personalizada en pacientes para tratamiento terapéutico.
- Estudio de radiotoxicidad en órganos aledaños al tumor

1.2.2 Justificación metodológica.

Las constantes investigaciones en el ámbito de la Medicina Nuclear sobre los efectos de la radiación ionizante en las células bajo diferentes situaciones funcionales han permitido establecer una relación entre la dosis de radiación suministrada y los efectos estocásticos generados.

La IAEA especifica entre sus recomendaciones implementar el sistema desarrollado por el MIRD para estimar y calcular las dosis de radiación absorbidas por los tejidos y órganos del cuerpo debido a la administración de radiofármacos.

En los mismos se presenta un método de cálculo dividido en dos secciones, el primero se enfoca en cuantificar el factor de calibración específico para cada radioisótopo, mientras que la segunda sección cuantifica la dosis absorbida en la lesión a través del factor de calibración hallado con anterioridad.

Por esta razón, la implementación de un FC para el radioisótopo Lu 177 en el equipo SPECT/CT Symbia Intevo excel mejorará el procedimiento para obtener las estimaciones de dosis de los pacientes tanto pre- terapéutica como post-terapéutica.

1.2.3 Justificación práctica.

La Medicina Nuclear está experimentando un aumento en la demanda de procedimientos terapéuticos debido a la introducción de nuevos radiofármacos. Estos radiofármacos ofrecen una alternativa terapéutica a la radioterapia externa, mostrando eficacia en la desintegración de lesiones en tejidos sensibles. Los equipos SPECT producen imágenes cualitativas en la actualidad, lo que implica que los médicos se basan en su observación visual y en la historia clínica del paciente para realizar diagnósticos. Sin embargo, se está trabajando para permitir que estos

equipos puedan cuantificar la actividad radiactiva, lo que proporciona información cuantitativa valiosa para los médicos.

Para lograr esta cuantificación, se calculan factores de calibración que permiten transformar las cuentas registradas por el equipo en unidades de Cuentas/Megabequerel (Cts/MBq). Esto simplificará la estimación de dosis y mejoraría la precisión de los tratamientos. El uso de estos FC junto con la metodología de dosimetría interna del MIRD no solo permite estimar la dosis absorbida en la lesión, sino que también asegura un uso seguro de los radiofármacos. Esto se logra controlando cuidadosamente los niveles de actividad administrados al paciente para evitar la radiotoxicidad en los órganos cercanos y prevenir posibles complicaciones asociadas con el uso de dosis elevadas.

La colaboración entre el físico médico y el médico tratante es esencial en este proceso, ya que el físico médico posee los conocimientos matemáticos y físicos necesarios para llevar a cabo estos cálculos y garantizar la seguridad del tratamiento.

1.3 Objetivos.

1.3.1 Objetivos Generales.

- Estimar la dosis obtenida en el SPECT/CT para imágenes planares, usando el radioisótopo ^{177}Lu .

1.3.2 Objetivos Específicos.

- Analizar la eficiencia del Equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel, mediante los controles de calidad estandarizados.
- Calcular el factor de calibración del ^{177}Lu para un equipo híbrido SPECT/CT Symbia Intevo Excel.
- Implementar el factor de calibración, para estimar el valor de la dosis en imágenes obtenidas de pacientes que se encuentran en tratamientos con ^{177}Lu .

CAPÍTULO II

2. MARCO TEORICO

2.1 Medicina Nuclear (MN).

La MN, es un campo que fusiona la física nuclear, la química y la medicina, se presenta como un pilar fundamental en la investigación científica y la práctica médica contemporánea, constituye un campo especializado que emplea radiofármacos, para examinar funciones corporales, diagnosticar y tratar diversas enfermedades. Equipos médicos especialmente diseñados permiten a los profesionales de la salud rastrear la trayectoria de estos radiofármacos dentro del cuerpo (MENDOZA, 2010).

Esta rama de la medicina tiene sus primeros indicios con la tan famosa "*ERA DE LAS RADIACIONES*" que comprende los años entre 1895 y 1898 con el descubrimiento de los Rayos X por parte de Röntgen, la radioactividad del Uranio por Becquerel y la radioactividad de origen natural gracias a Marie Curie, siendo estos los que entrarían en la categoría de precursores de este campo. Es a partir de 1934 cuando realmente comienza la Medicina Nuclear aplicada, con el descubrimiento de la radioactividad artificial por parte de Joliot Curie, mismo que fue implementada en estudios sobre la fisiología tiroidea con Iodo-131 (^{131}I), siendo este el primer caso práctico registrado, gracias a ello se lograron determinar las curvas de captación y excreción del ^{131}I a manos de Hamilton., implementando de esta forma los radioisótopos en la medicina, tras este momento los descubrimientos de las aplicaciones para los radiofármacos son incesantes (RAMIREZ, 1996).

En la actualidad, el área de MN se ha desarrollado de tal manera que logró posicionarse como uno de los procedimientos médicos más relevantes en la mejora de los niveles de salud y la calidad de vida de la población. Según las cifras del Comité Científico de las Naciones Unidas para el Estudio de las Radiaciones Atómicas sobre exposición médica, se registran un promedio de 32,7 millones de exámenes de diagnóstico y tratamientos de medicina nuclear en todo el mundo desde el año 2019, y un aumento de 0,2 millones de exámenes por año (UNSCEAR, 2008).

2.2 Radiofármacos

El Instituto Nacional de la Salud (NIH), define un radiofármaco como: “*Medicamento que contiene una sustancia radioactiva y se utiliza para el diagnóstico y tratamiento de enfermedades*” (SÁNCHEZ, 2016).

Un radiofármaco es el resultado de un proceso de síntesis específico, que implica combinar un compuesto químico o biológico (definido como vector) con un radioisótopo, que tiene como objetivo crear una molécula capaz de transportar el radioisótopo al sitio de interés en el cuerpo, ya sea para el desarrollo de estudios Dx o tratamientos Tx. La elección del vector y del radioisótopo, así como el diseño molecular, dependen de la aplicación clínica específica y de la información que se desea obtener. La síntesis del radiofármaco debe ser cuidadosamente planificada para garantizar la estabilidad del compuesto, su capacidad para dirigirse al sitio deseado (compatibilidad orgánica) y para minimizar la radiación a los tejidos aledaños.

2.2.1 Radioisótopo.

Los radioisótopos son variantes inestables de un elemento (puede ser de origen natural o inducido), que buscan alcanzar un estado de equilibrio a través de la emisión de partículas subatómicas (radiación alfa, radiación beta) o de energía electromagnética (radiación gamma), a este fenómeno se lo conoce como desintegración radiactiva, que resulta en una disminución paulatina de la actividad del radioisótopo original con el paso del tiempo, la forma en la que se mide este fenómeno es mediante la cuantificación del periodo de tiempo necesario para que el radioisótopo decaiga en la mitad de su actividad original, en términos físico se lo conoce como la vida media del radioisótopo (GÓMEZ, y otros, 2003).

Los radioisótopos pueden clasificarse en naturales o artificiales:

- **Naturales:** Son aquellos que se encuentran en la naturaleza y se han formado a través de procesos nucleares en estrellas, supernovas y otros fenómenos cósmicos por ejemplo el uranio 238 (^{238}U).
- **Artificiales:** También conocidos como radioisótopos de origen artificial, son los que produce el hombre mediante procesos nucleares, ya sea reactores o aceleradores de partículas.

En medicina nuclear se aprovechan los radioisótopos producidos por el hombre, es decir, los de origen artificial, para producir radiofármacos estos últimos utilizados clínicamente para realizar diagnósticos o tratamientos.

2.2.2 Radioisótopo ^{177}Lu .

El radioisótopo ^{177}Lu dispone de una vida media de 6,64 días y de dos tipos distintos de decaimiento en simultaneo: emisión β a razón de 12% en 0,176 MeV, 9% en 0,384 MeV y 79% en 0,497 MeV, y emisión γ a razón de 6,4% en 113 keV y 11% en 208 keV se lo observa en la Ilustración 2-1. Tras su decaimiento puede lograr alcanzar un estado de equilibrio volviéndose un isótopo de Hafnio-177 (Figuroa, 2016).

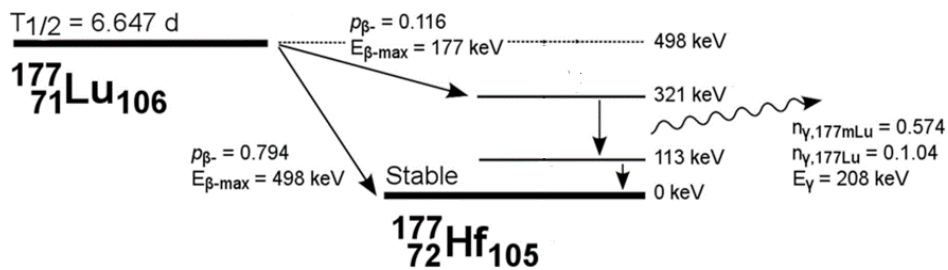


Ilustración 2-1 Esquema de decaimiento del ^{177}Lu .

Fuente: (SÁNCHEZ, 2021)

La naturaleza química del ^{177}Lu (familia de los cationes trivalentes), permite que sea marcado con las moléculas biológicas específicas: Ácido-Tetraazaciclododecano-Tetraacético (DOTA), Antígeno de Membrana Específico de la Próstata (PSMA), Ácido Etilen Diamino Tetra Metilen Fosfónico (EDTMP), Análogo de Somatostatina (Octretato) y Péptido Análogo de Somatostatina (DOTATATE) dados a una biocompatibilidad superior al 91,35% para cada una de ellas, sus usos son para el tratamiento de tumores neuroendocrinos, cáncer de próstata metastásico, cáncer en tejido óseo, tumores carcinoides y tumores gastroenteropancreáticos, respectivamente (SPITZ, y otros, 2023).

2.2.3 Producción del radioisótopo ^{177}Lu .

Los radioisótopos usados en MN disponen de tres orígenes: producción en ciclotrón, producción en generador termoeléctrico y la producción en reactor nuclear, cada uno con características específicas:

Tabla 2-1 Características de los radioisótopos según su origen de producción.

Equipo	Método de producción	Half - Life	Procedimiento	Producción
Ciclotrón	Aceleración de partículas.	Corta (Horas a Días)	Diagnostico	Bajo demanda
Generador termoeléctrico	Desintegración de partículas	Corta (Horas a Días)	Diagnostico	Producción continua
Reactor nuclear	Reacciones de Fisión o Fusión	Larga (Días a Meses)	Terapéutico	Producción continua

Fuente: (CASTEJÓN, y otros, 2013)

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

El radioisótopo ^{177}Lu se produce mediante un caso específico del proceso de fisión nuclear en reactores nucleares, se lo denomina captura radioactiva de neutrones y dispone de dos isotopos precursores siendo estos el Lutecio - 176 (^{176}Lu) y el Iterbio - 176 (^{176}Yb), la selectividad del isotopo precursor depende enteramente del objetivo que tenga el radioisótopo generado, ya sea para tratamiento clínico o un enfoque investigativo (ILLANES, y otros, 2015).

2.2.3.1 Fisión nuclear.

La fisión nuclear es el fenómeno en el cual el núcleo de un átomo pesado presenta una separación en dos o más átomos hijos con núcleos ligeros, tras ser impactado por un neutrón acelerado, emitiendo en el proceso neutrones, rayos gamma y grandes cantidades de energía. Este efecto generalmente se ve involucrado en un bucle, conocido como reacción en cadena (La probabilidad de generarse es de 98,9%) se lo puede apreciar en la Ilustración 2-2. La fisión puede llegar a producirse mediante incidencia de neutrones acelerados o de forma espontánea, en ambos casos es necesaria la existencia de un neutrón que incida con una energía superior al umbral de resistencia establecido por el isotopo blanco (AMOROCHO, y otros, 2000)

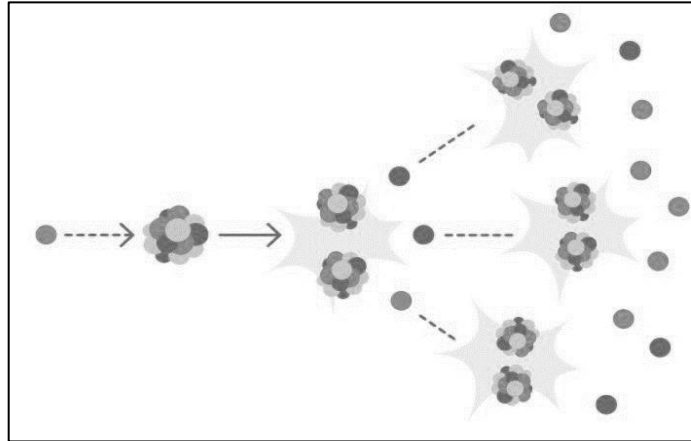
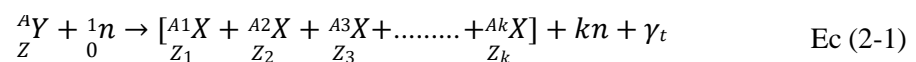


Ilustración 2-2: Esquema de una reacción de Fisión Nuclear en cadena

Fuente: (CASTEJÓN, y otros, 2013)

Los científicos Otto Hahn y Fritz Strassmann fueron quienes presentaron una expresión matemática capaz de interpretar el fenómeno de fisión nuclear en cadena, considerando la totalidad de fenómenos generados consecuentemente (AMOROCHO, y otros, 2000).



Donde se considerará:

${}^A_Z Y$ Isótopo estable que actuara como blanco

${}^1_0 n$ Neutrón proyectil

${}^{A_i}_{Z_i} X$ Isótopos resultantes de la fisión

k Cantidad de interacciones final

kn Neutrones liberados durante toda la interacción,

γ_t Energía total liberada en la interacción

2.2.3.2 Captura de neutrones

La captura radiactiva de neutrones es un subproceso de la fisión nuclear, en el cual un núcleo atómico no presenta una división de su núcleo tras el impacto de un neutrón, por lo contrario, este absorbe el neutrón generando un núcleo altamente excitado. Este proceso puede dar lugar a la formación de un nuevo isótopo, lo que a menudo resulta en un radioisótopo.

Cuando un núcleo captura un neutrón, se debe principalmente a que este no presentaba niveles de energía lo suficientemente alta para ignorar el umbral de resistencia del isótopo y sin embargo posee la suficiente como para verse acoplada por una resonancia de energía neutrón-núcleo, presente un mayor índice de existencia en isótopos poco fisionables. (STERLING, y otros, 2003).

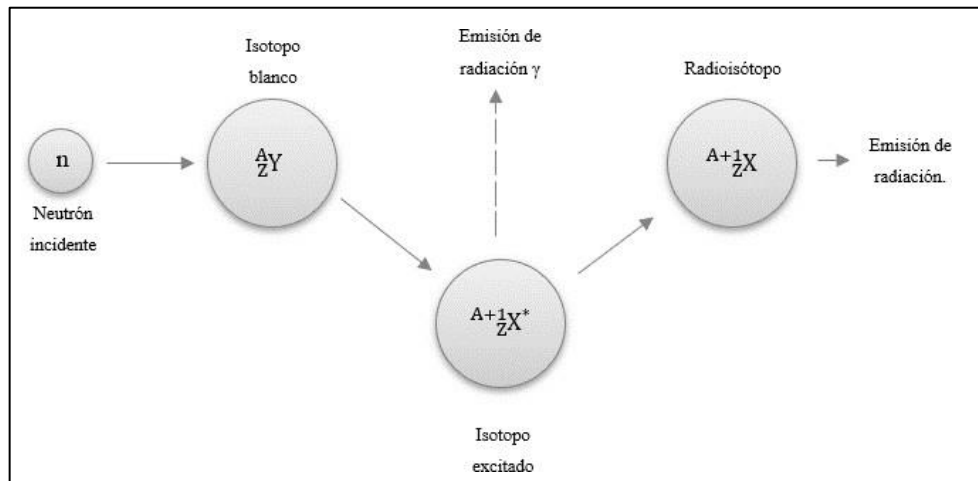


Ilustración 2-3 Proceso de Captura de neutrones.

Fuente: (CASTEJÓN, y otros, 2013)

Su interpretación matemática viene descrita por:



Considerando:

- ${}^A_Z Y$ Isótopo blanco
- ${}^1_0 n$ Neutrón proyectil
- ${}^{A+1}_Z X^*$ Radioisótopo altamente excitado
- γ Energía gamma liberada
- ${}^{A+1}_Z X$ Radioisótopo.

2.2.3.3 Método de producción directo.

En este método se usa el isótopo ${}^{176}\text{Lu}$ como blanco para la obtención del radioisótopo ${}^{177}\text{Lu}$, y se lo realiza en reactores térmicos, su forma matemática se ve expresada por:



Este método directo es eficiente y ampliamente utilizado en aplicaciones médicas, resaltando su efectividad en el área de tratamientos Tx de medicina nuclear, debido a su tan cómoda vida media siendo aproximadamente de 6,647 días. Entre las ventajas más evidentes de este método encontraremos que el radioisótopo final presenta índices de pureza lo suficientemente alta para aprobar su uso clínico y una biocompatibilidad con los vectores PSMA y DOTATATE (SPITZ, y otros, 2023).

2.2.3.4 Método de producción indirecto.

A diferencia del método directo, este usa como blanco el isótopo de ${}^{176}\text{Yb}$, mientras que su producción se lleva a cabo en reactores de neutrones rápidos dados a que el nivel de captación del ${}^{176}\text{Yb}$ es mucho mayor al del ${}^{76}\text{Lu}$ y su desarrollo consta de dos pasos.

Paso 1: Se bombardea el isótopo con neutrones con el fin de volverse un radioisótopo de iterbio-177 (${}^{177}\text{Yb}$) esta acción se expresa matemáticamente por:



Paso 2: El radioisótopo de ${}^{177}\text{Yb}$ tiene como naturaleza decaer en ${}^{177}\text{Lu}$ en un intervalo de tiempo de entre 1 hora y 2 horas, liberando en el proceso electrones y antineutrinos, su expresión matemática viene definida por



Este método de producción se lo realiza principalmente por las características que obtiene el ${}^{177}\text{Lu}$, puesto a que su vida media se extiende hasta 28,1 días, permitiendo que el radioisótopo pueda estudiarse con fines investigativos (SPITZ, y otros, 2023).

2.3 Equipo SPECT/CT.

Un equipo SPECT/CT es aquel que combina dos herramientas de imagenología: Single Photon Emission Computed Tomography (SPECT), que proporciona imágenes planares y tridimensionales de la distribución que toma el radiofármaco en el paciente denominado como imágenes funcionales, y el computed tomography scan (CT), que ofrece imágenes anatómicas

detalladas y precisas de la totalidad del área de interés establecida por el operador. La finalidad de crear un equipo híbrido con estas características es la de obtener una imagen que presente facilidad de interpretación dados a evidenciar las anomalías en presentes (BUSHONG, 2010).

2.3.1 Adquisición de imágenes en el equipo

El desarrollo de un estudio en el equipo debe cumplir con una serie de parámetros establecidos en protocolos, estos a su vez se dividen en función del área de interés como lo pueden ser: órganos, cuerpo entero, etc (Se explica con detalle en la sección 2.5).

Tras el cumplimiento del protocolo se debe realizar un procedimiento para el correcto posicionamiento del paciente dentro del equipo (Ilustración 2-5). Asegurándose siempre que el mismo se encuentre en la suficiencia física de poder mantener la posición durante todo el tiempo en el que transcurre la adquisición.



Ilustración 2-4 Tipos de posicionamiento para exámenes SPECT

Fuente: (TORTORA, y otros, 2013)

El equipo recopila información sobre la morfología de la lesión, mediante la captación de los fotones gammas emitidas por el radioisótopo, los detectores del equipo presentan una rotación sobre el área de interés permitiendo una variación de la perspectiva para una captación tridimensional de la misma enfocándose siempre una recopilación total en 360° (los grados de rotación depende enteramente de la cantidad de detectores que disponga el equipo).

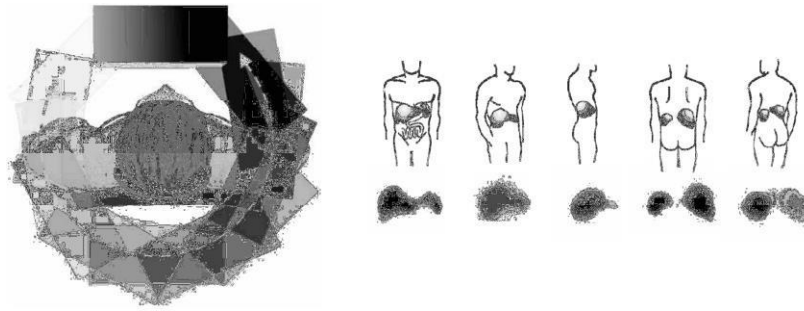


Ilustración 2-5: Adquisidor de imagen con rotación de 360°

Fuente: (AÑE, 2014).

2.3.2 Estructura y Funcionamiento de SPECT:

La parte de SPECT se encuentra constituida por tres componentes esenciales siendo estas los colimadores, detectores y la consola de comando.

2.3.2.1 Colimador.

Los colimadores son dispositivos esenciales que actúan como primer punto de interacción con la radiación emitida por el paciente, estos se acoplan por encima de los detectores y su función principal es seleccionar y dirigir los fotones gamma emitidos por el radiofármaco de manera que se obtengan imágenes con la mejor resolución espacial posible.

Se encuentran formados por una serie de pequeñas aberturas en su estructura dispuestas en un patrón específico perpendicular a la fuente, permitiendo el filtrado de aquellos fotones que cuenten con el ángulo de incidencia permitido Ilustración 2-7 (OIEA, 2008).

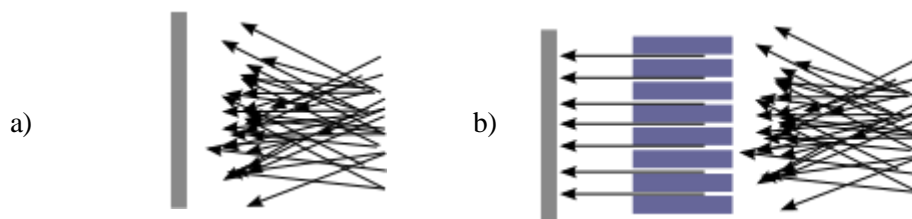


Ilustración 2-6 a) Detector saturado de información, b) Detector captando fotones filtrados.

Fuente: (AÑE, 2014)

Estos poseen una clasificación en función de los niveles de energía que se encuentran capaces de atenuar siendo estos:

- **Colimadores de baja energía:** Estos colimadores se encuentran limitados a trabajar con fotones gamma cuya energía se encuentra en el intervalo de 80 keV a 140 keV, son especialmente útiles en estudios de gammagrafía ósea puestos a su alta radiosensibilidad.
- **Colimadores de media energía:** La energía permitida de trabajo para estos colimadores oscila entre los 140 keV y los 250 keV, y se usan frecuentemente para estudios de Dx de complicaciones cardiacas y pulmonares.
- **Colimadores de alta energía:** Se encuentran diseñados para trabajar específicamente con fotones gamma con energía superior a los 250 keV, mientras que su uso se encuentra restringido a puntos en los cuales se requiere una penetración a través de tejidos densos (OIEA, 2008).

2.3.2.2 *Detector.*

En la actualidad los equipos de SPECT/CT pueden verse constituido por uno a tres detectores, el área de este se lo denomina field of view (FOV), estos disponen de varios componentes claves diseñados para capturar y registrar los fotones emitidos por el radiofármaco administrado en el paciente entre ellos se considerarán los siguientes:

2.3.2.2.1 Cristal de centelleo:

En esencia es una placa constituida por 96% de Na (sodio) y un 4% de Tl (talio), su espesor se encuentra entre los 6 mm a 13 mm, presenta un comportamiento higroscópico y se encuentra sellado por una fina capa aislante (comúnmente aluminio). En el mismo se desarrollan dos procesos físicos importantes para la adquisición de fotones de luz:

- ***Espesor hemirreductor.***

El espesor hemirreductor (EHR) es el termino usado para definir, la cantidad de espesor necesario del material para atenuar la radiación emitida a su mitad correspondiente viene planteado por la ecuación Ec 2-5.

$$I = I_0 e^{-\mu x} \qquad \text{Ec (2-5)}$$

Donde se define:

I Intensidad resultante

I_0 Intensidad inicial

$e^{-\mu x}$ Factor EHR en función del espesor del cristal de centelleo

El objetivo de esta sección es realizar una discriminación de radiación, enfocándose en la generación de interacciones en las que los fotones gamma dispongan del nivel energético lo suficientemente alto como para superar el umbral de resistencia iónica de los átomos de Na (Tl) presentes en el cristal de centelleo (OIEA, 2008).

- **Transducción (Fotón gamma \rightarrow Fotón de luz)**

La transducción es el fenómeno en el que un átomo, presenta una excitación inducida, ocasionando un salto de electrones entre la banda de valencia y la banda de conducción, estos saltos a su vez son regresivos dados a una interacción paulatina de fuente-blanco, en el proceso de desexcitación el átomo libera energía siempre inferior a la de la fuente.

En el caso particular de considerar como fuente los fotones gamma y como blanco los átomos de Na (Tl), la razón de energía liberada corresponde a un orden de 3eV con una relación proporcional de emisión al fotón gamma incidente (BUSHONG, 2010).

2.3.2.2.2 Tubo Fotomultiplicador (FM):

Un fotomultiplicador es un dispositivo electrónico fotosensible diseñado para detectar y amplificar la radiación electromagnética en forma de fotones, particularmente en el rango de luz visible o ultravioleta, con el fin de generar pulsaciones eléctricas.

Su estructura interna se encuentra constituida por las siguientes partes indispensables:

- **Cátodo:** Es la sección encargada de ser el punto de transducción de fotones de luz a electrones, mediante el efecto fotoeléctrico, se debe a un arranque de electrones por excitación inducida en un material conductor (cátodo) dados a la incidencia del fotón de luz emitido.

- **Dinodo:** Los dinodos presentes en un tubo FM se encuentran posicionadas en zigzag en toda la envergadura de este (Ilustración 2-7) con un incremento de diferencia de potencial desde el cátodo al ánodo, su importancia radica en ser el encargado de multiplicar los electrones en todas las interacciones que este se encuentre involucrado. Una de las características a destacar de este componente es la de su dualidad de funciones puesto a actuar como un cátodo cuando es el blanco de los electrones acelerados y un ánodo cuando es el emisor de estos.
- **Ánodo:** Es la parte final de un tubo FM y su función radica en ser el receptor de todos los electrones producidos en el transcurso de las interacciones con los dinodos para posteriormente generar una corriente de electrones lo suficientemente energética como para ser interpretada como un pulso eléctrico (OIEA, 2008).

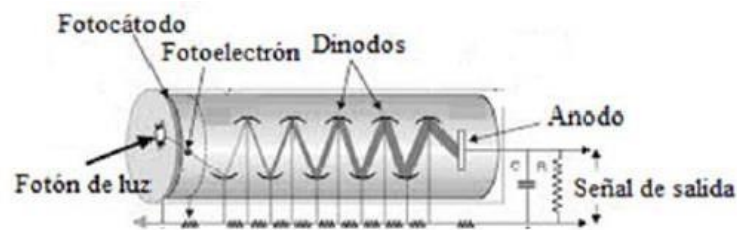


Ilustración 2-7 Esquema de un tubo fotomultiplicador

Fuente: (AÑE, 2014)

Los tubos FM se encuentran distribuidos uniformemente en toda el área del detector, cada uno de estos se encuentran identificados por coordenadas específicas dadas a su posición, permitiendo que, tras el proceso de generación de pulsos, facilite la identificación de emisión de cada uno de ellos (BUSHONG, 2010).

2.3.2.2.3 Analizador multicanal (AMC).

Los pulsos eléctricos generados por los fotomultiplicadores son interpretados como señales analógicas, el AMC del equipo permite realizar un mapa tridimensional como una base de datos de la distribución de estas, a través de una clasificación basada en intensidad (eje z) y posición (eje x; eje y).

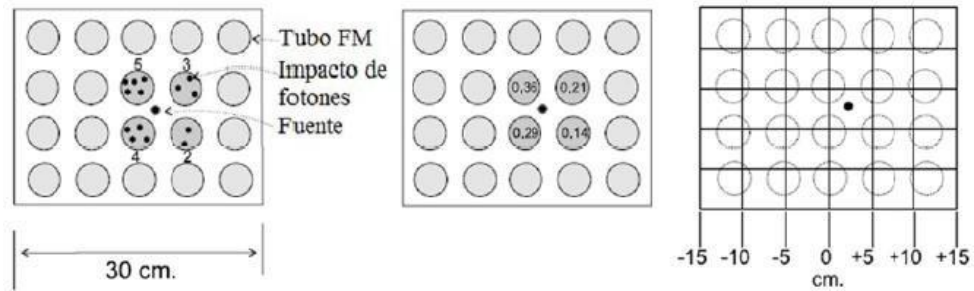


Ilustración 2-8 Plano de posicionamiento de los tubos fotomultiplicadores y captación de intensidad

Fuente: (AÑE, 2014)

Los datos de almacenamiento pueden ser visualizados como una matriz cuyo tamaño depende enteramente de la selección del usuario variando de esta manera la cantidad de píxeles que se generaran. Cada posición dentro de la matriz corresponde a un píxel dentro de la imagen y se le es asignada una única dirección compuesta por una fila y una columna. Posterior a este almacenamiento de datos el AMC usa la herramienta Analog-to-Digital Converter (ADC) para convertir esta señal analógica en una señal digital capaz de ser interpretada por los ordenadores (BUSHONG, 2010).

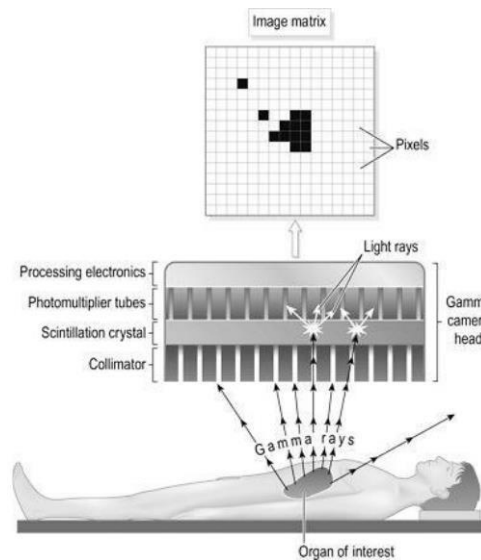


Ilustración 2-9 Esquema de procesamiento de pulsos registrados en una matriz.

Fuente: (IAEA, 2008).

2.3.2.3 Consola de control:

La consola de control es la encargada de interpretar las matrices de imágenes adquiridas y representarla como un modelo grafico esto lo realiza en dos pasos: análisis bidimensional y la reconstrucción tridimensional:

2.3.2.3.1 Análisis bidimensional

Este paso se centra en la identificación de los fotones captados a un nivel de intensidad específico, registrándolo en unidades de cuentas, este registro es acumulativo durante todo el tiempo de adquisición y seccionado para todas las intensidades.

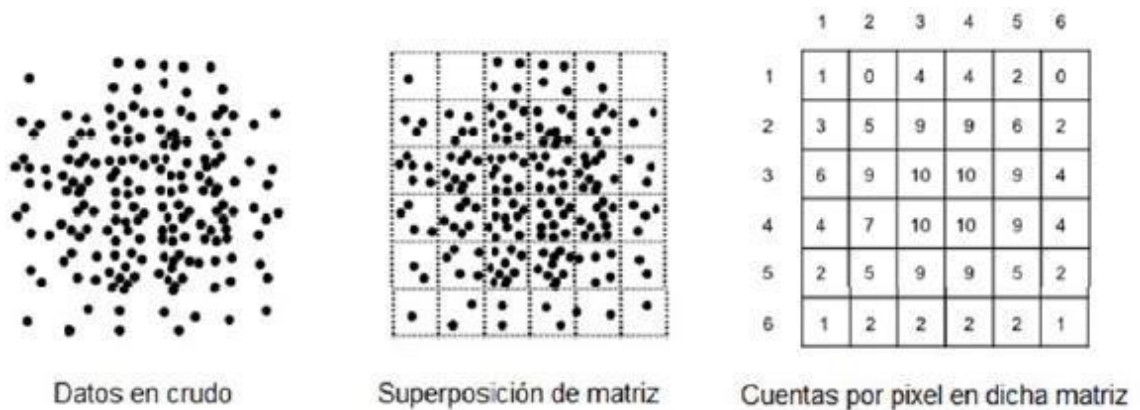


Ilustración 2-10 Generación de matrices bidimensionales de una adquisición.

Fuente: (AÑE, 2014).

El valor registrado de cuentas en cada uno de los píxeles es interpretado mediante una escala de grises (Presenta variaciones dados al modelo de equipo usado), se debe a un contraste asignado para cada valor de cuentas registrado.



Ilustración 2-11 Interpretación de cuentas mediante escala de grises.

Fuente: (AMOROCHO, y otros, 2000)

2.3.2.3.2 Reconstrucción tridimensional.

La reconstrucción de una imagen tridimensional radica en el acople lógico de todas las interpretaciones bidimensionales adquiridas en el desarrollo del estudio. Para ello se generan aperturas codificadas con el fin de proporcionar un correcto posicionamiento de los píxeles.

En este paso el sistema de la consola presenta un auto-corrector de contornos basándose en la correlación de imágenes, lo realiza con un análisis de píxel a píxel enfocándose enteramente en aquellos que presenta un límite con píxeles que no recopilaban información (AÑE, 2014).

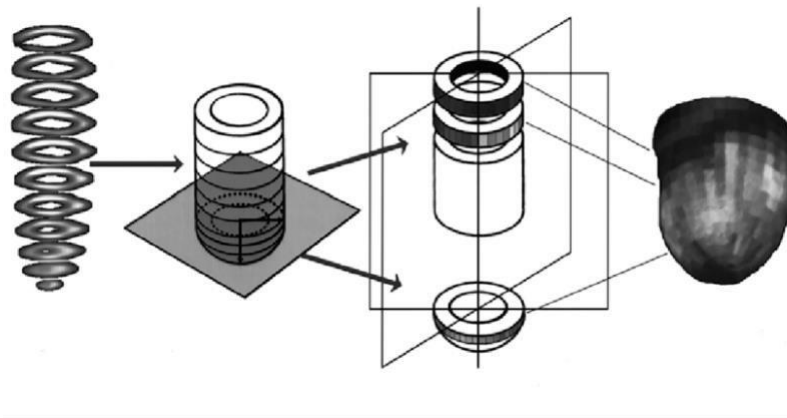


Ilustración 2-12 Esquema de reconstrucción de imagen tridimensional.

Fuente: (ILLANES, 2013).

2.3.3 Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT.

La fidelidad de la MN depende, en gran parte, del correcto funcionamiento de todos y cada uno de los sofisticados equipos que se utilizan en la medición de la actividad de los radiofármacos. En la actualidad todos los fabricantes de equipos de MN disponen de guías en las que se establecen las pruebas de calidad, su periodicidad, tolerancia y los accesorios necesarios para la realización de los controles a los equipos.

El establecimiento de programas institucionales de control de calidad de los equipos de medicina nuclear y su implementación a cargo de un físico médico es un requisito bien establecido en documentos internacionales, tales como las Normas Básicas de Seguridad del OIEA, AAPM y NEMA (OIEA, 2008).

2.3.3.1 Periodicidad.

Los controles de periodicidad se dividen en diaria, semanal, mensual y anual. Estos controles se realizan para garantizar que el equipo funcione correctamente y que los resultados de las imágenes sean precisos y consistentes.

- **Control de Calidad Diario:** Se realiza antes de comenzar las exploraciones clínicas para verificar la uniformidad del campo y la resolución espacial.
- **Control de Calidad Semanal:** Se función es verificar la estabilidad y la calibración del sistema. Esto puede incluir pruebas de uniformidad con fuentes de puntuales para evaluar la estabilidad a largo plazo del sistema, así como pruebas de resolución y alineación.
- **Control de Calidad Mensual:** Se realiza con el fin de verificar la alineación entre el SPECT y el CT, así como para verificar la precisión de la reconstrucción de las imágenes. Esto puede incluir pruebas de fantoma con diferentes configuraciones para evaluar la alineación y la precisión de la reconstrucción.
- **Control de Calidad Anual:** El Control de Calidad Anual es un procedimiento que implica una revisión exhaustiva del sistema para evaluar su estabilidad a largo plazo y detectar cualquier deterioro que haya ocurrido desde su implementación. Esto puede incluir pruebas con objetos simulados (fantomas) para evaluar la precisión de la calibración del sistema y su estabilidad a lo largo del tiempo. Además, se realiza una verificación dosimétrica para asegurar que los parámetros del tubo de rayos X (kilovoltaje y miliamperaje) estén dentro de los rangos esperados. Esta verificación se lleva a cabo utilizando una cámara de ionización, la cual debe coincidir en sus mediciones con lo que el equipo está censando.

Estos controles de calidad son fundamentales para garantizar la precisión y fiabilidad de las imágenes obtenidas con un equipo SPECT/CT, y ayudan a detectar cualquier problema o desviación en el rendimiento del sistema (AMOROCHO, y otros, 2000)

2.3.3.2 *Tolerancia.*

Los niveles de tolerancia en un QC se refieren a los límites aceptables de variación que se establecen para cada parámetro que se está evaluando. Estos niveles de tolerancia indican cuánto

puede desviarse un resultado antes de considerarse fuera de especificación y requerir acción correctiva.

Los niveles de tolerancia se establecen en función de la especificidad del equipo y del parámetro que se está evaluando, y pueden variar según las recomendaciones del fabricante, las normativas regulatorias (AÑE, 2014).

2.3.3.3 *Accesorios.*

Los accesorios de un QC son dispositivos o herramientas utilizadas para realizar pruebas específicas en equipos médicos, con el fin de evaluar su desempeño y garantizar la calidad de las imágenes producidas. Estos accesorios pueden incluir:

- **Fantomas:** Dispositivos con estructuras específicas con dos funciones esenciales: simular la anatomía humana o generar un soporte cuya geometría permita analizar fidelidad, se utilizan para realizar pruebas de resolución, uniformidad y alineación del equipo.
- **Fuentes radiactivas:** Su aplicación radica en controles de sensibilidad, uniformidad y resolución del sistema. Estas fuentes emiten radiación gamma y se pueden colocar en ubicaciones específicas o dentro de fantasmas para evaluar diferentes aspectos del rendimiento del equipo.
- **Patrones de calibración:** Son estándares de referencia utilizados para calibrar la sensibilidad y la precisión del sistema de detección del equipo.
- **Fuentes de contraste:** Se utilizan para evaluar la calidad de las imágenes producidas por el sistema de tomografía computarizada (CT) en términos de contraste y resolución (AMOROCHO, y otros, 2000).

2.4 **Protección radiológica.**

La protección radiológica es fundamental para garantizar la seguridad tanto de los pacientes como del personal médico y técnico. Para ello se implementan medidas rigurosas para minimizar la exposición a la radiación ionizante, como el uso de blindajes adecuados en las áreas de trabajo, la manipulación cuidadosa de material radiactivo y la optimización de las dosis de radiación

empleadas en los procedimientos tanto para los controles como en aquellos en los que se vean involucrados los pacientes (OIEA, 2008).

Como se mencionó en el inciso 2.1 la radiación que emiten los radioisótopos, es decir, alfa, beta, gamma, tienen un poder de penetración y esto es aprovechado en protección radiológica al momento de la construcción de las instalaciones que estén destinadas a trabajar con radioisótopos, por ejemplo, las partículas alfa pueden frenar con una simple hoja de papel.

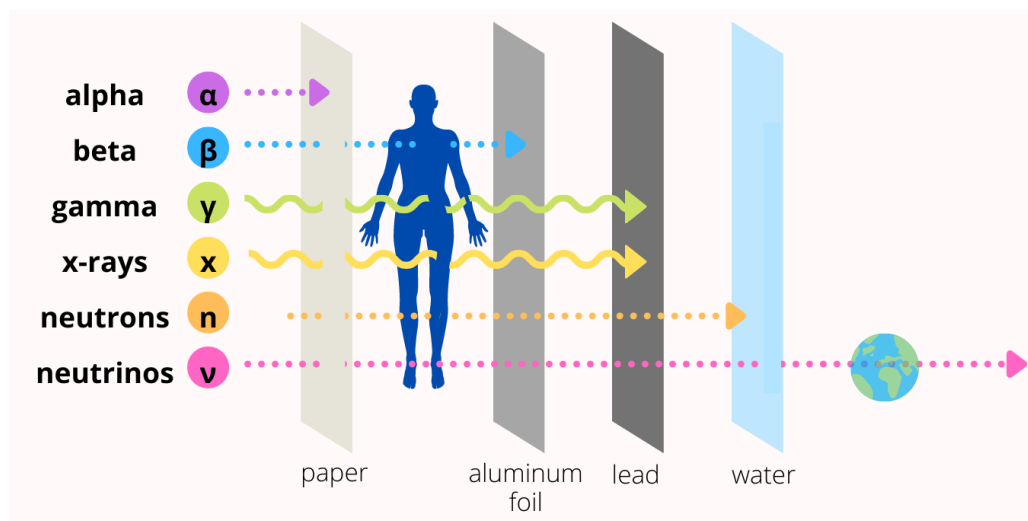


Ilustración 2-13 Esquema sobre los límites de penetración de cada uno de los tipos de radiación.

Fuente: (HELMENSTINE, 2023).

En el campo de la medicina nuclear el área de protección radiológica no solo está limitada a garantizar que los trabajadores y el público estén protegidos contra la exposición a través de blindajes en los espacios de trabajo, sino también incorporar el concepto de cultura de seguridad radiológica, es decir, tener en cuenta la percepción permanente de posible riesgo a partir de esto poder adoptar principios de la seguridad para garantizar la cultura de prevención, en materia de seguridad y salud en el trabajo.

Las recomendaciones internacionales de la IAEA mencionan que los servicios que trabajen con radiaciones deben calificar a su personal como personal ocupacionalmente expuesto (POE). Estos deben tener dosímetro de cuerpo completo y extremidad (manos) y que al mismo tiempo debe existir uno de dosis acumulada, estas recomendaciones se vuelven reglamentaciones obligatorias con variaciones dependiendo del país, en Ecuador actualmente la entidad encargada de la regulación de estos parámetros se encuentra a cargo de la Subsecretaría de Control y Aplicaciones Nucleares (SCAN).

La SCAN estipula en el Capítulo X del “REGISTRO OFICIAL CONSEJO SUPREMO DE GOBIERNO, REGLAMENTO DE SEGURIDAD RADIOLOGICA”, los límites de dosis en Ecuador, los mismo se encuentran establecidos en la tabla 2-2.

Tabla 2-2 registro de dosis máxima permitida según el órgano,

Órgano	Dosis Máxima Permitida
Cuerpo entero, gónadas, medula ósea	5 rem/año o 3 rem/trimestre
Hueso, piel, tiroides	30 rem/ año o 15 rem/trimestre
Manos, antebrazos, pies tobillos	75 rem/año o 40 rem/trimestre

Fuente: (SCAN, 2018)

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

De acuerdo con las recomendaciones de la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP), no se recomiendan límites de dosis ni restricciones de dosis para pacientes ya que los mismos pueden reducir la eficacia del diagnóstico y/o tratamiento. Si existe en la práctica clínica diagnóstica de MN, controles de calidad de equipamiento y calibraciones que permiten optimizar las dosis con una buena calidad de imagen. De igual manera en la práctica clínica de tratamiento existe la dosimetría pre-terapéutica donde se estima la dosis que realiza la ablación del tumor, pero también cuidando tejido circundante sano (OIEA, 2008).

Los físicos médicos juegan un papel crucial en ambas áreas, asegurándose de que se cumplan los estándares de protección radiológica y de que se realicen evaluaciones dosimétricas precisas y seguras.

2.4.1 Dosimetría.

Es sabido que en pacientes no existen límites de dosis ya sea para realizar un estudio diagnóstico o tratamiento, debido a que es evidente el beneficio que se obtiene con respecto a la salud de este al realizar estas prácticas. Sin embargo, existen guías internacionales (IAEA, EANM, SNM, FDA, etc) donde recomiendan la cantidad actividad que debe ser administrada para diferentes procedimientos de diagnóstico o tratamiento, teniendo en cuenta precauciones de seguridad y pautas de administración. Esto es fundamental en la protección radiológica, ya que permite asegurar la cantidad de radiación a la que se expone un individuo.

Entonces podemos definir a la dosimetría como la práctica de medir y cuantificar las actividades de radiación administrada, esto implica el uso equipo de imágenes híbridas para determinar las cuentas acumuladas en el organismo y su posterior conversión con el factor de calibración para determinar la actividad acumulada y por último estimar la dosis (SÁNCHEZ, 2021).

2.4.2 Dosimetría interna.

La dosimetría interna es una disciplina de la física médica que se ocupa de medir y calcular la cantidad de radiación absorbida por los tejidos y órganos del cuerpo humano debido a la presencia de radiación interna, como la proveniente de radiofármacos administrados con fines diagnósticos o terapéuticos (MIRD, 2016).

Para el desarrollo de estos cálculos se deben seccionar en las siguientes partes:

2.4.2.1 Dosis absorbida

La dosis absorbida (D) se define como la cantidad de energía depositada por unidad de masa en un material, misma que matemáticamente, se expresa como:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad \text{Ec (2-6)}$$

Donde:

- D Dosis absorbida
- dE Energía depositada
- dm Masa del material

La relación entre la dosis absorbida y la energía depositada puede variar dependiendo del tipo de radiación y del material irradiado (MIRD, 2016).

Para la radiación ionizante, la dosis absorbida se puede calcular a partir de la energía depositada, teniendo en cuenta ligeros cambios en su expresión matemática denotado por:

$$D = \int_0^x \mu(x)\rho(x)dx \quad \text{Ec (2-7)}$$

Donde:

$\mu(x)$ Coeficiente de absorción lineal en función de la distancia.

$\rho(x)$ Densidad del material en función de la distancia.

dx Elemento infinitesimal de distancia.

La integral nos permite identificar una sumatoria de las contribuciones de todos los elementos de volumen a lo largo de la trayectoria de la radiación. En la práctica, se utilizan métodos numéricos para aproximar esta integral y calcular la dosis absorbida en un punto específico del material (MIRD, 2016).

Cabe resaltar que la propagación de la radiación es inversamente proporcional a la distancia recorrida hasta el punto de análisis deseado y el medio en el que se propaga.

2.4.2.2 Tasa de dosis absorbida.

La tasa de dosis absorbida es una medida de la rapidez con la que la energía de radiación es absorbida por un material. Se define como la cantidad de energía depositada por unidad de masa en un punto específico se puede calcular como (MIRD, 2016):

$$D = \frac{A}{m} \bar{E} \quad \text{Ec (2-8)}$$

Donde:

D Tasa de dosis absorbida.

\bar{E} Energía promedio por transición

m Masa del material.

A Actividad

Considerando que la mayoría de los radioisótopos decae con distintos tipos de radiación (partículas y fotones), y cada tipo tiene su rendimiento, D se expresa como:

$$D = \frac{A}{m} \sum_i n_i \bar{E}_i \quad \text{Ec (2-9)}$$

Considerando:

n Rendimiento de emisión.

\bar{E}_i Energía promedio de emisión

i Tipo de emisión.

Dentro de la dosimetría interna se aplica un factor de conversión para la obtención de unidades preferidas denotado por k .

$$D = k \frac{A}{m} \sum n_i \bar{E}_i \quad \text{Ec (2-10)}$$

Esto se lo implementa para poder expresar la D en términos de energía promedio Δ . Donde consideraremos $D = \text{Gy/seg}$ $A = \text{Bq}$, $m = \text{kg}$ $E = \text{MeV}$ y $k = 1.6 \times 10^{-13} \text{ J/MeV}$.

$$D (\text{Gy/seg}) = 1.6 \times 10^{-13} \frac{A}{m} \sum n_i \bar{E}_i \quad \text{Ec (2-11)}$$

Agrupando el factor de conversión y la energía podremos obtener unidades de:

$$\Delta = \sum_i \Delta_i \left(\frac{\text{Gy kg}}{\text{Bq seg}} \right) = 1.6 \times 10^{-13} \frac{A}{m} \sum n_i \bar{E}_i \quad \text{Ec (2-12)}$$

Tras realizar una conversión de unidades podemos expresar la D como:

$$D = \frac{A}{m} \sum_i \Delta_i \quad \text{Ec (2-13)}$$

2.4.2.3 Fracción absorbida.

La fracción absorbida se refiere a la proporción de la actividad total de un radiofármaco que se acumula en un tejido u órgano específico en comparación con la actividad total administrada al paciente. Esta fracción es importante porque determina la cantidad de radiación absorbida por el tejido u órgano de interés y, por lo tanto, su contribución a la dosis total recibida por el paciente.

En el cuerpo humano los órganos tienen dimensiones tales que una importante fracción de los fotones emitidos puede escapar sin dejar su energía en el tejido, sin embargo, también existe la posibilidad de que el radiofármaco depositado, pueda absorberse por partes en los órganos aledaños, por esto es necesario introducir otro factor que considere la fracción de la energía emitida por la fuente que es absorbida por en el órgano blanco (MIRD, 2016).

$$\text{Fracción absorbida} = \varphi = \frac{E_{\text{Absorbida}}}{E_{\text{Emitida}}} \quad \text{Ec (2-14)}$$

Si consideramos un órgano blanco de estudio denotado por “T” y un radiofármaco fuente denotado por “S”, podremos considerar la siguiente expresión.

$$D(T \leftarrow S) = \frac{A_s}{m_T} \sum_i \Delta_i \varphi_i(T \leftarrow S) \quad \text{Ec (2-15)}$$

En el área de la medicina nuclear un estudio puede incluir incluso la suministración de varios radiofármacos, para este caso específico la expresión obtendrá la siguiente forma:

$$D(T \leftarrow S) = \sum_S \frac{A_s}{m_T} \sum_i \Delta_i \varphi_i(T \leftarrow S) \quad \text{Ec (2-16)}$$

Esta última expresión se ve reducida, al interpretarla como una fracción específica absorbida dados a una sección de masa que se representa como:

$$\Phi_i(T \leftarrow S) = \frac{\varphi_i(T \leftarrow S)}{m_T} \quad \text{Ec (2-17)}$$

Resultando finalmente en:

$$D = \sum_S A_s \sum_i \Delta_i \Phi_i(T \leftarrow S) \quad \text{Ec (2-18)}$$

2.4.2.4 Factor “S”

El factor “S” es el coeficiente de dosis absorbida por unidad de actividad en un órgano o tejido específico. Este factor se utiliza para convertir la actividad administrada de un radiofármaco en la dosis absorbida (MIRD, 2016).

Para un establecido radioisótopo y una combinación espacial de fuente y blanco en un modelo matemático particular, $\sum_i \Delta_i \Phi_i(T \leftarrow S)$ es considerado un valor constante, por lo que en la actualidad existen tabulaciones para diferentes radioisótopo y combinaciones de fuente y blanco para el hombre de referencia (MIRD, 2016).

Su Expresión viene dada por:

$$S(T \leftarrow S) = \sum_i \Delta_i \Phi_i(T \leftarrow S) \quad \text{Ec (2-19)}$$

Y su implementación en el cálculo de D se denota como:

$$D = \sum_S A_S S(T \leftarrow S) \quad \text{Ec (2-20)}$$

Estos valores tabulados se los puede encontrar en softwares establecidos por el OIEA como los son el OLINDA y el DOSE. Estos programas emplean métodos matemáticos, incluido el método de Monte Carlo y para poder estimar el factor S estos softwares consideran la actividad administrada, el isótopo empleado y el fármaco utilizado para marcar el isótopo. Además, estos programas incorporan modelos compartimentales del cuerpo humano específicos para cada fármaco, lo que permite predecir la distribución de la radiación en el cuerpo y garantizar la seguridad y eficacia de los procedimientos médicos en medicina nuclear (MIRD, 2016).

2.4.3 *Tiempo de Residencia.*

El tiempo de residencia en medicina nuclear se refiere al período de tiempo durante el cual un radiofármaco permanece en el cuerpo después de su administración. Este concepto es fundamental en la dosimetría interna y en la evaluación de la distribución de la radiación en los tejidos y órganos del paciente (ILLANES, 2013).

El tiempo de residencia puede variar dependiendo del radiofármaco utilizado, su metabolismo en el cuerpo y el órgano o tejido específico que se está examinando. Por ejemplo, algunos radiofármacos tienen una rápida eliminación del cuerpo, mientras que otros pueden permanecer durante un período de tiempo más prolongado (TORTORA, y otros, 2013).

Comprender el tiempo de residencia es importante para calcular la dosis absorbida en los diferentes órganos y tejidos, así como para determinar el momento óptimo para realizar imágenes diagnósticas o terapias en medicina nuclear. Además, este parámetro también es crucial para garantizar la seguridad del paciente y minimizar la exposición a la radiación tanto para el paciente como para el personal médico (ILLANES, 2013).

Para el cálculo del tiempo de residencia, se considera la actividad promedio usada en el cálculo de la tasa de dosis.

$$D = \sum_S A_S S(T \leftarrow S) \quad \text{Ec (2-21)}$$

La expresión de la actividad mediante integrales viene representada por:

$$A = \int_0^{\infty} A(t) dt \quad \text{Ec (2-22)}$$

En el campo de la medicina nuclear, la actividad de un radiofármaco implementado en tratamiento está dado por el decaimiento efectivo que es la suma del decaimiento tiempo físico y el decaimiento biológico, y viene dado por la siguiente expresión:

$$\lambda_{ef} = \lambda_b + \lambda_f \quad \text{Ec (2-23)}$$

Siendo:

λ_{ef} Decaimiento efectivo/real del radiofármaco en el cuerpo

λ_b Decaimiento biológico del radiofármaco

λ_f Decaimiento físico del radiofármaco

- **Decaimiento físico:**

El decaimiento físico se refiere a la disminución de la actividad radiactiva de un radiofármaco debido a la desintegración radiactiva de los átomos, este tipo de decaimiento físico sigue una cinética exponencial, lo que significa que la actividad del radiofármaco disminuye con el tiempo de acuerdo con la ley de decaimiento radiactivo (MIRD, 2016), se lo puede calcular mediante la Ec 2-24.

$$\lambda_f = \frac{\ln(2)}{t_{1/2}} \quad \text{Ec (2-24)}$$

Donde:

λ_f Decaimiento físico

$t_{1/2}$ Vida media del radioisótopo.

La importancia de conocer este decaimiento para los físicos se evidencia en el cálculo de estimaciones de fuentes radioactivas abiertas, mismos que se lo realiza con la Ec 2-25.

$$A(t) = A_0 e^{-\lambda_f t} \quad \text{Ec (2-25)}$$

- **Decaimiento biológico:**

El decaimiento biológico se refiere al proceso por el cual la actividad radiactiva del radiofármaco disminuye con el tiempo debido a la eliminación mediante secreciones (orina, sudor, heces, etc), este valor presenta grandes variaciones en función del metabolismo del paciente (MIRD, 2016), este tipo de decaimiento se lo puede estimar mediante la Ec 2-26.

$$\lambda_b = \frac{\ln(A_2) - \ln(A_1)}{t_2 - t_1} \quad \text{Ec (2-26)}$$

Donde:

λ_b Decaimiento biológico

A_1 Actividad inicial detectada

A_2 Actividad posterior a la inicial

t_1 Tiempo del primer registro de actividad

t_2 Tiempo del segundo registro de actividad

Una vez estimado el valor del decaimiento biológico en un estudio, se puede estimar la actividad de un radiofármaco dentro de un paciente a un tiempo deseado con el uso de la expresión escrita en la Ec 2-27 o Ec 2-28.

$$A(t) = A_0 e^{-(\lambda_b + \lambda_f)t} \quad \text{Ec (2-27)}$$

$$A(t) = A_0 e^{-(\lambda_{ef})t} \quad \text{Ec (2-28)}$$

En el caso particular de los radiofármacos, el decaimiento físico es generalmente mucho menor que el decaimiento biológico, de manera que $\lambda_{ef} \cong \lambda_f$, por lo que en base a ello la resolución de la integral de la actividad vendrá denotada como:

$$A = \int_0^{\infty} A(t) dt = \frac{A_0}{\lambda_b + \lambda_f} (1 - e^{-(\lambda_b + \lambda_f)t}) \quad \text{Ec (2-29)}$$

Y el tiempo de residencia establecido para el blanco de estudio vendrá comprendido por la A entre la A_0 suministrada.

$$\tau = \frac{A}{A_0} \quad \text{Ec (2-30 A)}$$

Que en consecuencia se obtendrá el τ presente en el órgano si se lo expresa de la siguiente manera

$$\tau_{LIMIT} = \frac{A_1 \times e^{-(\lambda_b)t} + A_1 \times e^{-(\lambda_f)t}}{\lambda_f} \quad \text{Ec (2-30 B)}$$

2.5 Metodología Medical Internal Radiation Dose (MIRD).

La metodología MIRD se estableció gracias a la Sociedad de Medicina Nuclear en 1960 para asistir a la comunidad médica en las estimaciones de dosis a órganos y tejidos dados a la implementación de radiofármacos de uso clínico. Esta metodología proporciona una base para evaluar los riesgos asociados con la exposición a la radiación y para optimizar los procedimientos clínicos en medicina nuclear (MIRD, 2016).

La Metodología MIRD se basa en modelos matemáticos que describen la distribución, el metabolismo y la eliminación de los radiofármacos en el cuerpo humano. Estos modelos consideran factores como el tiempo de residencia del radiofármaco en cada órgano, las propiedades radiológicas del radioisótopo y la actividad administrada.

Los cálculos dosimétricos ayudan a evaluar la eficacia y seguridad de los procedimientos de medicina nuclear y a optimizar la planificación de la terapia con radiofármacos. Además, esta

metodología se utiliza en la investigación y el desarrollo de nuevos radiofármacos, así como en la regulación de la radioprotección en medicina nuclear (MIRD, 2016).

Los cálculos realizados en la metodología MIRD para la cuantificación de la dosis absorbida en la región de interés, se basa en una serie de correcciones y parámetros a considerar dados a los valores obtenidos en crudo por los distintos equipos y los radiofármacos usados.

La estimación del equipo SPECT/CT es un requisito para la dosimetría interna. Por lo tanto, se deben conocer los factores de calibración (FC) del sistema para cada radioisótopo que deseamos trabajar.

Para el caso específico del ^{177}Lu , se ha encontrado que la dispersión y atenuación son marcadas principalmente para los fotones de 208 keV, dados a su mayor probabilidad de existencia siendo esta de 10,36%, permitiendo de esta manera obtener un mejor registro de cuentas, volviéndolo adecuado para las prácticas clínicas y calibraciones (MIRD, 2016).

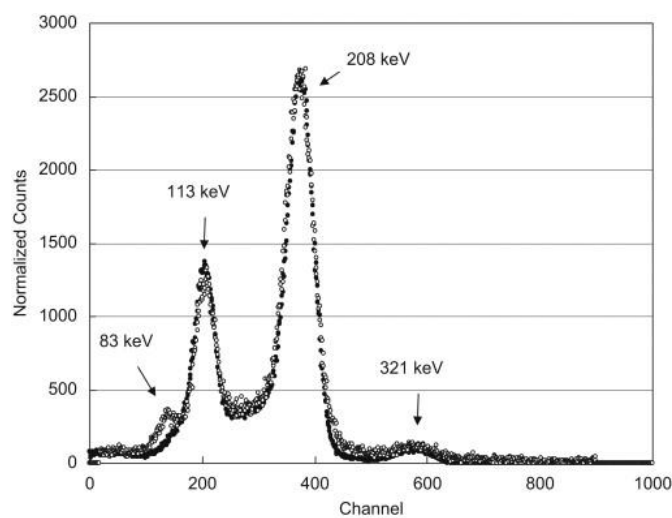


Ilustración 2-14: Espectro de cuentas normalizadas vs canal de energía del radioisótopo ^{177}Lu .

Fuente: (DIAS, y otros, 2010)

Es importante realizar una buena cuantificación ya que la existencia de imprecisiones puede resultar en reducción de la eficacia o incremento en la incidencia de los efectos adversos. La atenuación y la dispersión de fotones degradan la calidad de la imagen, y la precisión de la actividad estimada, varía con el tamaño del objeto analizado debido a limitaciones de la resolución espacial, el tiempo muerto y los efectos de volumen parcial.

2.5.1 Factor de calibración (FC).

El FC, es un parámetro utilizado para convertir la actividad medida en un detector externo (como un contador de radioactividad) en la actividad presente en un órgano o tejido específico del cuerpo humano. Este factor es crucial para estimar la dosis absorbida en ese órgano o tejido y, por lo tanto, para evaluar los efectos de la radiación en la salud. Este depende de varias variables incluyendo la geometría del detector, la distribución de la actividad en el cuerpo, la energía y tipo de radiación emitida por el radiofármaco, y la composición del tejido u órgano de interés.

Este FC se calcula utilizando fuentes conocidas de actividad radiactiva, como calibradores de dosis o fuentes de actividad conocida. Por lo general, se realiza una calibración específica para cada radiofármaco, para el equipo y cada tamaño de matriz seleccionado en los protocolos de adquisición. Durante la calibración, se determina cómo las unidades de cuenta registradas por el equipo se relacionan con la actividad real presente en el paciente o en una fuente testigo (MIRD, 2016).

El FC de un equipo SPECT/CT es un parámetro crucial utilizado para convertir las unidades de cuenta (counts) registradas por el equipo en unidades de actividad cuantitativas, como milicurie (mCi) o megabecquerels (MBq).

La ecuación denotada para obtener el FC de un equipo SPECT/CT de imágenes planares viene expresada como:

$$FC = \frac{\sqrt{MG_I}}{A_{ph} \cdot t} \quad \text{Ec (2-31)}$$

Siendo:

FC Factor de calibración específico para un radioisótopo y equipo.

MG_I Media geométrica de las cuentas registradas de cada detector.

A_{ph} Actividad de la fuente.

t Tiempo de adquisición

Para el uso de esta ecuación se deben realizar correcciones a los datos obtenidos, puestos a que estos pierden mucha información en el transcurso de una adquisición volviéndolos imprecisos y desembocando en un FC poco preciso.

Entre las recomendaciones de la metodología MIRD hallaremos que las correcciones que brindan un valor preciso del FC son los valores del tiempo muerto, volumen parcial, atenuación y resolución espacial.

2.5.1.1 Tiempo Muerto.

En un sistema SPECT/CT, el tiempo muerto es un concepto que afecta la eficiencia de detección de fotones gamma, es decir cuando un fotón gamma interactúa con el detector, produce una señal eléctrica que es registrada y convertida en una señal, después de cada registro, los fotomultiplicadores necesitan un corto intervalo de tiempo para recuperarse antes de poder registrar otra nuevamente., durante este tiempo de recuperación, el detector está "muerto" y no puede registrar nuevas señales, ocasionando pérdida de información.

El tiempo muerto se expresa como una fracción del tiempo total. Por ejemplo, un tiempo muerto de "X%" significa que el detector está inactivo durante el "X%" del tiempo total. Cuanto menor sea el tiempo muerto, mayor será la eficiencia de detección del sistema y mejor será la calidad de imagen que se pueda obtener.

Para corregir el tiempo muerto, se puede utilizar una corrección basada en la ecuación de paralización, que tiene en cuenta el tiempo muerto y la tasa de conteo corregida (ZALAZAR, y otros, 2021).

La ecuación se expresa de la siguiente manera:

$$R_{coregida} = \frac{K_{obsevada}}{1 - R_{obsevada} \cdot \tau} \quad \text{Ec (2-32)}$$

Donde:

$R_{coregida}$ Tasa de cuentas corregida

$R_{obsevada}$ Tasa de cuentas observada

τ Tiempo muerto fraccional.

Los fabricantes de sistemas SPECT/CT utilizan diversas técnicas para minimizar el tiempo muerto, como el uso de fotomultiplicadores de alta velocidad, electrónica de lectura rápida y algoritmos de corrección de tiempo muerto. Estas técnicas ayudan a garantizar que el sistema

pueda capturar la mayor cantidad posible de eventos gamma, lo que resulta en imágenes de mejor calidad y una mayor precisión en la cuantificación de la radiación (IAEA, 2008).

2.5.1.2 *Volumen parcial.*

El error de volumen parcial es un fenómeno en el que la resolución limitada de la imagen causa que las estructuras pequeñas aparezcan difuminadas o menos definidas de lo que realmente son. Este fenómeno es relevante en imágenes de objetos pequeños o características detalladas, donde la señal emitida se mezcla con las señales de fondo, dando la impresión de que la actividad se extiende fuera de su ubicación real y puede afectar la precisión cuantitativa de las imágenes.

Corregir el error de volumen parcial en imágenes SPECT puede ser complejo y generalmente requiere técnicas avanzadas de procesamiento de imágenes, software o simulaciones. Una de las formas de abordar este problema es mediante el uso de correcciones basadas en el tamaño y la forma de las estructuras. Una ecuación comúnmente utilizada para corregir el error de volumen parcial en SPECT es la siguiente (SPITZ, y otros, 2023):

$$C_{\text{corregida}}(x, y, z) = \frac{C_{\text{medido}}(x, y, z)}{R(x, y, z)} \quad \text{Ec (2-33)}$$

Siendo:

$C_{\text{corregida}}(x, y, z)$	Concentración de actividad corregida en la posición
$C_{\text{medido}}(x, y, z)$	Concentración de actividad medida en la posición
$R(x, y, z)$	Factor de recuperación de la actividad

El factor $R(x, y, z)$ puede ser determinado empíricamente o mediante simulaciones y representa cómo la actividad se distribuiría en la imagen si no hubiera error de volumen parcial. Esta corrección puede ayudar a mejorar la cuantificación de la actividad en regiones pequeñas o detalladas en la imagen SPECT, reduciendo así el efecto del error de volumen parcial.

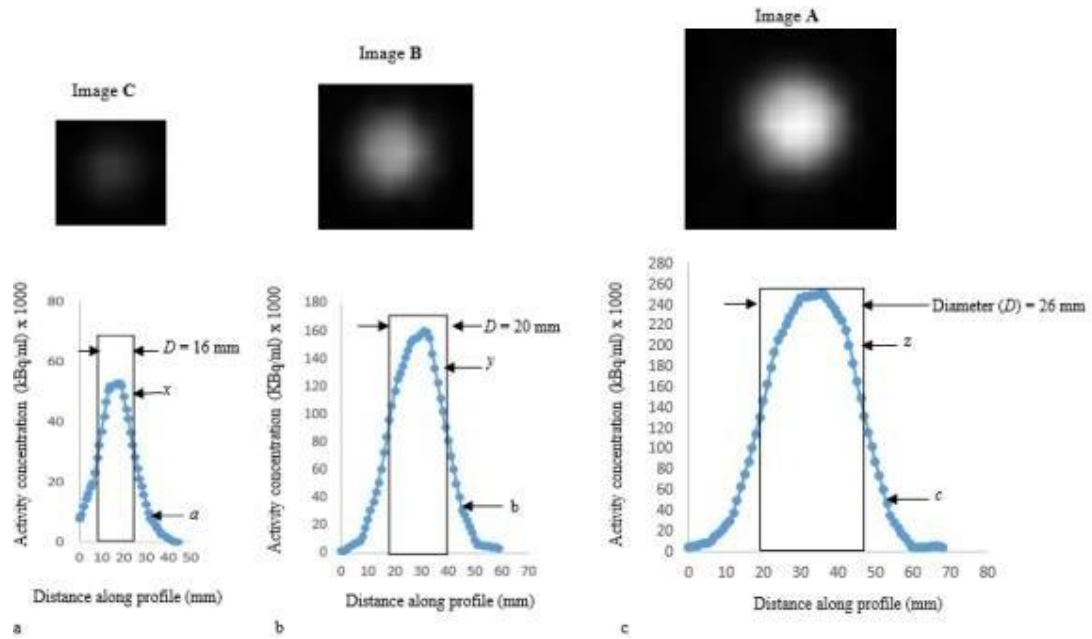


Ilustración 2-15: Muestra de las imágenes planares de las esferas A, B y C. Las imágenes aparecen borrosas debido a la dispersión de recuentos de imágenes a los píxeles de imagen vecinos. Este fenómeno se llama efecto de volumen parcial, en este caso de estudio se manifestó como derrame.

Fuente: (NYATHI, y otros, 2016)

2.5.1.3 Atenuación.

La atenuación es la disminución en la intensidad de los fotones gamma debido a la absorción y dispersión por los tejidos a través de los cuales viajan. Este fenómeno afecta la calidad de las imágenes al reducir la cantidad de fotones gamma que llegan al detector, lo que puede resultar en imágenes con artefactos y una menor resolución (TORTORA, y otros, 2013).

En un sistema SPECT/CT, la atenuación se corrige mediante la adquisición de una imagen de atenuación utilizando la tomografía computarizada (CT) del mismo paciente.

La imagen de CT proporciona información detallada sobre la densidad de los tejidos a lo largo de la trayectoria de los fotones gamma, lo que permite estimar cuántos fotones gamma se han atenuado y corregir la imagen SPECT en consecuencia.

La corrección de atenuación en SPECT/CT es crucial para obtener imágenes precisas y de alta calidad, especialmente en áreas donde la atenuación de los fotones gamma es significativa, como

en tejidos densos como el hueso. La combinación de SPECT y CT en un solo sistema permite una corrección más precisa de la atenuación y mejora la precisión cuantitativa de las imágenes SPECT.

2.5.1.4 Resolución Espacial

La resolución espacial en imágenes se define como la cantidad de detalle que puede representar en términos de cantidad de píxeles por unidad de longitud, mayor resolución espacial significa más detalle y claridad en la imagen, mientras que una resolución baja puede resultar imágenes borrosas o menos detalladas. La resolución espacial puede verse afectada por varios factores, incluyendo la geometría del sistema de detección, la dispersión de los fotones gamma, el grosor de los detectores, y la forma en que se reconstruye la imagen (AMOROCHO, y otros, 2000).

La resolución espacial en SPECT/CT es la capacidad del sistema para distinguir entre dos puntos cercanos de actividad radiactiva. Cuanto menor sea la resolución espacial, mayor será la tendencia a que los objetos aparezcan más grandes o difuminados de lo que realmente son en la imagen.

Para corregir el error de resolución espacial en SPECT/CT, se pueden utilizar técnicas de reconstrucción avanzadas, como la reconstrucción iterativa, que tienen en cuenta la resolución espacial inherente del sistema o métodos matemáticos como lo son el de Triple Windows Energy (TWE), Dual Energy Window (DEW), Wide Energy Window (WEW) y Narrow Energy Window (NEW).

2.5.1.4.1 Triple Windows Energy (TWE)

El método de TWE es una técnica utilizada para corregir los efectos de la dispersión y la atenuación de los fotones gamma durante la adquisición de imágenes.

Durante un escaneo SPECT, los fotones gamma emitidos por el radiofármaco pueden dispersarse antes de llegar al detector, causando distorsiones en las imágenes y afectar la precisión de la cuantificación de la actividad radiactiva en el cuerpo (BUSHONG, 2010).

El método utiliza tres ventanas energéticas diferentes para seleccionar los fotones gamma que provienen de la desintegración del radiofármaco, mientras se excluyen los fotones dispersados y los fotones de alta energía que podrían haber sido atenuados significativamente. Las tres ventanas energéticas son:

- **Ventana de fotones principales:** Esta ventana se centra en la energía de los fotones gamma emitidos por el radiofármaco. Los fotones dentro de esta ventana se consideran verdaderos eventos de emisión.
- **Ventana de dispersión baja y alta:** Esta ventana se coloca por anterior y posterior de la ventana principal y se utiliza para detectar fotones que han sufrido dispersión baja y alta. Estos fotones se consideran de dispersión y se utilizan para corregir la imagen.

Para el desarrollo de este método de se debe crear una ventana con un ancho del 20% para la ventana que capture los fotones del fotópico de interés y dos ventanas adyacentes a esta con un ancho de $\pm 10\%$ con el fin de capturar la dispersión del fotópico.

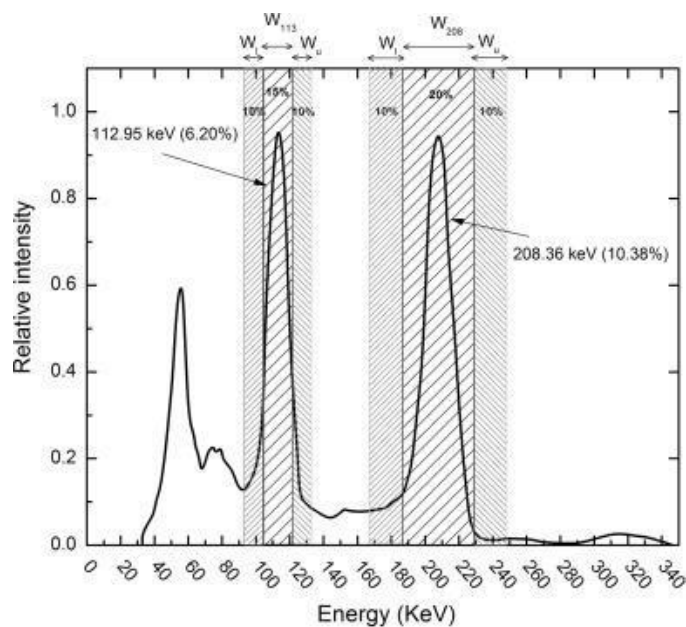


Ilustración 2-16 Espectro del ¹⁷⁷Lu evidenciando las posiciones que tomaran las ventanas en la corrección de cuentas de los fotópicos de 113 keV y 208 keV.

Fuente: (BUSHONG, 2010).

La ecuación viene denotada por:

$$C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{C^{-10\%FP}}{V^{-10\%FP}} + \frac{C^{+10\%FP}}{V^{+10\%FP}} \right) \cdot \frac{V^{FP}}{2} \quad \text{Ec (2-34)}$$

Siendo:

$C_{Scatter}^{FP}$	Cuentas de dispersión detectadas
$C^{-10\%FP}$	Cuentas detectadas en la ventana inferior
$C^{+10\%FP}$	Cuentas detectadas en la ventana superior
$V^{-10\%FP}$	Ancho de ventana inferior
$V^{+10\%FP}$	Ancho de ventana superior
V^{FP}	Ancho de ventana del fotópico.

Finalmente deberemos restarle este valor obtenido de $C_{Scatter}^{FP}$ al valor de cuentas registrados por el equipo mediante una ROI y tendremos un valor real de cuentas de la sección de la imagen de estudio, viene denotado por:

$$C_{corr\ TWE} = C_{detectadas} - C_{Scatter}^{FP} \quad \text{Ec (2-35)}$$

Siendo:

$C_{corr\ TWE}$ Cuentas corregidas por método de TWE

Esta corrección debes realizarse para cada detector del que disponga el equipo y tras utilizar la corrección de TWE, se deberá realizar una corrección de cuentas por Píxel esto varía en función del parámetro que se establezca en la adquisición de la imagen y de las especificaciones del equipo.

2.5.1.4.2 Corrección por Píxel

La corrección de cuentas por píxel consiste en obtener un valor promedio denotado por la cantidad de pixeles existentes en la ROI de interés y de la cantidad de cuentas máximas registradas por píxel, generando de esta manera una cantidad de cuentas uniformes en función de la cantidad de pixeles (MIRD, 2016).

Para ello se necesitará identificar la cantidad de pixeles existentes en el ROI interés de la siguiente manea

$$n_{pixel} = \frac{A_{ROI}}{A_{Pixel}} \quad \text{Ec (2-36)}$$

Siendo:

n_{pixel} Numero de pixeles

A_{Roi} Area de ROI.

A_{Pixel} Area de Píxel

Posterior a esto deberemos realizar una ROI donde el usuario considere existe un mayor contraste de imagen y por ende un mayor registro de cuentas perteneciente al área de interés, para obtener un valor de cuentas máximas por píxel, denotado por la siguiente ecuación.

$$C_{maxPixel} = \frac{C_{max reg.ROI}}{n_{pixel}} \quad \text{Ec (2-37)}$$

Siendo:

$C_{maxPixel}$ Cuentas máximas por píxel

$C_{max reg.ROI}$ Cuentas máximas en ROI

Finalmente hallaremos el valor corregido de cuentas, multiplicando la cantidad de pixeles presentes en la ROI que demarca toda el área de interés por las cuentas máximas por píxel.

$$C_{corrPixel} = n_{pixel} \cdot C_{maxPixel} \quad \text{Ec (2-38)}$$

Siendo:

$C_{corrPixel}$ Cuentas corregidas por píxel

Este procedimiento se debe aplicar tanto a la región que se desea analizar como al fondo de la misa y así al culminar las correcciones por resolución espacial, obtendremos un valor fiable para hallar la MG usada en la Ec 2-26

El valor de la media geométrica viene expresado por la Ec 2-34

$$MG = \sqrt{\left(\frac{C^1_{iR} - C^1_{iF}}{t_{adquisición}} \right) \cdot \left(\frac{C^2_{iR} - C^2_{iF}}{t_{adquisición}} \right)} \quad \text{Ec (2-39)}$$

Siendo:

$C_{Roi R}^1$	Cuentas corregidas reales de la ROI en el área de interés del detector 1
$C_{Roi F}^1$	Cuentas corregidas reales de la ROI en el área de fondo del detector 1
$C_{Roi R}^2$	Cuentas corregidas reales de la ROI en el área de interés del detector 2
$C_{Roi F}^2$	Cuentas corregidas reales de la ROI en el área de fondo del detector 2
$t_{adquisición}$	Tiempo de adquisición del barrido

2.5.2 *Dosimetría personalizada.*

La dosimetría personalizada es un enfoque que se centra en la administración de dosis de radiación específicas para cada paciente, en lugar de aplicar dosis estandarizadas, la misma utiliza información detallada sobre la anatomía y la fisiología del paciente, así como sobre la distribución de la lesión, para diseñar un plan de tratamiento que maximice la dosis en el área objetivo mientras se minimiza la dosis en los tejidos sanos circundantes. Para lograr este objetivo, se utilizan técnicas avanzadas de imágenes médicas moleculares con el propósito de obtener una representación detallada del área a tratar, estas imágenes se utilizan para delimitar las estructuras anatómicas relevantes (MIRD, 2016).

En el contexto de la medicina nuclear, la dosimetría personalizada en SPECT/CT se refiere al proceso de calcular la dosis de radiación absorbida por los tejidos del paciente durante un estudio. El SPECT proporciona información funcional al detectar la distribución tridimensional de un radiofármaco dentro del cuerpo del paciente, mientras que la CT proporciona información anatómica detallada. Al combinar ambas modalidades en un solo estudio, se puede obtener una imagen más precisa y detallada de la distribución del radiofármaco en relación con las estructuras anatómicas del paciente.

La dosimetría personalizada en SPECT/CT permite calcular la dosis de radiación absorbida por los tejidos específicos del paciente, lo que ayuda a optimizar el tratamiento y minimizar los efectos secundarios.

Para llevar a cabo la dosimetría personalizada en SPECT/CT, se debe conocer con antelación el factor de calibración (ver inciso 2.5.1) del isótopo que se quiera realizar la dosimetría, este factor permitirá cuantificar la fracción de radiofármaco retenido en alguna parte del cuerpo pasando de valor de cuentas (ver sección 2.5.2.1.1) a la unidad de MBq que es la unidad del sistema internacional que mide la actividad radiactiva.

Con lo explicado anteriormente y con el uso de software especializados que tienen en cuenta la actividad administrada del radiofármaco, la distribución tridimensional en el cuerpo del paciente y los coeficientes de dosis específicos del tejido se podrá estimar la dosis absorbida en las diferentes ubicaciones en las que se pueda presentar una lesión. Estos cálculos pueden ayudar a los médicos a personalizar el tratamiento y a ajustar las dosis según las necesidades individuales del paciente.

.

El procedimiento para realizar una dosimetría personalizada puede variar dependiendo del tipo de tratamiento y de los equipos disponibles en cada centro de salud (MIRD, 2016).

2.6 Software MIRDCalc

El software MIRDCalc actualmente es una herramienta indispensable en el campo de la medicina nuclear, especialmente por su uso en el cálculo preciso de dosis absorbida y dosis efectiva en pacientes sometidos a tratamientos con radioisótopos, este software es desarrollado sobre los fundamentos de la dosimetría interna, según la metodología establecida por el MIRD, este ofrece una plataforma robusta y confiable para planificar y administrar de forma segura estos tratamientos.

CAPÍTULO III

3. MARCO METODOLOGICO

El desarrollo de la parte experimental del presente trabajo se encuentra seccionado en tres partes esenciales:

- Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT
- Estimación del factor de calibración (FC)
- Estimación de la dosis absorbida.

3.1 Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT

Para demostrar que las estimaciones de dosis absorbidas son las correctas todos los equipos involucrados en el proceso tienen que estar controlados y calibrados. Por esta razón, los QC del equipo SPECT/CT deben estar verificados y pasar satisfactoriamente los controles realizados, en tal caso de no pasar las verificaciones, este deberá ser calibrado cuanto antes por el equipo de ingenieros de campo que poseen las diferentes marcas de equipos híbrido.

El equipo híbrido de SPECT/CT con que se trabajara en la presente tesis será de la marca Siemens modelo Symbia Intevo Excel, el fabricante detalla que deberán realizarse 3 controles de calidad para asegurar que el equipo esté en condiciones para trabajar y son: Uniformidad Intrínseca, Centro de rotación y Corregistración.

Estos son suministrados por el propio distribuidor del equipo, en este caso se seguirán las instrucciones del manual “*Symbia Series Intevo 16/6/2 e Intevo Excel*” (SIEMENS, 2016).

En la totalidad de protocolos que se desarrollaran se usó como fuente el radioisótopo de Tecnecio-99 metaestable (^{99m}Tc).

3.1.1 Uniformidad Intrínseca.

La uniformidad intrínseca (UI) es uno de los QC más importantes dentro de un servicio de medicina nuclear (MN), ya que es el que garantiza una respuesta homogénea del detector y permite una buena adquisición de la imagen y su correcta traducción diagnóstica.

En la verificación de (UI) se empleó una fuente puntual con el fin de comprobar el rendimiento corregido de los detectores.

El procedimiento que se siguió consta de los siguientes pasos:

1. Se registro un nuevo paciente en la consola del equipo bajo el nombre de UNIF TEST y posterior a ello se seleccionó el protocolo de adquisición (*intrinsic verification*) de imagen preestablecido por el sistema para el QC de uniformidad intrínseca.



Ilustración 3-1 Interfaz del software del equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel indicando la selección del usuario creado y el protocolo usado.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

2. Se continuo con la extracción de lo colimadores dejando ambos detectores expuestos a una radiación directa y se posicionó el equipo en estado de inicio (posicionamiento de los detectores de manera paralela entre ellos) ver ilustración 3-2

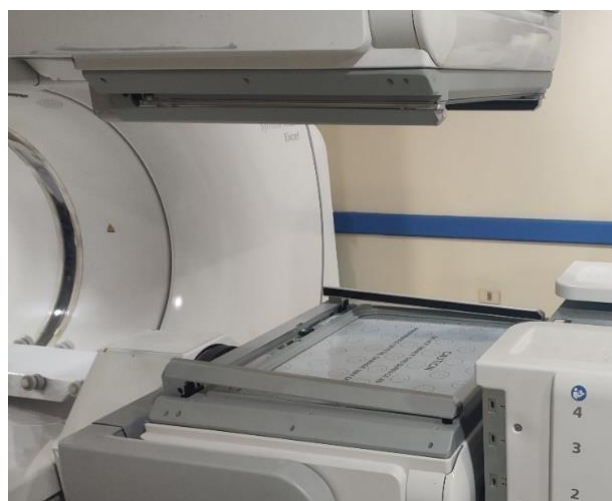
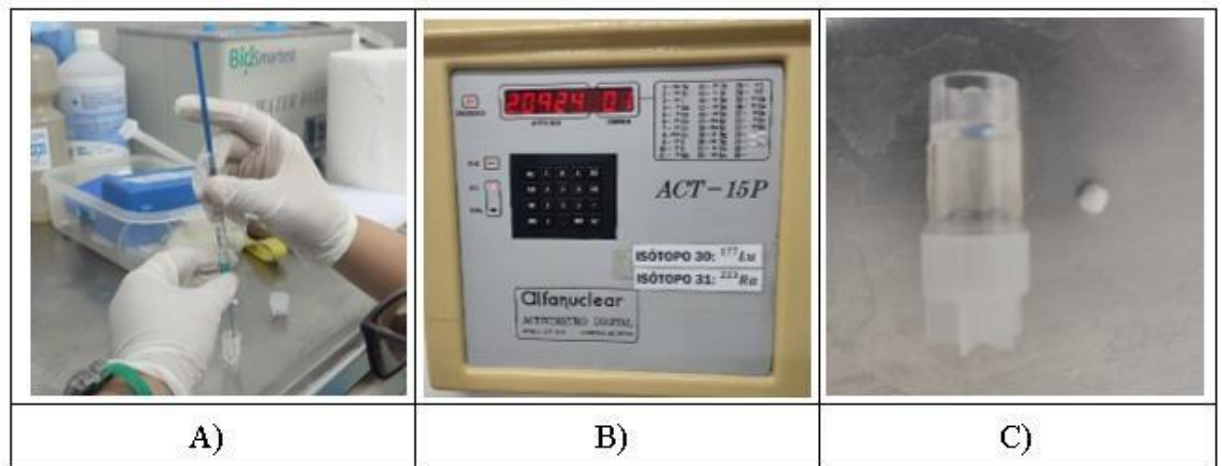


Ilustración 3-2 Equipo establecido en posición de inicio y detectores libres de colimadores

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

3. La preparación de la fuente puntual se realizó con una jeringa milimétrica con un registro



permitido de 1 mCi a 5 mCi en activímetro.

Ilustración 3-3 A) Suministro de la actividad dentro del recipiente, B) Comprobación de la actividad suministrada mediante activímetro y C) Comprobación de inexistencia de contaminación en el recipiente.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Nota: La actividad registrada de la fuente puntual por el activímetro es de 2.09 mCi

4. La fuente puntual elaborada se posicionó en la boquilla del brazo de control integrado bajo la camilla del equipo.

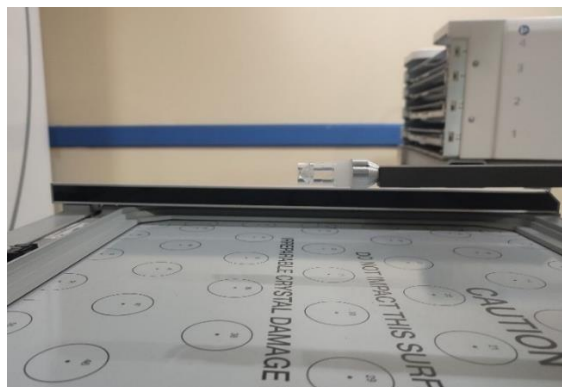


Ilustración 3-4 Colocación correcta de la fuente puntual en el soporte del equipo SPECT/CT.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

5. Se verifico que la habitación se encuentre evacuada y sellada para garantizar la seguridad del POE involucrado en el estudio.
6. Se dio comienzo a la adquisición.

Con la culminación del procedimiento los resultados mostraron:

- Valor registrado de 23.0 kcts/seg para el primer detector y 21.5 kcts/seg para el segundo detector en el transcurso de la adquisición.



Ilustración 3-5 Pantalla de registro de cuentas por segundo adquirida.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Mientras que en el mapa de uniformidad obtenido Ilustración 3-6, por el equipo se evidenciaron los datos registrados en la Tabla 3-1.

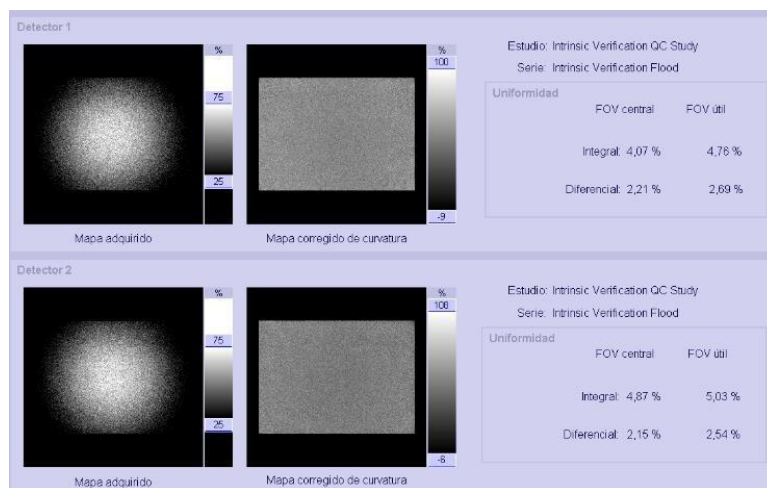


Ilustración 3-6 Pantalla del mapa de uniformidad obtenido.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Tabla 3-1 Valores finales obtenidos en el mapa de uniformidad

Detector	Registro	FOV Central	FOV Útil
1	Integral	4,07 %	4,76 %
	Diferencial	2,21 %	2,69 %
2	Integral	4,87 %	5,03 %
	Diferencial	2,15 %	2,54 %

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

3.1.2 Corrección.

La corrección del equipo es el control encargado de verificar la concordancia geométrica entre el SPECT y el CT, para garantizar una correcta reconstrucción de la imagen tridimensional que será usada por lo médicos como una guía diagnóstica.

En la corrección se emplea un total de diez fuentes puntuales y fantoma de Corrección modelo ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel, con el fin de comprobar la fidelidad geométrica de las imágenes obtenidas en ambos equipos

El procedimiento para ejecutarlo consta de los siguientes pasos:

1. Se registró un nuevo paciente en la consola del equipo bajo el nombre de CORREGISTRO y posterior a ello se seleccionó el protocolo de adquisición (NM CT FOV calibration 180-(T2008)) de imagen preestablecido por el sistema para el QC de corrección.

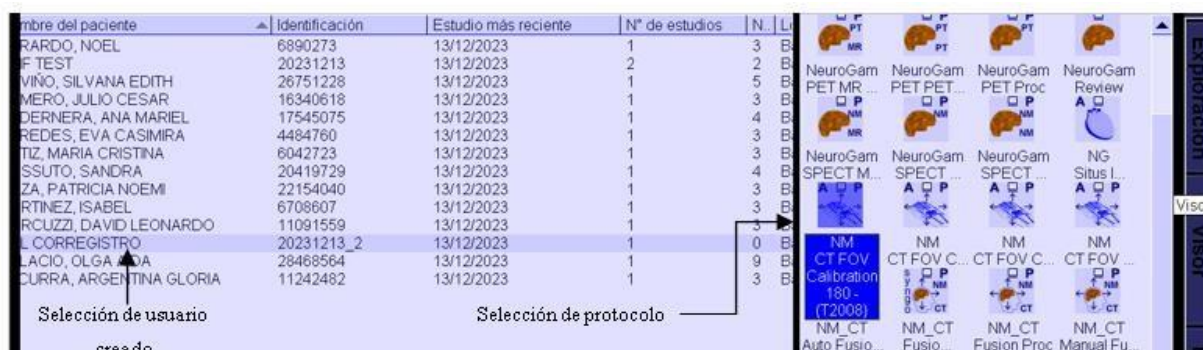


Ilustración 3-7 Interfaz del software del equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel indicando la selección del usuario creado y el protocolo usado.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

2. Se procedió con la extracción de los colimadores dejando ambos detectores expuestos a una radiación directa y se posicionó el equipo en estado de inicio (posicionamiento de los detectores de manera paralela entre ellos) como se muestra en la Ilustración 3-2.
3. La preparación de las 10 fuentes puntuales se las realizó con una jeringa milimétrica con un registro promedio permitido de 0.5 mCi a 1.5 mCi.

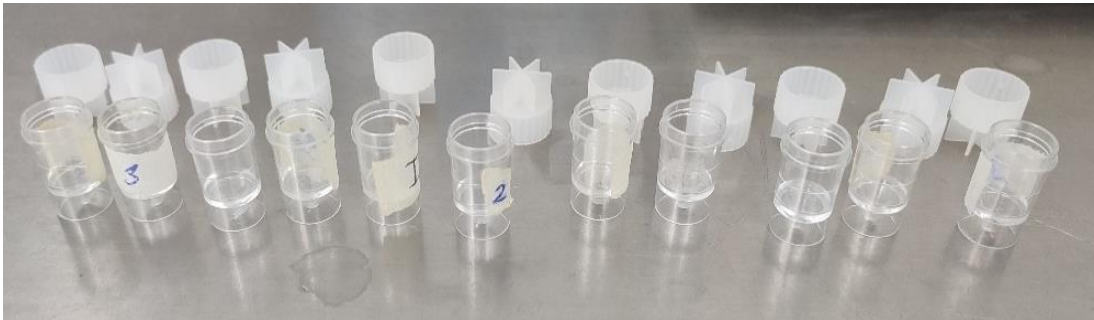


Ilustración 3-8 Preparación de identificación de fuentes

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

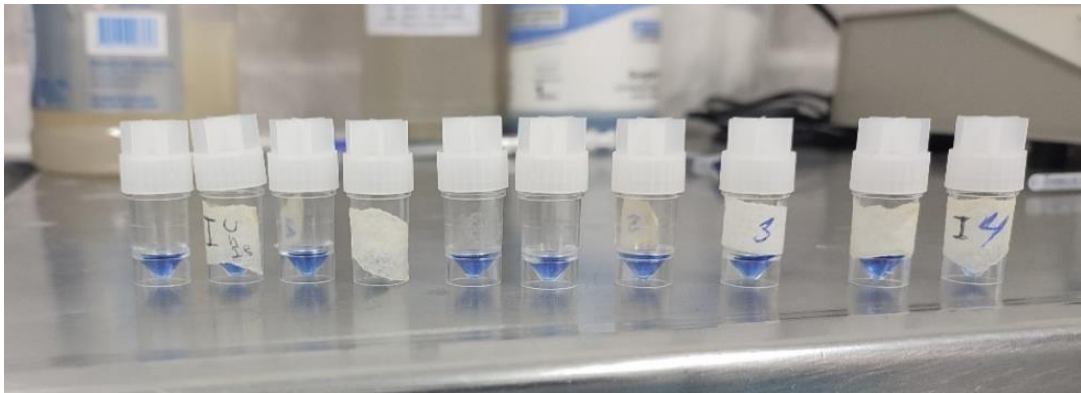


Ilustración 3-9 Fuentes puntuales preparadas

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

La totalidad de fuentes analizadas en el activimetro registraron un valor tabulado en la tabla 3-2

Tabla 3-2 Tabulación de los datos registrados en el activimetro para cada fuente puntual.

Fuente	Actividad
1	0.98 mCi
2	0.99 mCi
3	1.01 mCi
4	1.00 mCi
5	0.97 mCi
6	1.11 mCi
7	0.98 mCi
8	1.05 mCi
9	1.03 mCi
10	1.04 mCi
Promedio:	1.016 mCi

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

4. Se continuó con el posicionamiento de las diez fuentes puntuales en el fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel.



Ilustración 3-10 Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel desarmado y sin fuentes.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

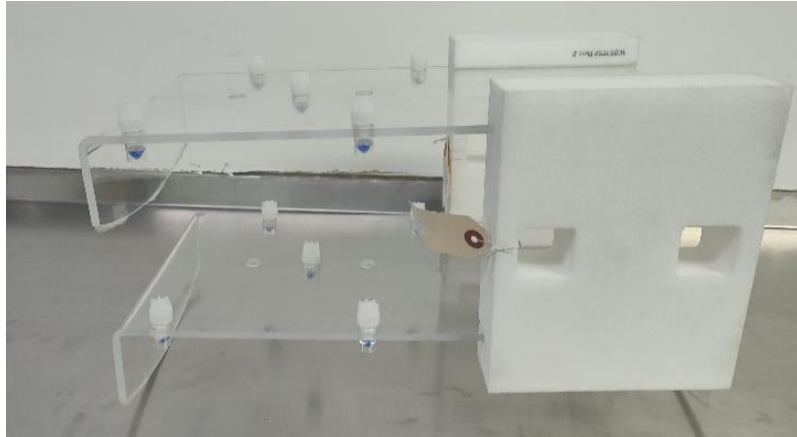


Ilustración 3-11 Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel armado y con las fuentes implementadas.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

5. Se posiciono el Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel en la camilla.



Ilustración 3-12 Colocación correcta del Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel en la camilla

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

6. Se verifico que la habitación se encuentre evacuada y sellada para garantizar la seguridad del POE involucrado en el estudio.
7. Se dio comienzo a la adquisición.

Tras el procedimiento se obtuvieron los siguientes resultados:

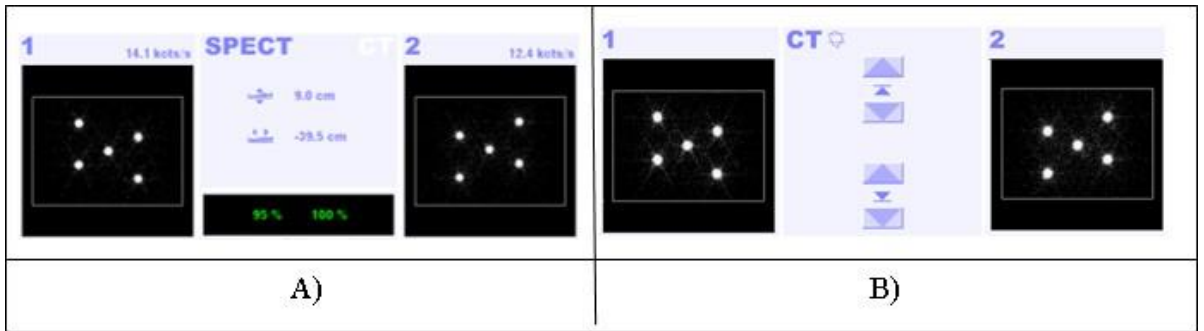


Ilustración 3-13 Geometría de imágenes obtenidas en SPECT y CT para 0° detector 1 y 180° detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

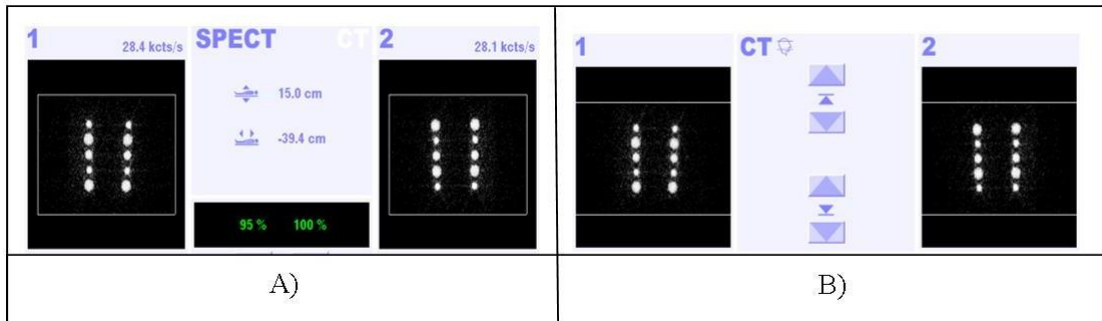


Ilustración 3-14 Geometría de imágenes obtenidas en SPECT y CT para 90° detector 1 y 90° detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

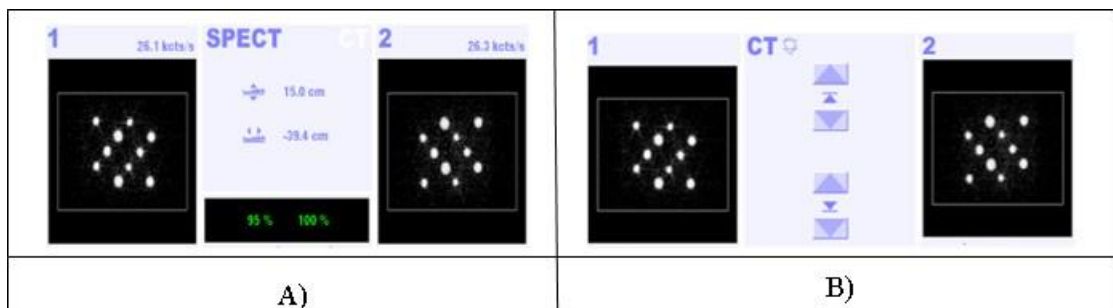


Ilustración 3-15 Geometría de imágenes obtenidas en SPECT y CT para 45° detector 1 y 135° detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Las imágenes obtenidas, deben ser revisadas por profesionales, dados a que el presente se trata de un control de inspección visualización, se tomó el criterio de tres participantes profesionales del área siendo estos un físico médico, medico oncólogo y el autor del presente trabajo.

Validando de manera empírica la fidelidad geométrica que existe entre la imagen obtenida en el equipo SPECT y el equipo CT. Las opiniones finales de cada participante se encuentran registradas en la Tabla 3-3.

Tabla 3-3 Registro de criterios por parte del profesional Físico Medico, sobre las comparaciones de las ilustraciones obtenidas según la concordancia entre detectores.

Nombre de adquisición.	Físico Medico	
	Detector 1.	Detector 2.
Ilustración 3-13	No presenta variaciones en el	No presenta variaciones en el
Ilustración 3-14	posicionamiento de las fuentes en los equipos SPECT y CT	posicionamiento de las fuentes en los equipos SPECT y CT
Ilustración 3-15		

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Tabla 3-4 Registro de criterios por parte del Medico Oncológico, sobre las comparaciones de las ilustraciones obtenidas según la concordancia entre detectores.

Nombre de adquisición.	Medico Oncológico	
	Detector 1	Detector 2
Ilustración 3-13	Posicionamiento adecuado de las	Posicionamiento adecuado de las
Ilustración 3-14	fuentes en ambos equipos, con ligero aumento de contraste en la imagen de	fuentes en ambos equipos, con ligero aumento de contraste en la imagen de
Ilustración 3-15	CT	CT

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Tabla 3-5 Registro de criterios por parte del Autor del presente trabajo, sobre las comparaciones de las ilustraciones obtenidas según la concordancia entre detectores.

Nombre de adquisición.	Autor del trabajo	
	Detector 1	Detector 2
Ilustración 3-13	Alta concordancia de las posiciones de	Alta concordancia de las posiciones de
Ilustración 3-14	las 10 fuentes puntuales, entre los	las 10 fuentes puntuales, entre los
Ilustración 3-15	equipos	equipos

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

3.1.3 *Control de centro de rotación.*

El control del centro de rotación del equipo es el encargado de comprobar el giro en simultaneo que deben tener los detectores a la hora de presentar una rotación alrededor de un paciente, para garantizar una correcta reconstrucción de la imagen bidimensional y tridimensional.

En la corrección se emplea un total de cinco fuentes puntuales y fantoma de Corrección modelo ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel, con el fin de comprobar la fidelidad del sistema de movimiento de los detectores.

El procedimiento para ejecutarlo consta de los siguientes pasos:

1. Se registro un nuevo paciente en la consola del equipo bajo el nombre de C TEST y posterior a ello se de seleccionar el protocolo de adquisición de imagen preestablecido por el sistema para el QC de control de centro de rotación.

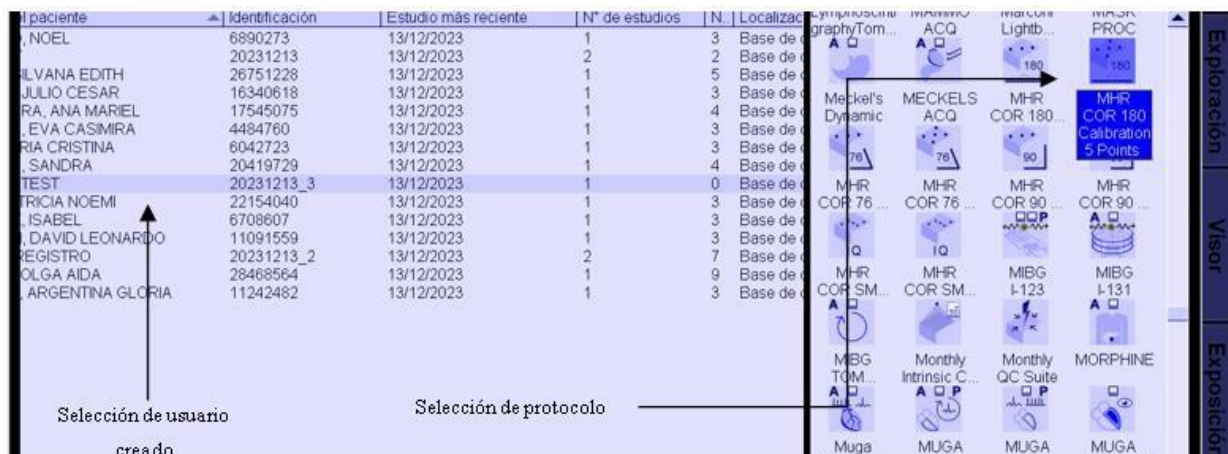


Ilustración 3-16 Interfaz del software del equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel indicando la selección del usuario creado y el protocolo usado

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

- Se continuo con la extracción de lo colimadores dejando ambos detectores expuestos a una radiación directa y posicionar el equipo en estado de inicio (posicionamiento de los detectores de manera paralela entre ellos) como se muestra en la ilustración 3-2
- La preparación de las 5 fuentes puntuales se la realizó con una jeringa milimétrica con un registro promedio permitido de 0,5 mCi a 1 mCi. (Realizar el mismo procedimiento que se realizó en el paso 3 de la sección 3.1.2.

Tabla 3-6 Tabulación de los datos registrados en el activimetro para cada fuente puntual.

Fuente	Actividad
1	0.99 mCi
2	0.99 mCi
3	1.01 mCi
4	1.00 mCi
5	0.99 mCi
Promedio:	0.996 mCi

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

- Se posiciono cinco fuentes puntuales en el fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel

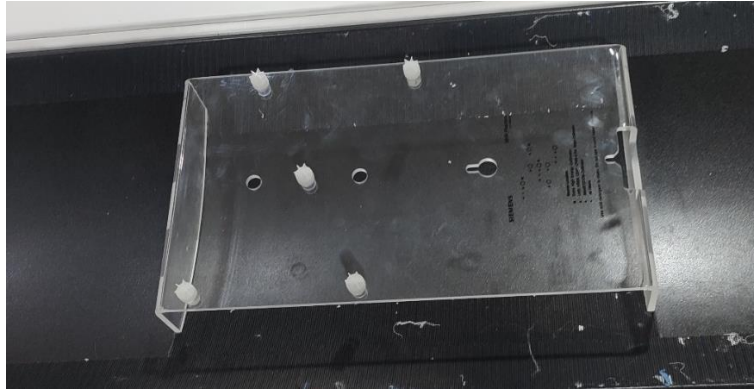


Ilustración 3-17 Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel armado y con las fuentes implementadas.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

5. Se posiciono el Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel sobre la camilla del equipo.

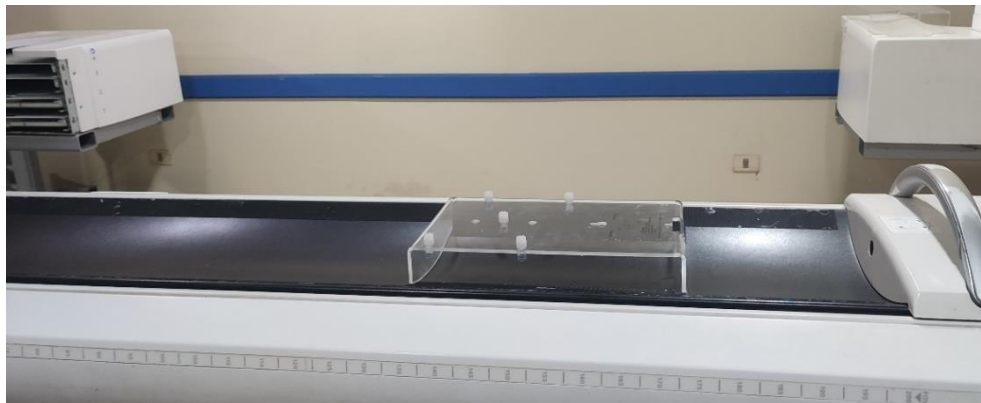


Ilustración 3-18 Colocación correcta del Fantoma ID534 SPECT/CT Symbia Intevo Excel en la camilla.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

6. Se verifico que la habitación del equipo se encuentre asilada.
7. Se comenzó de la adquisición.

Tras el procedimiento se obtuvieron los siguientes resultados:

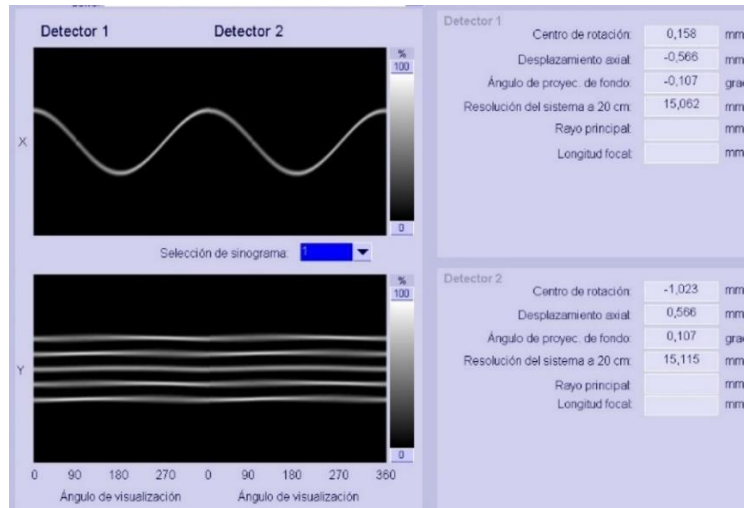


Ilustración 3-19 Imagen de la adquisición del primer sinograma reconstruido por ambos detectores

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

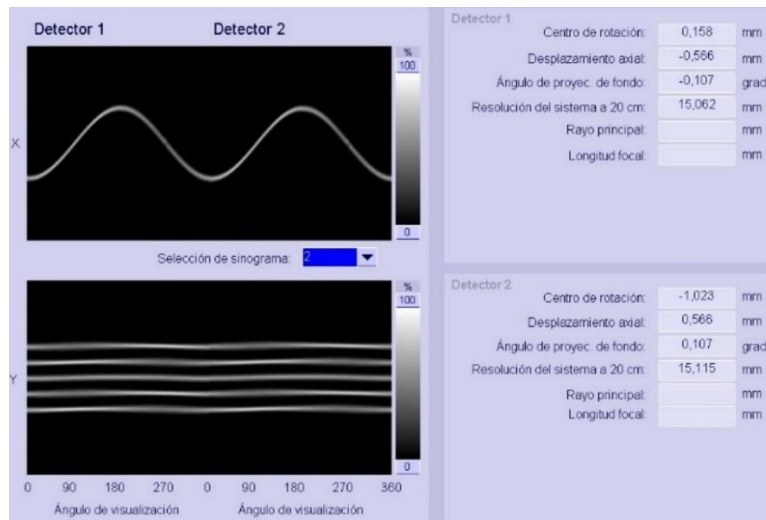


Ilustración 3-20 Imagen de la adquisición del segundo sinograma reconstruido por ambos detectores.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

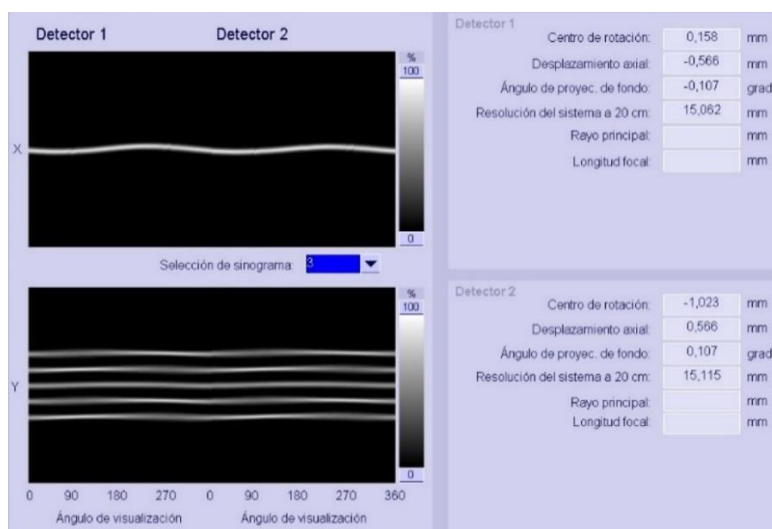


Ilustración 3-21 Imagen de la adquisición del tercer sinograma reconstruido por ambos detectores.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Al finalizar el desarrollo del QC del centro de rotación del equipo, se obtuvieron los datos mostrados en la tabla 3-4 a través de los análisis de las ilustraciones.

Tabla 3-7 Datos obtenidos al completar el control de centro de rotación.

Sinograma	Detector	Centro de rotación	Desplazamiento axial	Ángulo de proyección de fondo	Resolución del sistema (20 cm)	Resolución / Continuidad
1	1	0,158 mm	-0,566 mm	-0,107 °	15,062 mm	Limpia / continua
	2	-1,023 mm	0,566 mm	0,107 °	15,115mm	
2	1	0,158 mm	-0,566 mm	-0,107 °	15,062 mm	Limpia / continua
	2	-1,023 mm	0,566 mm	0,107 °	15,115 mm	
3	1	0,158 mm	-0,566 mm	-0,107 °	15,062 mm	Limpia / continua
	2	-1,023 mm	0,566 mm	0,107 °	15,115 mm	

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

3.2 Estimación del Factor de calibración (FC).

El factor de calibración de un equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel, debe ser estimado sobre un análisis en fuente puntual y una fuente volumétrica usando el radioisótopo de ^{177}Lu .

Nota: Dadas a las características del presente trabajo sólo se considerará la corrección de resolución espacial, debido a que el equipo SPECT/CT Symbia Intevo Excel brinda de manera automática mediante su software una corrección de tiempo muerto, la corrección de la atenuación no será necesaria puesto a que se usará una fuente libre de medios entre la misma y el detector, mientras que, al desarrollarse únicamente un FC para imágenes planares, no se registró errores de volumen parcial

3.2.1 Factor de calibración para fuente puntual.

El procedimiento para la obtención del FC de una fuente puntual consta del siguiente procedimiento.

1. Se registró de un nuevo paciente y se seleccionó un protocolo de barrido útil.
2. Se realizó la configuración del protocolo de barrido, agregando tres ventanas, con un ancho de 20% en el fotópico y un 10% para las ventanas adyacentes superior e inferior.
3. Se establecieron los siguientes parámetros: Matriz de 128x128, tiempo de adquisición de 33 min.
4. Se ajustó la altura del paciente a un punto detectable para la fuente.
5. Se colocó el equipo en posición inicial y para acoplar los colimadores de energía media sobre los detectores.



Ilustración 3-22 Equipo establecido en posición de inicio y detectores acoplados con colimadores de energía media

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

6. Se preparo la fuente puntual con una actividad permitida entre 1 mCi y 5 mCi

Nota: El procedimiento es igual al que se usa para realizar la preparación de las fuentes puntuales usadas en los QC. Con la variación de que en este caso se usó el radioisótopo de ^{177}Lu . El activimetro marco un valor de 3,81 mCi

7. Se posiciono la fuente sobre la camilla.



Ilustración 3-23 Fuente puntual posicionada en la camilla.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

8. Se verifico que la habitación del equipo se encuentre asilada.
9. Se comenzó de la adquisición

Tras la culminación de los pasos en el equipo, obtendremos tres conjuntos de imágenes, como se muestran a continuación.

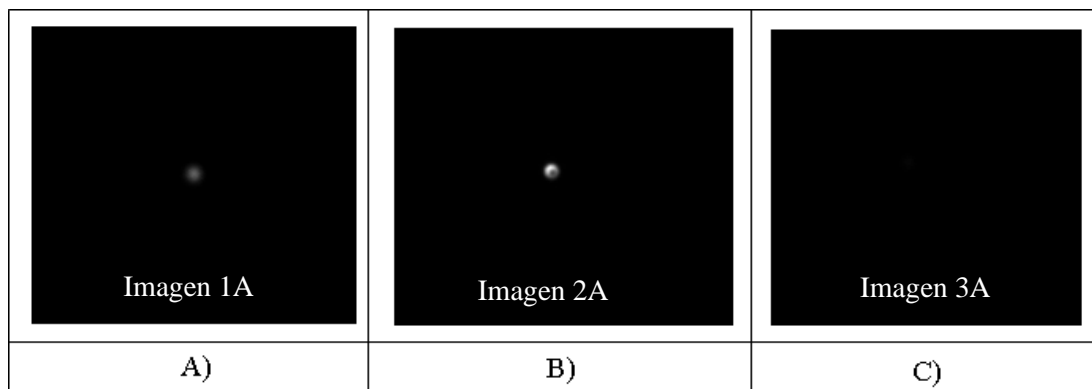


Ilustración 3-24 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

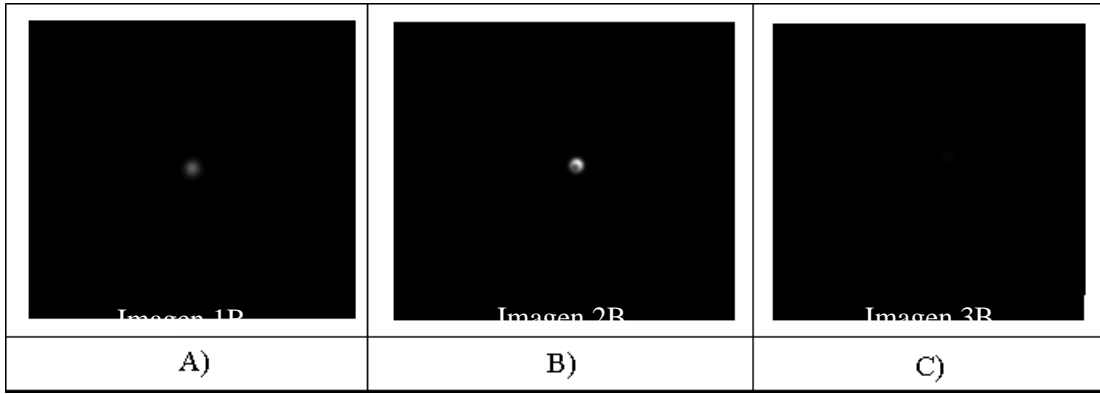


Ilustración 3-25 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Realizaremos las correcciones adecuadas, para poder estimar el FC de una fuente puntual.

Con la ayuda de la herramienta de cálculo de la aplicación de análisis ImageJ Ilustración 3-24, aplicaremos el método TEW.

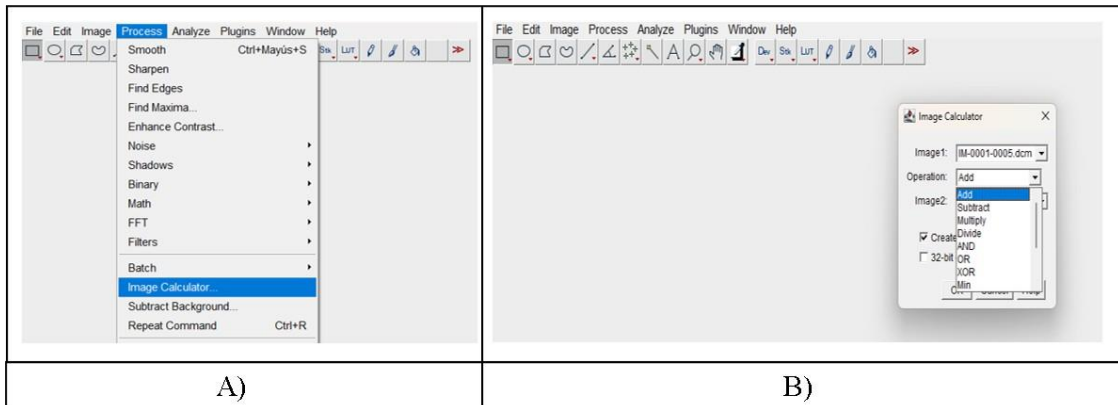


Ilustración 3-26 A) Pestaña de selección de calculadora de imágenes DICOM de ImageJ y B) Operaciones existentes en ImageJ

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Implementando la herramienta según la estructura de la Ec. 2-34, obtendremos las siguientes expresiones.

$$Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1A}{10} + \frac{Imagen 3A}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-1)$$

$$Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1B}{10} + \frac{Imagen 3B}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-2)$$

Como resultados tendremos las siguientes imágenes:

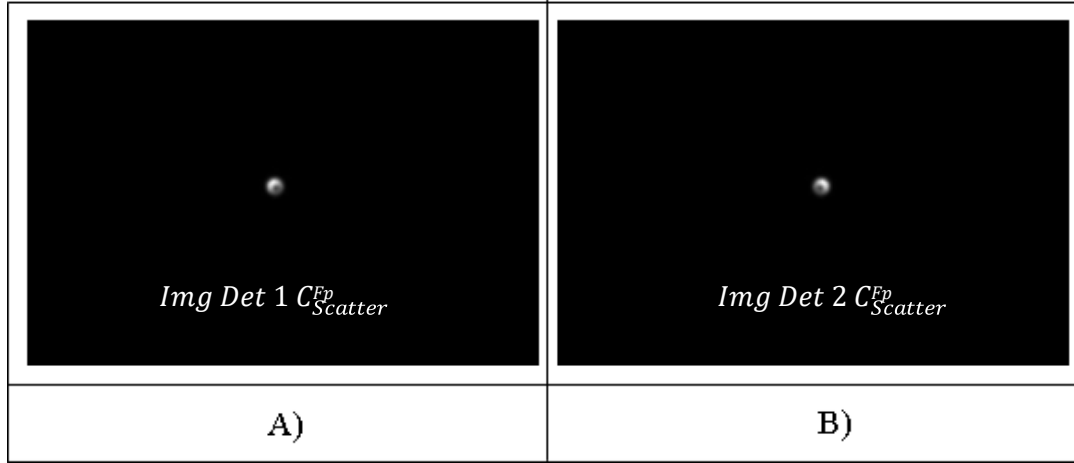


Ilustración 3-27 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Con las imágenes obtenidas realizaremos el cálculo de la Ec. 2-35, obtendremos las siguientes expresiones.

$$Img Det 1 C_{corr TWE} = Imagen 2A - Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-3)$$

$$Img Det 2 C_{corr TWE} = Imagen 2B - Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-4)$$

Como resultado de este procedimiento obtendremos las siguientes imágenes.



Ilustración 3-28 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 2

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Con las imágenes obtenidas, podemos realizar la corrección por pixeles, con el uso de ImageJ usando la herramienta de ROI circular (ver ilustración 3-29), graficaremos una ROI sobre toda el área de estudio, otra ROI sobre el punto de concentración de cuentas (bajo criterio del operador) y otra sobre el fondo de la imagen (la distancia no dispone de un valor exacto, se posicionó bajo el criterio del operador) como se muestra en la Ilustración 3-30

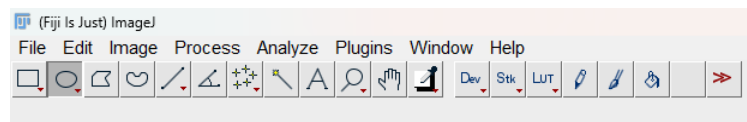


Ilustración 3-29 Selección de graficador de ROI circular en ImageJ.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

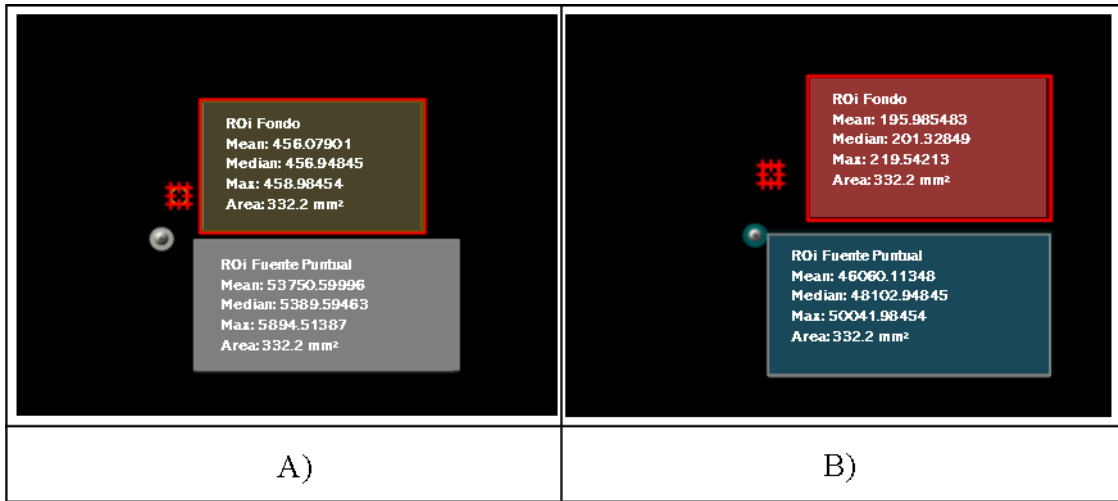


Ilustración 3-30 A) Generación de ROI en fuente puntual y en Fondo para el detector 1 y B) Generación de ROI en fuente puntual y en Fondo para el detector 2

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Nota: Dadas las dimensiones de la fuente puntual se considerará la ROI que abarca el área de interés igual a la ROI que abarca el punto de concentración de cuentas.

Los datos obtenidos se representan en la tabla 3-5.

Tabla 3-8 Registro de valores obtenidos en la ROI

Detector	ROI	Área	Cuentas registradas
1	Fuente Puntual	332,2 mm ²	53750,59996 cts
	Fondo	332,2 mm ²	456,07901 cts
2	Fuente Puntual	332,2 mm ²	46060,11348 cts
	Fondo	332,2 mm ²	195,985483 cts

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

El valor del área del píxel varía en función del equipo y de los parámetros de adquisición que se establezca, en este caso el valor es de $A_{pixel} = 5,71 \text{ mm}^2$. Usaremos la Ec 2-36. Para hallar la cantidad de píxeles existentes en el área de la ROI se lo realiza para cada detector.

$$Det\ 1\ n_{pixel} = \frac{A_{ROI}}{A_{Pixel}} = \frac{332,2 \text{ mm}^2}{5,71 \text{ mm}^2} = 58,17863398 \text{ pixel} \quad \text{Ec (3-5)}$$

$$Det\ 2\ n_{pixel} = \frac{A_{ROI}}{A_{Pixel}} = \frac{332,2\ mm^2}{5,71\ mm^2} = 58,17863398\ pixel \quad Ec\ (3-6)$$

Con los valores hallados en la Ec 3-5 y la Ec 3-6 deberemos identificar el valor de cuentas máximas por píxel con el uso de la Ec 2-37.

$$Det\ 1\ C_{maxPixel} = \frac{C_{max\ reg,ROI}}{n_{pixel}} = \frac{53750,59\ cts}{58,18\ pixel} = 923,89\ cts/pixel \quad Ec\ (3-7)$$

$$Det\ 2\ C_{maxPixel} = \frac{C_{max\ reg,ROI}}{n_{pixel}} = \frac{46060,12\ cts}{58,18\ pixel} = 791,70\ cts/pixel \quad Ec\ (3-8)$$

Para hallar el valor de cuentas corregidas por píxel se utilizó la Ec 2-38.

$$Det1C_{corrPixel} = n_{pixel} \cdot C_{maxPixel} = 58,18\ pixel \cdot 923,89\ \frac{cts}{pixel} = 53750,59\ cts \quad Ec\ (3-9)$$

$$Det2C_{corrPixel} = n_{pixel} \cdot C_{maxPixel} = 58,18\ pixel \cdot 791,70\ \frac{cts}{pixel} = 46060,11\ cts \quad Ec\ (3-10)$$

Con el valor de cuentas ya corregido deberemos hallar la media geométrica de esta con el uso de la Ec 2-39.

$$MG = \sqrt{\left(\frac{C^1_{RO\ LR} - C^1_{RO\ LF}}{t_{adquisición}} \right) \cdot \left(\frac{C^2_{RO\ LR} - C^2_{RO\ LF}}{t_{adquisición}} \right)}$$

$$= \sqrt{\left(\frac{53750,59\ cts - 456,08\ cts}{33\ min} \right) \cdot \left(\frac{46060,11\ cts - 195,99\ cts}{33\ min} \right)} \quad Ec\ (3-11)$$

$$= 1498,18\ \frac{cts}{min}$$

Finalmente se usará la Ec 2-31 para hallar el FC para una fuente puntual.

Primero realizamos una conversión de unidades de actividad en mCi a MBq con el valor registrad.

$$\frac{1\ mCi}{0,37\ MBq} \times \frac{?}{3,81\ mCi} = 140,97\ MBq \quad Ec\ (3-12)$$

$$FC = \frac{\sqrt{MG_L}}{A_{ph} \cdot t} = \frac{1498,18 \frac{cts}{min}}{140,97 MBq \cdot 30 min} = 10,63 \frac{cts}{MBq \cdot min} \quad \text{Ec (3-13)}$$

Como resultado del procedimiento y los cálculos realizados se obtuvo un valor de FC para una fuente puntual de $10,63 \frac{cts}{MBq \cdot min}$

3.2.2 *Factor de calibración para fuente volumétrica.*

El procedimiento para la obtención del FC de una fuente volumétrica consta del siguiente procedimiento.

1. Se registró un nuevo paciente y se seleccionó un protocolo de barrido útil.
2. Se realizó la configuración del protocolo de barrido, agregando tres ventanas, con un ancho de 20% en el fotópico y un 10% para las ventanas adyacentes superior e inferior.
3. Se establecieron los siguientes parámetros: Matriz de 128x128, tiempo de adquisición de 30 min.
4. Se ajustó la altura del paciente a un punto detectable para la fuente.
5. Se colocó el equipo en posición inicial y se acoplaron los colimadores de energía media sobre los detectores como se muestra en la Ilustración 3-22.
6. Se preparó la fuente volumétrica con una actividad permitida entre 1 mCi y 5 mCi

Nota: El procedimiento es igual al que se usa para realizar la preparación de las fuentes puntuales usadas en los QC, con la variación de que se usó una botella plástica de 1.15 L como recipiente. El activmetro marco un valor de 3,023 mCi

7. Posicionamiento de la fuente sobre la camilla.



Ilustración 3-31 Fuente volumétrica posicionada en la camilla

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

8. Se verifico que la habitación del equipo se encuentre asilada.
9. Comienzo de la adquisición

Tras la culminación de los pasos en el equipo, obtendremos las siguientes imágenes.

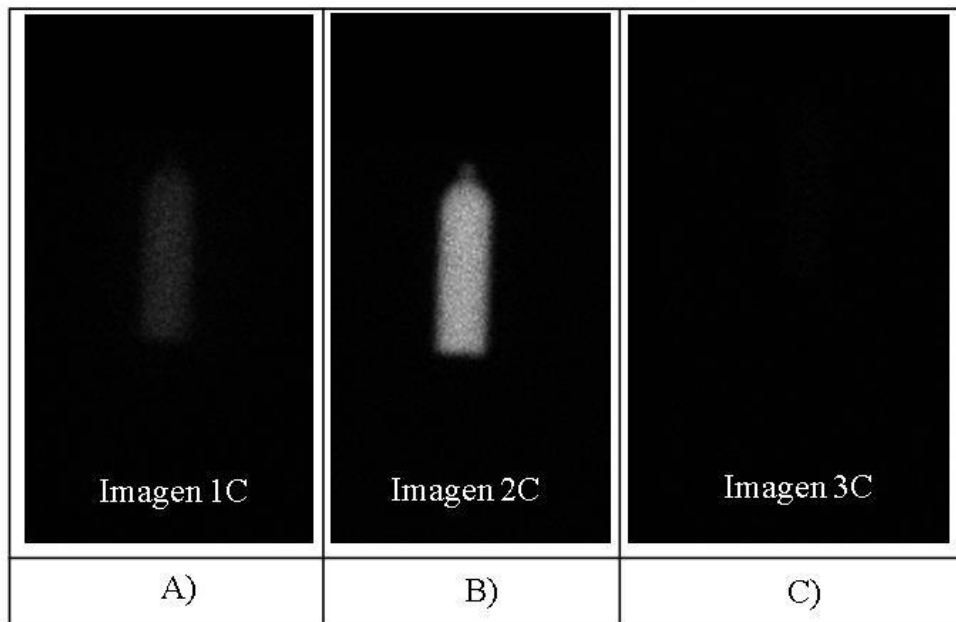


Ilustración 3-32 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

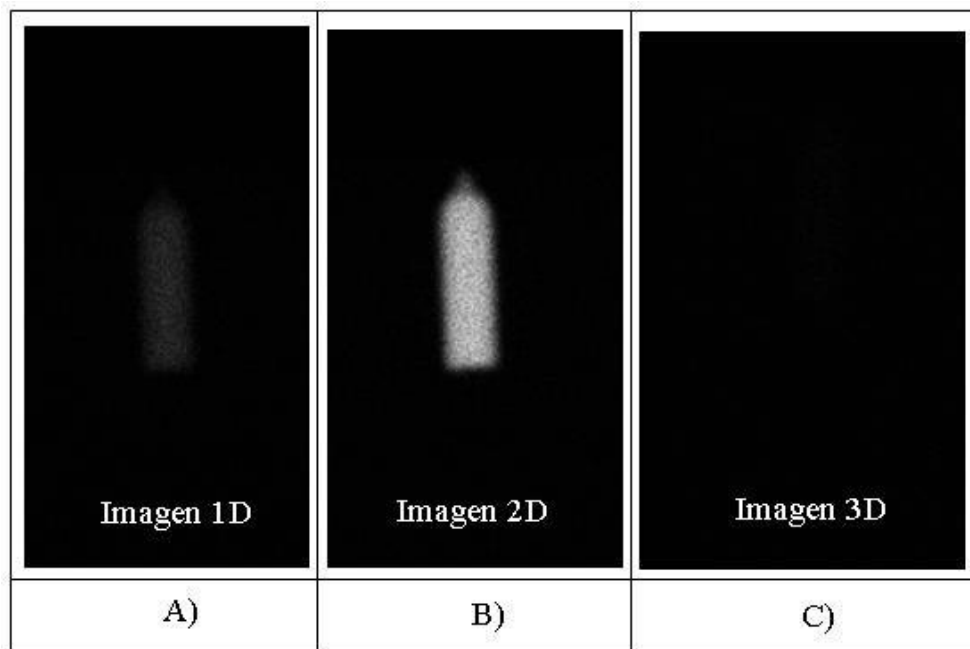


Ilustración 3-33 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Superior, B) Ventana de fotópico y C) Ventana Inferior

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Se realizó las correcciones adecuadas, para poder estimar el FC de una fuente puntual.

Con la ayuda de la herramienta de cálculo de la aplicación de análisis ImageJ Ilustración 3-24, aplicaremos el método TEW.

Implementando la herramienta según la estructura de la Ec. 2.34, obtendremos las siguientes expresiones.

$$Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1C}{10} + \frac{Imagen 3C}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-14)$$

$$Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1D}{10} + \frac{Imagen 3D}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-15)$$

Como resultados tendremos las siguientes imágenes:

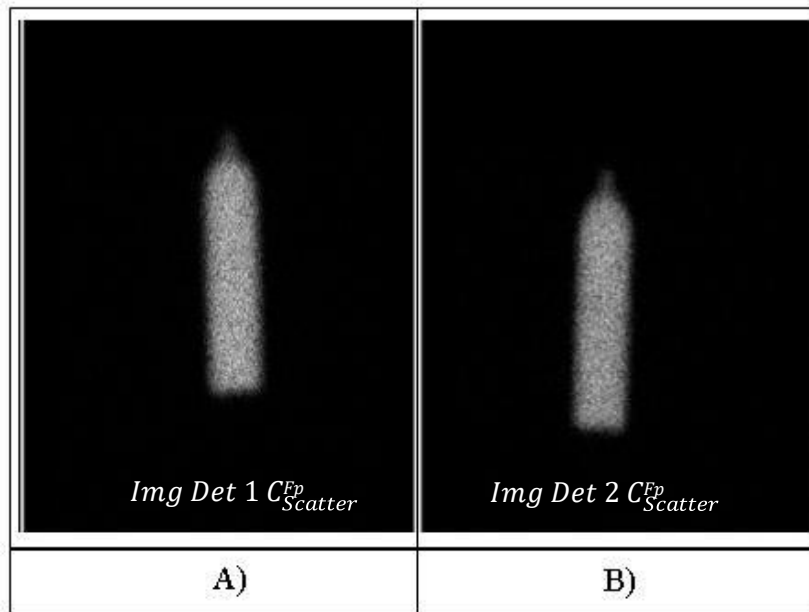


Ilustración 3-34 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Con las imágenes obtenidas realizaremos el cálculo de la Ec. 2.35, obtendremos las siguientes expresiones.

$$Img Det 1 C_{corr TWE} = Imagen 2C - Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-16)$$

$$Img Det 2 C_{corr TWE} = Imagen 2D - Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-17)$$

Como resultado de este procedimiento obtendremos las siguientes imágenes.

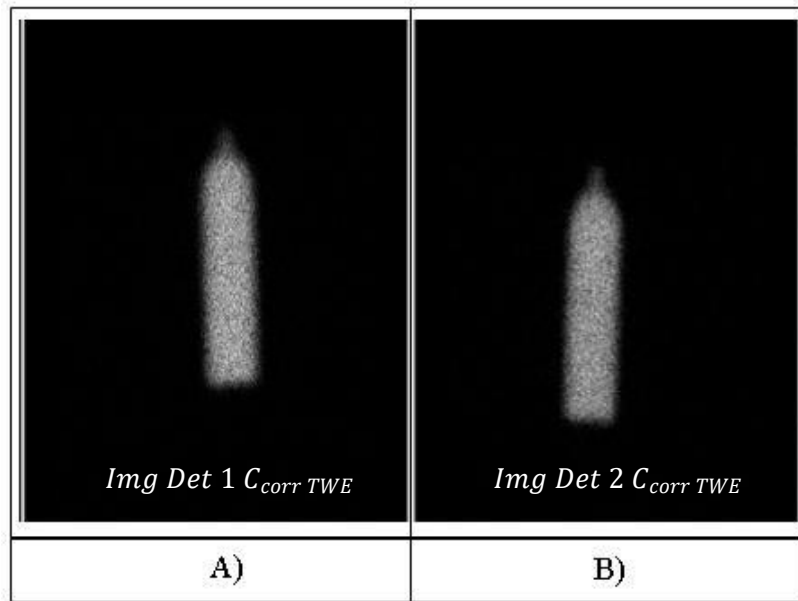


Ilustración 3-35 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 2

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Con las imágenes obtenidas, podemos realizar la corrección por pixeles, con el uso de ImageJ y usa herramienta de ROI de geometría libre (ver ilustración 3-36), graficaremos una ROI sobre toda el área de la botella, otra ROI sobre el punto de concentración de cuentas (bajo criterio del operador) y otra sobre el fondo cercano (la distancia no dispone de un valor exacto, se colocó bajo el criterio del operador) como se muestra en la Ilustración 3-37

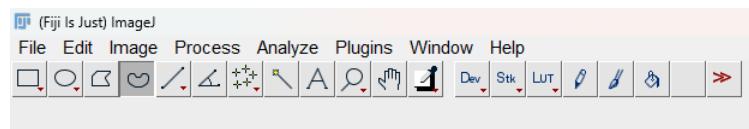


Ilustración 3-36 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, concentración y área de la botella

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

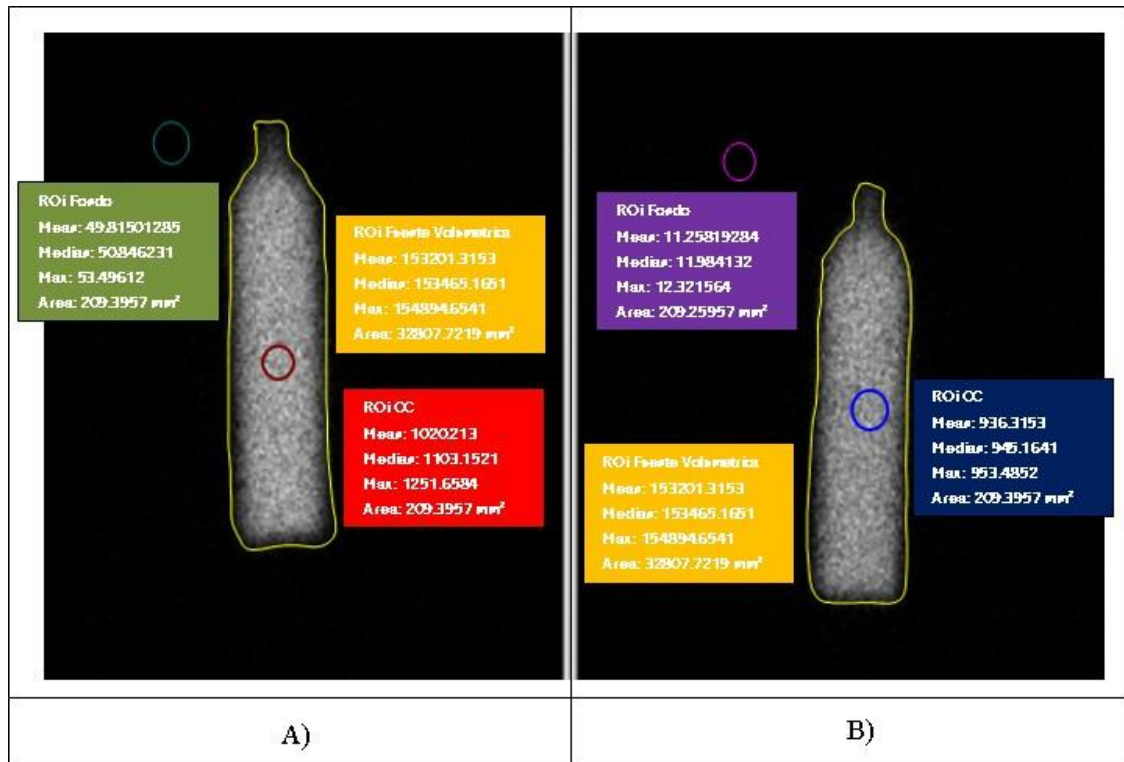


Ilustración 3-37 A) Generación de ROI en fuente Volumétrica, concentración de cuentas y en Fondo para el detector 1 y B) Generación de ROI en fuente Volumétrica, concentración de cuentas y en Fondo para el detector 2

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Los datos obtenidos se representan en la tabla 3-5.

Tabla 3-9 Registro de valores obtenidos en la ROI

Detector	ROI	Área	Cuentas registradas
1	Fuente Volumétrica	32807,7219 mm ²	153201.3153 cts
	Concentración de cuentas	209,3957 mm ²	1020,213 cts
	Fondo	209,3957 mm ²	49,81501258 cts
2	Fuente Volumétrica	32807,7219 mm ²	138416,14548 cts
	Concentración de cuentas	209,3957 mm ²	936,7351 cts
	Fondo	209,3957 mm ²	11,25819284 cts

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

El valor del área del píxel varía en función del equipo y de los parámetros de adquisición que se establezca, en este caso el valor es de $A_{\text{pixel}} = 5,71 \text{ mm}^2$. Usaremos la Ec 2-36. Para hallar la cantidad de píxeles existentes en el área de la ROI se lo realiza para cada detector

$$\text{Det 1 } n_{\text{pixel}} = \frac{A_{\text{ROI/interes}}}{A_{\text{Pixel}}} = \frac{32807.7219 \text{ mm}^2}{5,71 \text{ mm}^2} = 5743,544406 \text{ pixeles} \quad \text{Ec (3-18)}$$

$$\text{Det 2 } n_{\text{pixel}} = \frac{A_{\text{ROI/interes}}}{A_{\text{Pixel}}} = \frac{32807.7219 \text{ mm}^2}{5,71 \text{ mm}^2} = 5743,544406 \text{ pixeles} \quad \text{Ec (3-19)}$$

$$\text{Det 1 } n_{\text{pixelCR}} = \frac{A_{\text{ROI/concentración}}}{A_{\text{Pixel}}} = \frac{209,3857 \text{ mm}^2}{5,71 \text{ mm}^2} = 36,67 \text{ pixeles} \quad \text{Ec (3-20)}$$

$$\text{Det 2 } n_{\text{pixelCR}} = \frac{A_{\text{ROI/concentración}}}{A_{\text{Pixel}}} = \frac{209,3857 \text{ mm}^2}{5,71 \text{ mm}^2} = 36,67 \text{ pixeles} \quad \text{Ec (3-21)}$$

Con los valores hallados en la Ec 3-5 y la Ec 3-6 deberemos identificar el valor de cuentas máximas por píxel con el uso de la Ec 2-37

$$\text{Det 1 } C_{\text{maxPixel}} = \frac{C_{\text{max reg,ROI}}}{n_{\text{pixelCR}}} = \frac{1020,213 \text{ cts}}{36,67 \text{ pixel}} = 27,811 \text{ cts/pixel} \quad \text{Ec (3-22)}$$

$$\text{Det 2 } C_{\text{maxPixel}} = \frac{C_{\text{max reg,ROI}}}{n_{\text{pixelCR}}} = \frac{936,7351 \text{ cts}}{36,67 \text{ pixel}} = 25,545 \text{ cts/pixel} \quad \text{Ec (3-23)}$$

Para hallar el valor de cuentas corregidas por píxel culminaremos con el uso de la Ec 2-38

$$\begin{aligned} \text{Det1 } C_{\text{corrPixel}} &= n_{\text{pixel}} \cdot C_{\text{maxPixel}} \\ &= 5743,54 \text{ pixel} \cdot 27,811 \frac{\text{cts}}{\text{pixel}} \\ &= 159733,71 \text{ cts} \end{aligned} \quad \text{Ec (3-24)}$$

$$\begin{aligned} \text{Det2 } C_{\text{corrPixel}} &= n_{\text{pixel}} \cdot C_{\text{maxPixel}} \\ &= 5743,54 \text{ pixel} \cdot 25,545 \frac{\text{cts}}{\text{pixel}} \\ &= 146716,09 \text{ cts} \end{aligned} \quad \text{Ec (3-25)}$$

Con el valor de cuentas ya corregido deberemos hallar la media geométrica de esta con el uso de la Ec 2-39

$$\begin{aligned}
 MG &= \sqrt{\left(\frac{C^1_{RO LR} - C^1_{RO LF}}{t_{adquisición}}\right) \cdot \left(\frac{C^2_{RO LR} - C^2_{RO LF}}{t_{adquisición}}\right)} \\
 &= \sqrt{\left(\frac{159733,71 \text{ cts} - 49,81 \text{ cts}}{30 \text{ min}}\right) \cdot \left(\frac{146713,09 \text{ cts} - 11,26 \text{ cts}}{30 \text{ min}}\right)} \quad \text{Ec (3-26)} \\
 &= 1498,18 \frac{\text{cts}}{\text{min}}
 \end{aligned}$$

Finalmente se usará la Ec 2-31 para hallar el FC para una fuente puntual.

Primero realizamos una conversión de unidades de actividad en mCi a MBq con el valor registrad.

$$\frac{1 \text{ mCi}}{0,37 \text{ MBq}} \times \frac{?}{3,023 \text{ mCi}} = 111,85 \text{ MBq} \quad \text{Ec (3-27)}$$

$$FC = \frac{\sqrt{MG_I}}{A_{ph} \cdot t} = \frac{5101,84 \frac{\text{cts}}{\text{min}}}{111,85 \text{ MBq} \cdot 30 \text{ min}} = 40,61 \frac{\text{cts}}{\text{MBq} \cdot \text{min}} \quad \text{Ec (3-28)}$$

Como resultado del procedimiento y los cálculos realizados se obtuvo un valor de FC para una fuente volumétrica de $40,61 \frac{\text{cts}}{\text{MBq} \cdot \text{min}}$

3.3 Estimación de dosis absorbida.

Bajo las consideraciones que se deben mantenerse al realizarse un trabajo en el que se involucran terceros, el presente tendrá la disposición y responsabilidad de mantener el anonimato del paciente con el que se trabajó.

El procedimiento practico en la estimación de dosis absorbida consta de un método denominado como: Calibración Cruzada, mismo que usa el valor del factor de calibración obtenido para corregir las cuentas obtenidas en el equipo SPECT/CT y ajustarlas con los datos obtenidos en el Activimetro. Puestos a conseguir una curva lógica sobre la cinética del decaimiento real del radiofármaco dentro del cuerpo.

Los pasos que se consideraron fueron los siguientes:

1. Se registro de un nuevo paciente y seleccionar un protocolo de barrido útil.
2. Se adapto la configuración del protocolo de barrido mediante personalización, agregando tres ventanas, según la explicación de TWE.
3. Se establecieron los siguientes parámetros: Matriz de 128x128, tiempo de adquisición de 20 min.
4. Se ajusto la altura del paciente en el equipo.
5. Se ajusto el equipo en posición inicial y acople de colimadores de energia media sobre los detectores como se muestra en la Ilustración 3-22.
6. Se preparo el radiofármaco y se lo suministro al paciente

Nota: El procedimiento de suministración es realizado por un médico especializado en oncología. El activimetro marco un valor de 169,52 mCi

7. Preparación de una fuente puntual.

Nota: El activimetro marco un valor de 7,55 mCi

8. Posicionamiento del paciente sobre la camilla, junto a la fuente puntual.

Nota: Su posicionamiento fue en estado de reposo boca arriba con los brazos extendidos hacia los pies. La fuente puntual se debe colocarse de tal manera que no se vea confundido con el barrido del paciente.

9. Verificar que la habitación del equipo se encuentre asilada.

10. Comienzo de la adquisición

Nota: el proceso de adquisición de imagen será repetido de igual manera para todos los días que se prolongue el estudio.

Tras la culminación de los pasos en el equipo, obtendremos las siguientes imágenes.

Estudio realizado a la 1,3 h transcurrida tras la suministración del radiofármaco:

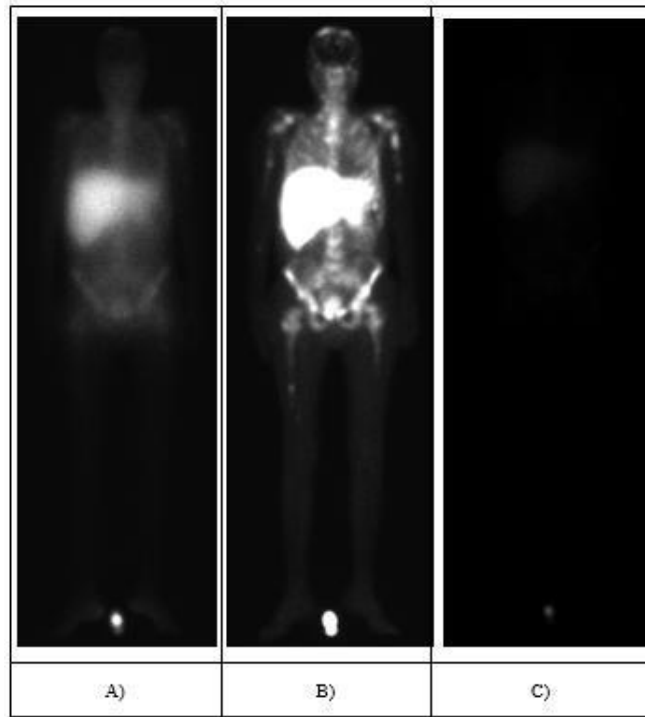


Ilustración 3-38 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Superior, B) Ventana de Fotopico y C) Ventana Inferior

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

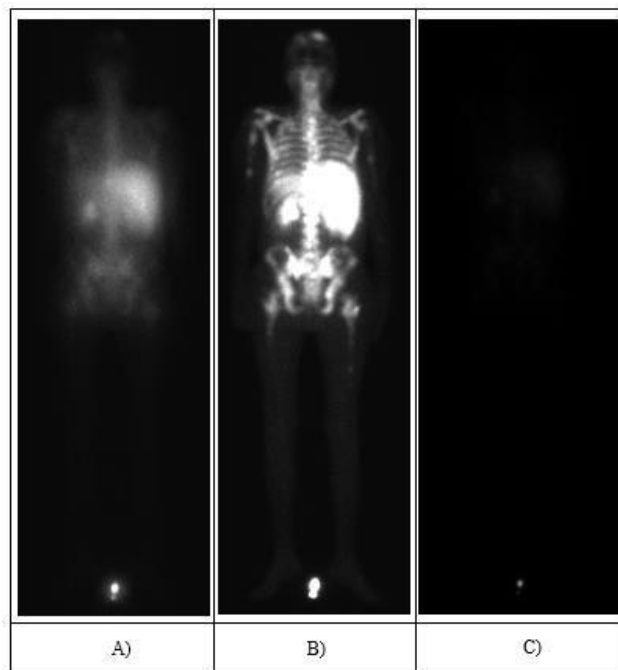


Ilustración 3-39 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Superior, B) Ventana de Fotópico y C) Ventana Inferior

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Estudio realizado a las 22,28 transcurridas tras la administración del radiofármaco:

Nota: Para mejorar el entendimiento de las imágenes se configuro el nivel energético a razón de Nivel:6 y Ventana:94 como se muestra en la Ilustración 3-40.

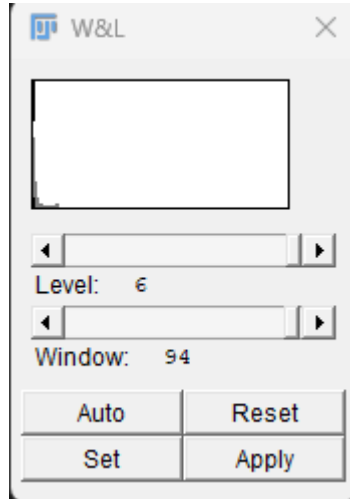


Ilustración 3-40 Sección de Configuración de Nivel Energético

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

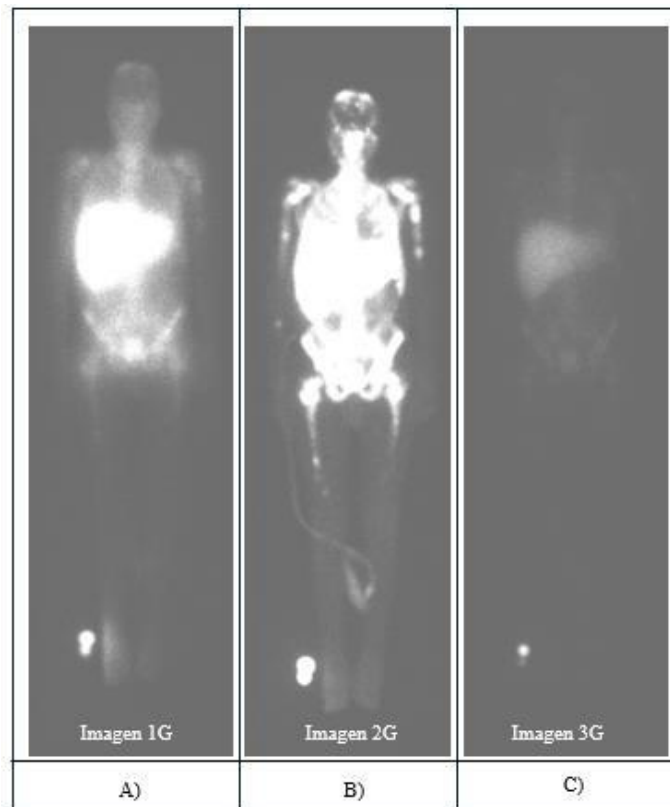


Ilustración 3-41 Imágenes obtenidas por el detector 1, A) Ventana Fotópico, B) Ventana de Superior y C) Ventana Inferior

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

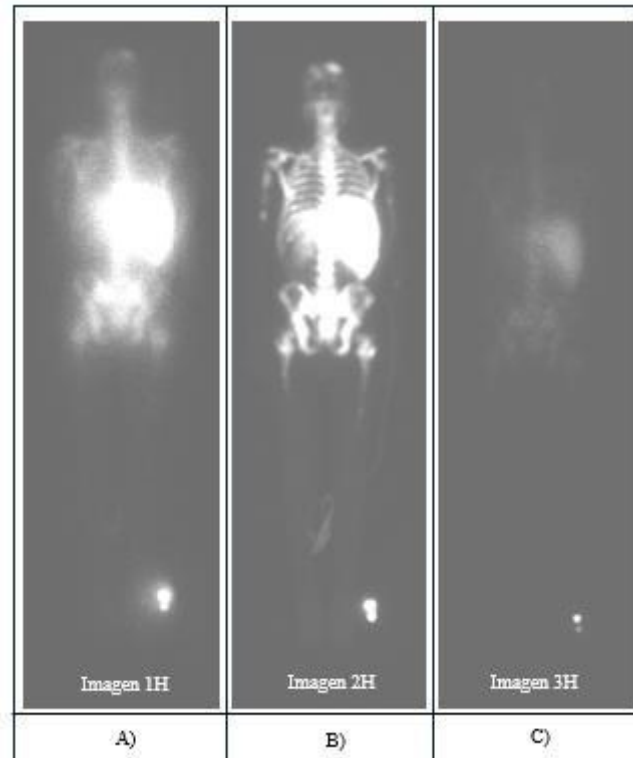


Ilustración 3-42 Imágenes obtenidas por el detector 2, A) Ventana Fotópico, B) Ventana de Superior y C) Ventana Inferior.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Realizaremos las correcciones adecuadas, para la detección de cuentas. Con la ayuda de la herramienta de cálculo de la aplicación de análisis ImageJ Ilustración 3-24, aplicaremos el método TEW, obtendremos las siguientes expresiones.

Estudio realizado a la 1,3 h transcurrida tras la administración del radiofármaco:

$$Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1E}{10} + \frac{Imagen 3E}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-29)$$

$$Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1F}{10} + \frac{Imagen 3F}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-30)$$

Estudio realizado a las 22,28 transcurridas tras la administración del radiofármaco:

$$Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1G}{10} + \frac{Imagen 3G}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-31)$$

$$Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} = \left(\frac{Imagen 1H}{10} + \frac{Imagen 3H}{10} \right) \cdot \frac{20}{2} \quad Ec (3-32)$$

Como resultados tendremos las siguientes imágenes:

Estudio realizado a la 1,3 h transcurrida tras la suministración del radiofármaco:

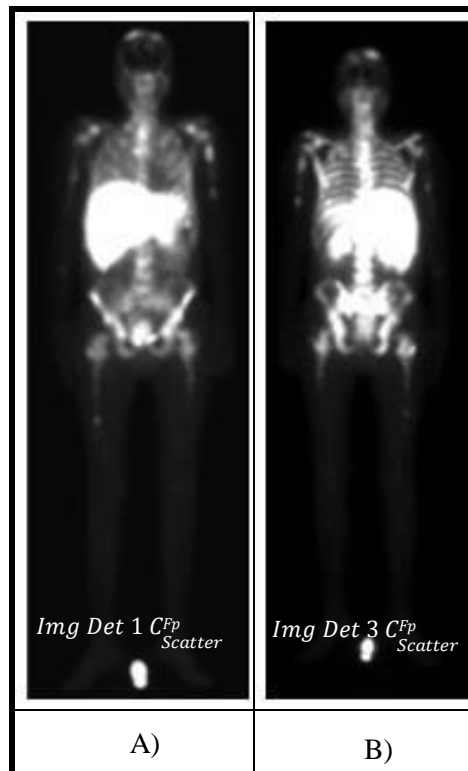


Ilustración 3-43 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Estudio realizado a la 22,28 h transcurridas tras la suministración del radiofármaco:

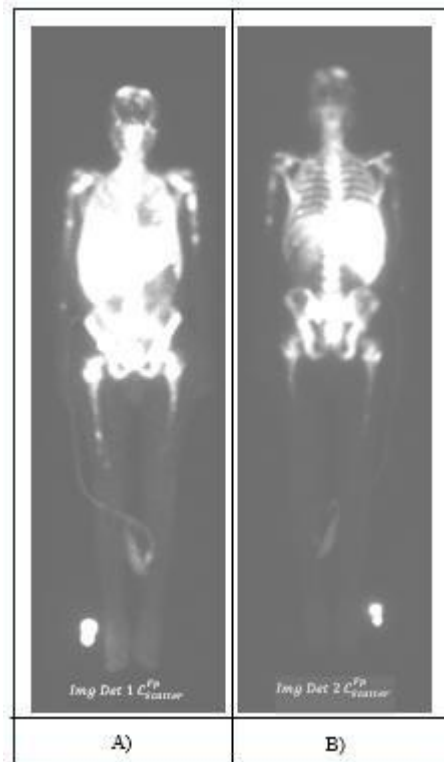


Ilustración 3-44 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-34 para el detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Con las imágenes obtenidas realizaremos el cálculo de la Ec. 2-35, obtendremos las siguientes expresiones.

Estudio realizado a la 1,3 h transcurrida tras la administración del radiofármaco:

$$Img Det 1 C_{corr TWE} = Imagen 2E - Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-35)$$

$$Img Det 2 C_{corr TWE} = Imagen 2F - Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-36)$$

Estudio realizado a las 22,28 h transcurridas tras la administración del radiofármaco:

$$Img Det 1 C_{corr TWE} = Imagen 2G - Img Det 1 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-37)$$

$$Img Det 2 C_{corr TWE} = Imagen 2H - Img Det 2 C_{Scatter}^{Fp} \quad Ec (3-38)$$

Como resultado de este procedimiento obtendremos las siguientes imágenes.

Estudio realizado a la 1,3 h transcurrida tras la administración del radiofármaco

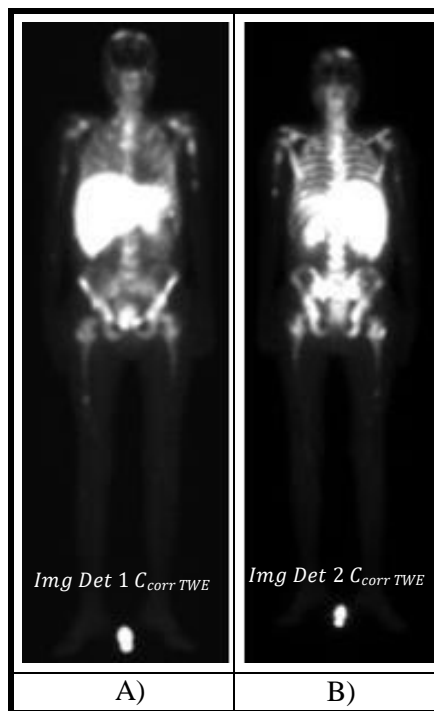


Ilustración 3-45 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Estudio realizado a las 22,28 h transcurridas tras la administración del radiofármaco:

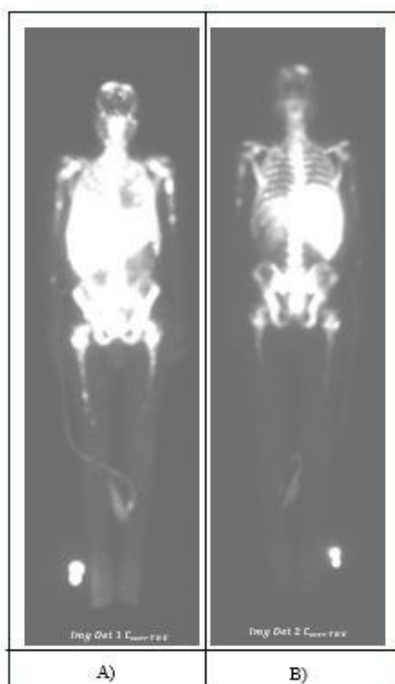


Ilustración 3-46 A) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 1 y B) Imagen obtenida tras la aplicación de la Ec 2-35 para el detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

En el cálculo de las cuentas, no se realiza la corrección por píxel debido a que en el ámbito real la precisión con la que se realizan las ROI en las zonas de interés presenta un muy bajo índice de que se repita las mismas características de esta, por lo que de realizar una corrección por píxel únicamente estaríamos aumentando su incertidumbre y consecuentemente un valor más inexacto.

3.3.1 Aplicación de estudio para la fuente testigo.

Realizamos la detección del valor de cuentas de la fuente testigo y de las cuentas de fondo mediante el uso de la herramienta ROI en la ilustración 3-47, ilustración 3-48 e ilustración 3-49

Estudio realizado a la 1,3 h transcurrida tras la administración del radiofármaco:

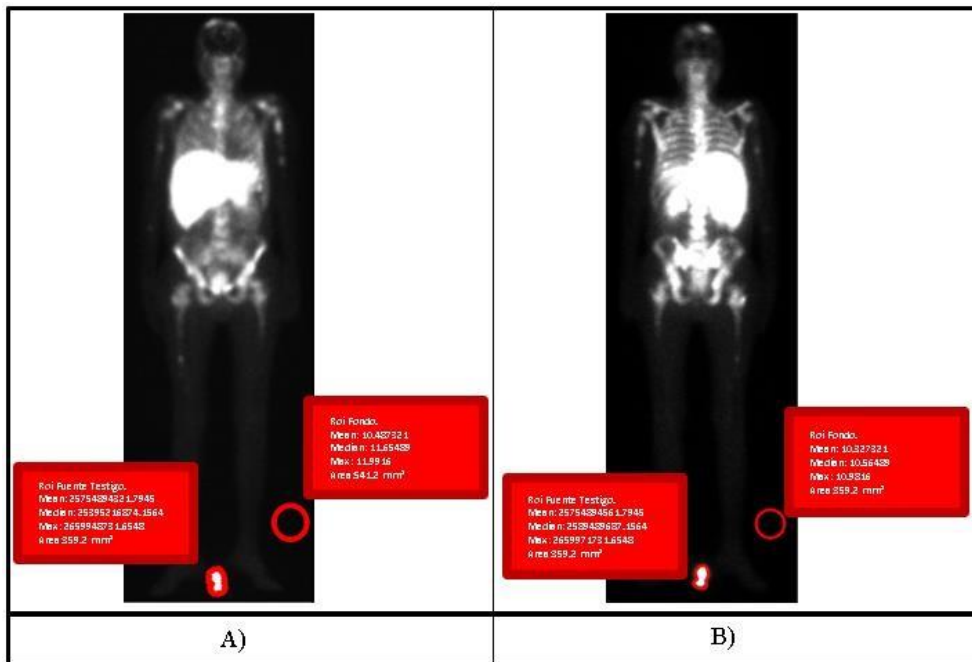


Ilustración 3-47 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y fuente testigo: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Estudio realizado a las 22,28 transcurridas tras la administración del radiofármaco:

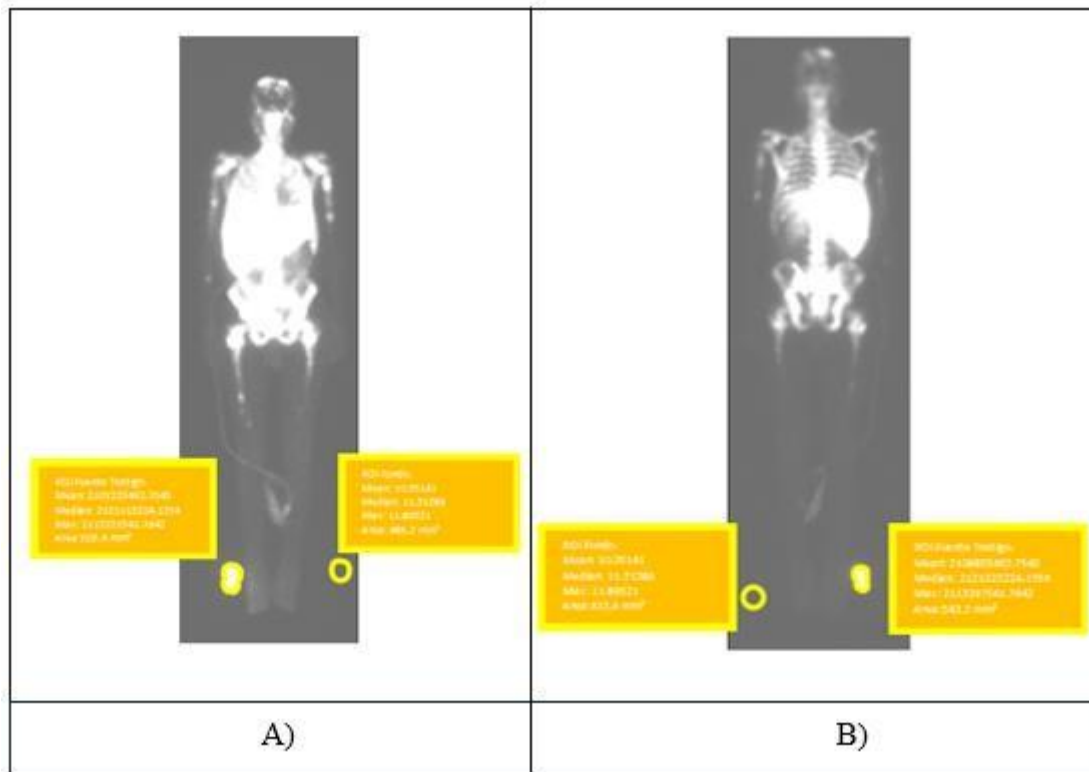


Ilustración 3-48 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y fuente testigo: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Los valores registrados se tabularon en la tabla 3-10 en función de los intervalos de tiempo en los que se realizó la adquisición. Para el registro de la *MG* se lo realizo en base a la Ec 2-39, usando el tiempo establecido en el paso 3 del actual inciso.

Tabla 3-10 Datos obtenidos al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo.

Tiempo.	Cuentas DET1 Fuente Testigo	Cuentas DET1 Fondo	Cuentas DET2 Fuente Testigo	Cuentas DET2 Fondo	MG
1,3	8,70x10 ⁵ cts	1,007 cts	8,54x10 ⁵ cts cts	0,181 cts	2941,03 cts/s
22,28	7,17x10 ⁵ cts	0,612 cts	7,13 x10 ⁵ cts	0,180 cts	2668,79 cts/s

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Nota: La columna de tiempo es registrada como el valor de tiempo transcurrido entre el punto de administración del radiofármaco en el paciente y el punto en el que realizo la adquisición.

Se realiza una extrapolación de datos respetando los intervalos de tiempo acoplados a los registrados, este método se aplicó únicamente a los datos de la columna Actividad, de la Tabla 3-10, hasta completar la cantidad de tiempo de una vida media del radiofármaco ^{177}Lu siendo estos una extensión de la tabla de 5 datos.

La extrapolación de datos se lo realizo con la Ec 2-24 para el cálculo del λ_f considerando la vida media del lutecio mencionada en el inciso 2.2.2:

$$\lambda_f = \frac{\ln(2)}{5,75 \times 10^5 \text{s}} \quad \text{Ec (3-41)}$$

$$\lambda_f = 1,2 \times 10^{-6} \text{s}^{-1} \quad \text{Ec (3-42)}$$

Con el valor de λ_f estimado se implementa directamente la Ec 2-25 para la estimación de las actividades, puestos a considerar que para la fuente testigo no existe un decaimiento biológico ya que la misma no se encuentra dentro del paciente simplificándose, los valores obtenidos se registran en la Tabla 3.11.

Tabla 3-11 Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo.

Tiempo.	Actividad (MG)
1,3	2941,03 cts/s
22,28	2668,79 cts/s
Datos Extrapolados	
47,53	2381,89 cts/s
70.53	2154,43 cts/s
93.77	1953,44 cts/s
116.88	1761,01 cts/s
140	1601,57 cts/s
159	1469,55 cts/s

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Nota: la columna de tiempo es registrada como el valor de tiempo transcurrido entre el punto de suministración de la fuente y el punto en el que realizo la adquisición la MG es valor de cuentas reales registradas en cada adquisición.

Aplicamos el valor estimado de FC para fuentes puntual a la MG para hallar el valor de actividad en cada intervalo tiempo en términos de MBq

Tabla 3-12 Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo

Tiempo	Actividad (MG)	Actividad (MG*FC)
1,3	2941,03 cts/s	277,52 MBq
22,28	2668,79 cts/s	251,90 MBq
47,53	2381,89 cts/s	225,39 MBq
70,53	2154,43 cts/s	204,18 MBq
93,77	1953,44 cts/s	184,52 MBq
116,88	1761,01 cts/s	166,51 MBq
140	1601,57 cts/s	150,76 MBq
159	1469,55 cts/s	138,81 MBq

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Los valores registrados de actividad en MBq en la tabla 3-12, se plantearon en una tabla de Excel para ser aplicados en el método de regresión lineal simple con el fin de hallar el coeficiente de determinación R^2 , dados a un ajuste Monoexponencial del $\lambda_{físico}$.

Para ello se realizaron los siguientes pasos.

1. Generar una tabla con los datos registrados de tiempo y actividad en MBq según los datos de la Tabla 3-12, en una hoja de Excel.
2. Generar la gráfica de la tabla registrada mediante la opción de dispersión con líneas suavizadas y marcadores ubicada en la sección de Grafico en la pestaña Insertar, como se muestra en la ilustración 3-53.

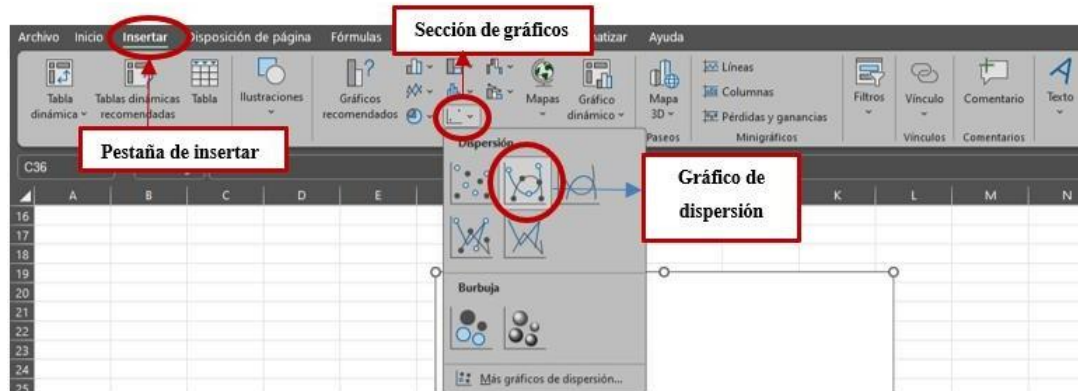


Ilustración 3-49 Sección para insertar gráficos de dispersión con líneas suavizadas y marcadores en Excel.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

3. Seleccionamos uno de los puntos de la gráfica generada y con clic derecho se abrirá las opciones en las que elijaremos la de generar línea de tendencia.



Ilustración 3-50 Ventana de opciones para insertar la línea de tendencia del gráfico de dispersión en Excel.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

4. En la ventana de opciones que se abrió tras el paso 3, marcaremos la casilla de “Exponencial” en las opciones de línea de tendencia, marcaremos la casilla de personalizado agregando el valor de landa físico en las opciones de condiciones y finalmente marcaremos presentar el valor de R cuadrado en el grafico en las opciones de extrapolar. Como se muestra en la Ilustración 3-55

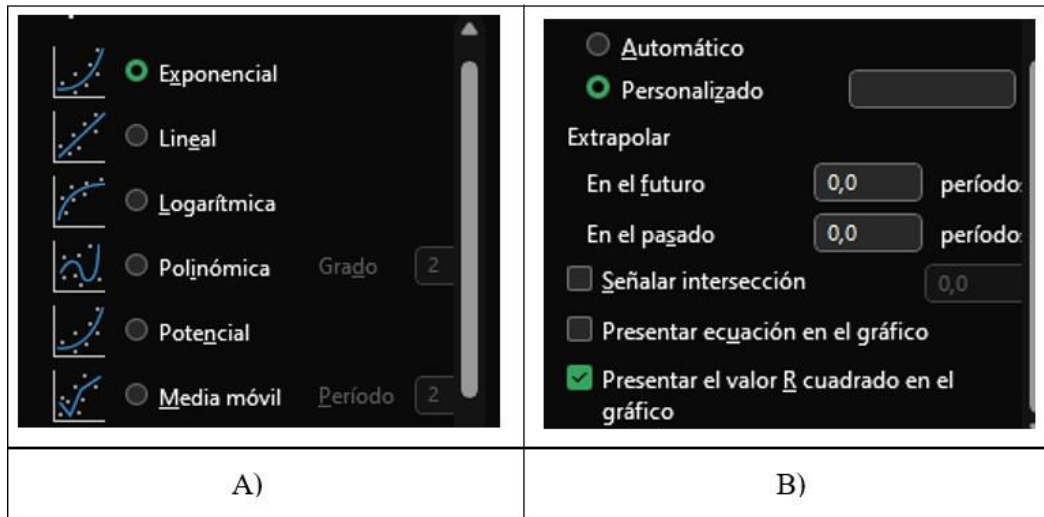


Ilustración 3-51 A) Sección de opciones del comportamiento de la curva de la gráfica, B) Sección de opciones para establecer condiciones y presentar el valor de R^2 .

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Tras la culminación de los pasos se obtuvo una gráfica capaz de evidenciar el comportamiento de la cinética del decaimiento del radiofármaco ^{177}Lu en una fuente puntual y su valor de coeficiente de determinación donde se registró un valor de $R^2=0,9994$

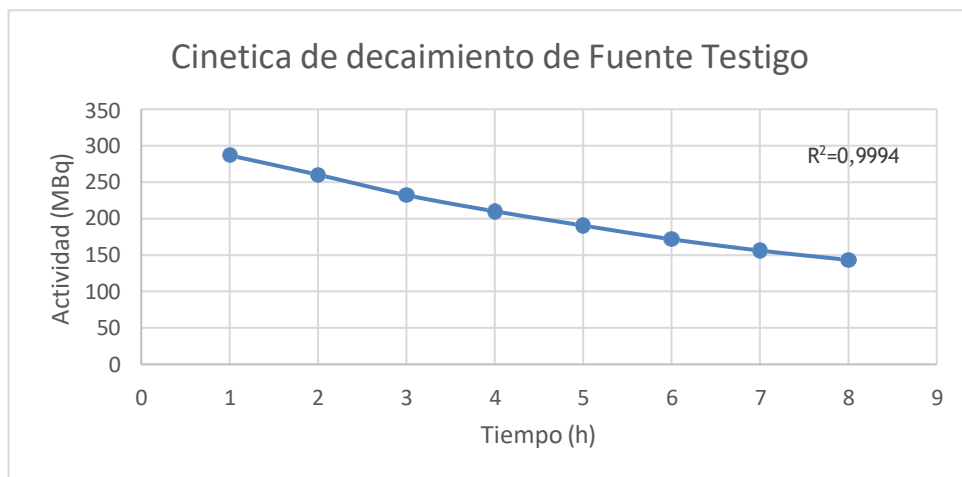


Ilustración 3-52 Cinética de decaimiento de Fuente Puntual (Actividad vs Tiempo).

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

3.3.2 Aplicación de estudio para el cuerpo entero.

Realizamos la detección del valor de cuentas del área del cuerpo entero del paciente y de las cuentas de fondo mediante el uso de la herramienta ROI en la ilustración 3-47, ilustración 3-48 e ilustración 3-49

Estudio realizado a la 1,3 h transcurrida tras la administración del radiofármaco:

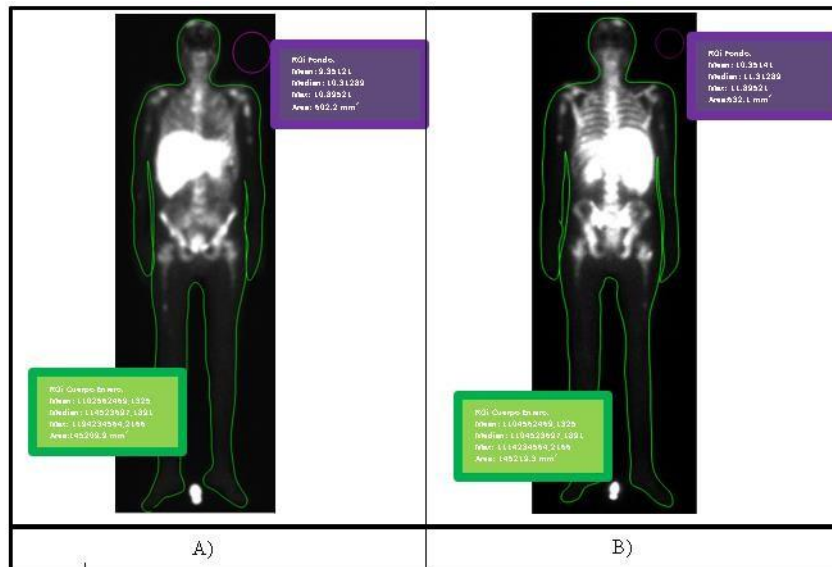


Ilustración 3-53 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y cuerpo entero: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Estudio realizado a las 22,28 transcurridas tras la administración del radiofármaco:

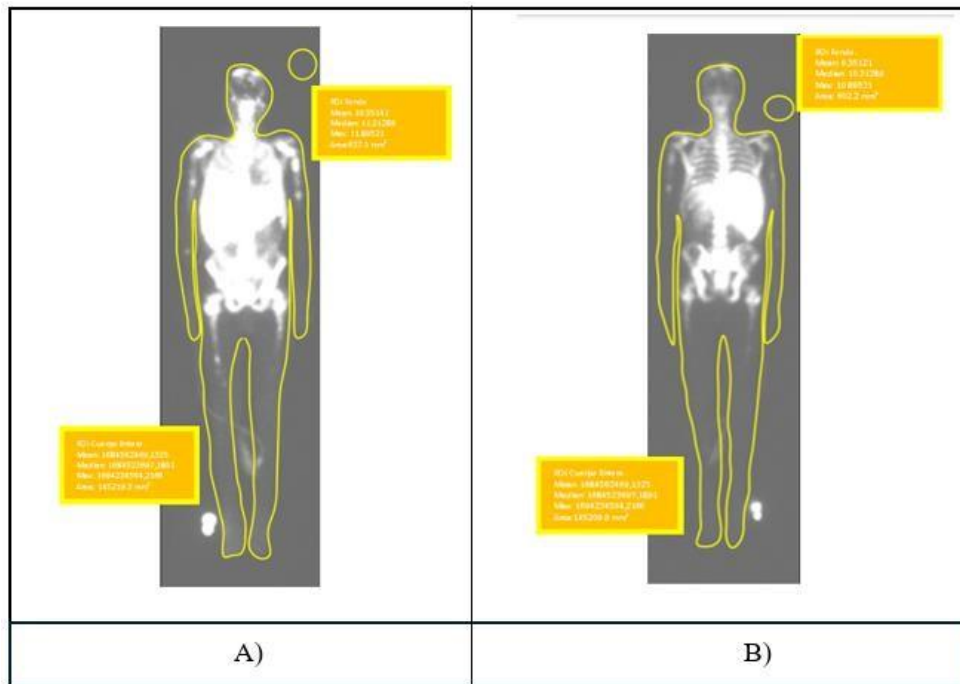


Ilustración 3-54 Identificación de cuentas mediante el graficador de ROI en ImageJ, para fondo, y cuerpo entero: A) ROI realizada para lo solicitado en Detector 1 y B) ROI realizada para lo solicitado en Detector 2.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Los valores registrados se tabularon en la tabla 3-13 en función de los intervalos de tiempo en los que se realizó la adquisición. Para el registro de la *MG* se lo realizo en base a la EC 2-34

Tabla 3-13 Datos obtenidos al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo

Tiempo.	Cuentas DET1 Cuerpo Entero	Cuentas DET1 Fondo	Cuentas DET2 Cuerpo Entero	Cuentas DET2 Fondo	MG
1,3	$2,50 \times 10^{10}$ cts	10,487 cts	$2,50 \times 10^{10}$ cts	10,213 cts	70766,80 cts/s
22,28	$1,68 \times 10^{10}$ cts	10,351 cts	$1,68 \times 10^{10}$ cts	09,874 cts	58012,92 cts/s

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Nota: La columna de tiempo es registrada como el valor de tiempo transcurrido entre el punto de suministración del radiofármaco en el paciente y el punto en el que realizo la adquisición. *El tiempo usado se especifica en el paso 3 del inciso 3-3.*

Aplicamos el valor estimado de FC para fuentes volumétricas a la MG para hallar el valor de actividad en cada intervalo tiempo en términos de MBq mostrado en la tabla 3-14.

Tabla 3-14 Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo

Tiempo	Actividad MG	Actividad MG*FC
1,3 h	70766,80 cts/s	6658,78 MBq
22,28 h	58012,92 cts/s	6022,70 MBq

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Se realiza una extrapolación de datos respetando los intervalos de tiempo acoplados a los registrados, este método se aplicó únicamente a los datos de la columna Actividad, hasta completar la cantidad de tiempo de una vida media del radiofármaco ^{177}Lu siendo estos una extensión de la tabla 3-14 de 5 datos.

La extrapolación de datos se lo realizo con la Ec 2-26 para el cálculo del λ_b considerando la actividad inicial como el segundo punto de adquisición con su correspondiente tiempo y la actividad final sera el tercer punto de adquisición con su correspondiente tiempo.

$$\lambda_b = \frac{\ln(5335,33 \text{ MBq}) + \ln(6022,70 \text{ MBq})}{1,7 \times 10^5 \text{ s} - 8 \times 10^4 \text{ s}} \quad \text{Ec (3-43)}$$

$$\lambda_b = 1,9 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1} \quad \text{Ec (3-44)}$$

Con el valor de λ_f y el valor de λ_b estimados se implementa directamente la Ec 2-25 para la estimación de las actividades, puestos a considerar que para la fuente testigo no existe un decaimiento biológico ya que la misma no se encuentra dentro del paciente simplificándose, los valores obtenidos se registran en la Tabla 3.15.

Tabla 3-15 Datos obtenidos y extrapolados al realizar las ROIs en los distintos intervalos de tiempo.

Tiempo	Actividad MG*FC
1,3	6658,78 MBq
22,28	6022,70 MBq
Datos Extrapolados	
47,53	5335,33 MBq
70,53	4798,35 MBq

93.77	4317,75 MBq
116.88	3841,96 MBq
140	3170,65 MBq
159	3011,92 MBq

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Nota: la columna de tiempo es registrada como el valor de tiempo transcurrido entre el punto de suministración de la fuente y el punto en el que realizo la adquisición la MG es valor de cuentas reales registradas en cada adquisición.

Los valores registrados de actividad en MBq en la tabla 3-15, se plantearon en una tabla de Excel para para ser aplicados en el método de regresión lineal simple con el fin de hallar el coeficiente de determinación R^2 , dados a un ajuste Biexponencial del $\lambda_{físico}$.

Para ello se realizaron los siguientes pasos.

1. Se Genero una tabla con los datos registrados de tiempo y actividad en MBq según los datos de la Tabla 3-15, en una hoja de Excel.
2. Posteriormente, se generó la gráfica utilizando el software libre Spyder para realizar el ajuste biexponencial, utilizando el siguiente código:

```

import numpy as np
from scipy.optimize import minimize
import matplotlib.pyplot as plt
from sklearn.metrics import r2_score

# Definir la función biexponencial para la actividad integrada
def biexponential_activity(params, t, data):
    A1, A2, lambda1, lambda2 = params
    x1 = lambda1
    x2 = lambda2
    predicted = A1 * np.exp(-x1*t) + A2 * np.exp(-x2*t)
    return np.sum((predicted - data)**2)

# Restricciones para A1, A2, lambda1 y lambda2
def constraint_A(params):
    return params[0], params[1] - 2.70 # A1 y A2 deben ser mayores o iguales a cero y A1 + A2 <= 1.30
def constraint_lambda(params):
    return params[2] + 0.0043, params[3] + 0.0043 # lambda1 y lambda2 deben ser mayores o iguales a -0.0043

# Generar datos de ejemplo
tiempo_data = np.array([1.30, 22.28, 47.53, 70.53, 93.77, 116.88, 140.00, 159]) # Tiempo en horas
actividad_data = np.array([1.30, 0.20, 0.17, 0.15, 0.12, 0.11, 0.10, 0.07]) # Actividad integrada (cuentas por min)

# Adivinanza inicial de parámetros
initial_guess = [0.21, 1.3, 0.0064, 0.15] # Adivinanza inicial de parámetros: A1, A2, lambda1, lambda2
# SIEMPRE CAMBIAR CONDICIONES INICIALES HASTA OBTENER LO QUE SE DESEE EN EL AJUSTE Y EL R^2
# DE LA MISMA MANERA VERIFICAR CUANTO ES EL MAXIMO VALORES Y CAMBIAR LAS RESTRICCIONES EN CONSTRAINT_A Y COLOCAR EL VALOR MAXIMO QUE TENGAS EN LOS PUNTOS DE LA CURVA DE ACTIVIDAD
# AL IGUAL QUE EN LOS BOUNDS

bounds = [(0, 2.70), (0, 2.70), (-0.0043, None), (-0.0043, None)]
result = minimize(biexponential_activity, initial_guess, args=(tiempo_data, actividad_data),
                 constraints=[{'type': 'ineq', 'fun': constraint_A},
                              {'type': 'ineq', 'fun': constraint_lambda}],
                 bounds=bounds)

# Parámetros ajustados
params = result.x
A1, A2, lambda1, lambda2 = params

# Graficar los datos y la función ajustada
tiempo_fit = np.linspace(min(tiempo_data), max(tiempo_data), len(tiempo_data))
x1_fit = lambda1
x2_fit = lambda2
actividad_fit = A1 * np.exp(-x1_fit*tiempo_fit) + A2 * np.exp(-x2_fit*tiempo_fit)

# Calcular el coeficiente de determinación (R^2) solo si las longitudes son consistentes
if len(actividad_data) == len(actividad_fit):
    r2 = r2_score(actividad_data, actividad_fit)
    print("R^2:", r2)
else:
    print("No se puede calcular R^2 debido a longitudes inconsistentes.")

# Mostrar los parámetros ajustados
params = result.x
print("Parámetros ajustados:")
print("A1:", params[0])
print("A2:", params[1])
print("lambda1:", params[2])
print("lambda2:", params[3])

# Graficar los datos y la función ajustada
plt.scatter(tiempo_data, actividad_data, label='Datos')
plt.plot(tiempo_fit, actividad_fit, label='Ajuste biexponencial', color='red')
plt.xlabel('Tiempo (horas)')
plt.ylabel('Actividad MG*PC (MBq)')
plt.legend()
# Mostrar el valor de R^2 en la gráfica
plt.text(0.7, 0.65, f'R^2: {r2:.3f}', transform=plt.gca().transAxes, fontsize=10, verticalalignment='bottom',
        bbox=dict(boxstyle='round', facecolor='wheat', alpha=0.5))
plt.show()

```

Ilustración 3-55 Código generador de gráfica del comportamiento del decaimiento correspondiente al ^{177}Lu en cuerpo entero en el software Spyder restringiendo condiciones y presentando el valor de R^2 .

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Tras la culminación de los pasos se obtuvo una gráfica capaz de evidenciar el comportamiento de la cinética del decaimiento del radiofármaco ^{177}Lu en una fuente puntual y su valor de coeficiente de determinación donde se registró un valor de $R^2=1$

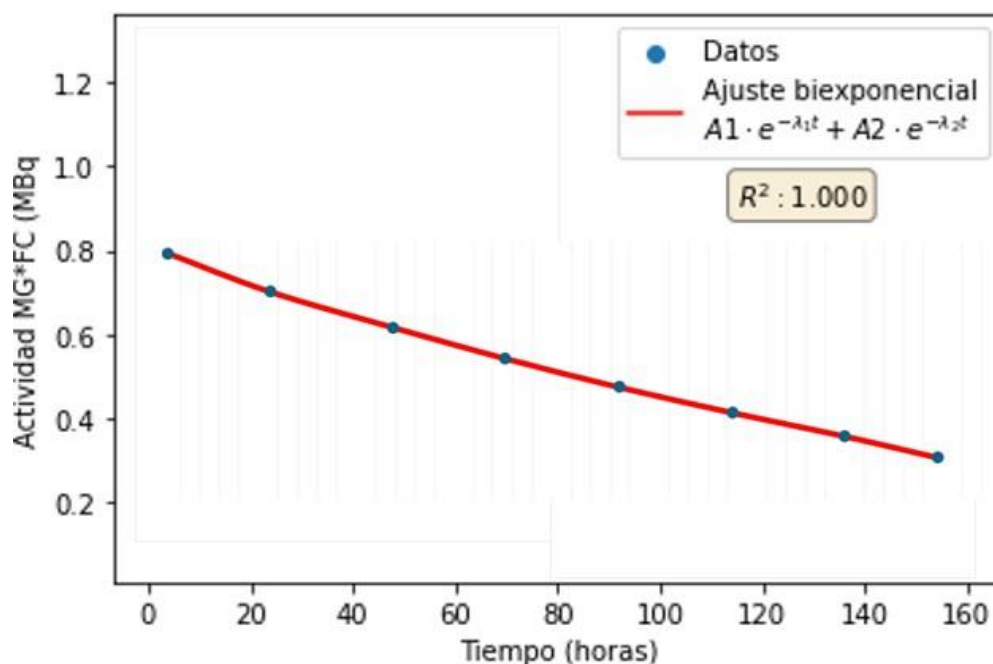


Ilustración 3-56 Cinética de decaimiento de Cuerpo Entero (Actividad vs Tiempo) realizado en spider.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Realizamos el cálculo para la retención en cuerpo entero, con un estudio de porcentajes. Considerando la primera adquisición como un 100%

Tabla 3-16 Registro de la Retención Porcentual con respecto a cada variación de tiempo de adquisición

Tiempo	Actividad	Retención porcentual
1,3	6658,78 MBq	100 %
22,28	5929,70 MBq	81,98 %
47,53	5203,33 MBq	66,44 %
70,53	4539,35 MBq	56,86 %
93,77	3988,75 MBq	50,01 %
116,88	3493,96 MBq	44,98 %
140	3087,65 MBq	42,13 %
159	2823,92 MBq	40,98 %

Realizamos el cálculo de la actividad integrada considerando únicamente el valor inicial de la actividad con la que se trabajó y el valor resultante al calcular su primera vida media

$$A = \int_0^{\infty} A(t) dt = \frac{A_0}{\lambda_b + \lambda_f} (1 - e^{-(\lambda_b + \lambda_f)t}) \quad \text{Ec (2-29)}$$

Tras la resolución de la Ec 2-29 se obtuvo un valor de actividad integrada de $A = 3,48 \times 10^5 \text{MBq}$

Finalmente se realizó la estimación del tiempo de residencia a partir de los cálculos realizados con la Ec 2-30 A

$$\tau = \frac{A}{A_0} \quad \text{Ec (2-30 A)}$$

Tras la resolución de la Ec 2-30 A, se obtuvo un valor de tiempo de residencia de $\tau = 52,36 \text{ h}$

Y finalmente se usa la Ec 2-30 B, Para halla el valor de tiempo límite de residencia

$$\tau_{LIMIT} = \frac{A_1 \times e^{-(\lambda_b)t} + A_1 \times e^{-(\lambda_f)t}}{\lambda_f}$$

Tras la resolución de la Ec 2-30 B se obtuvo un valor de tiempo de residencia de $\tau = 68,42 \text{ h}$

Para la estimación de la dosis absorbida en cuerpo entero nos ayudamos del software MIRDcalc, en el que se aplicó el siguiente procedimiento.

- 1 El software MIRDcalc, ofrece un apartado denominado como Biodistribution ModelInput en la cual se establecieron los siguientes parámetros:

Element: Lu

Isotope: Lu-177

Sexuality: Male

Phantom: ICRP Adult Male

Como se muestra en la Ilustración 3-56

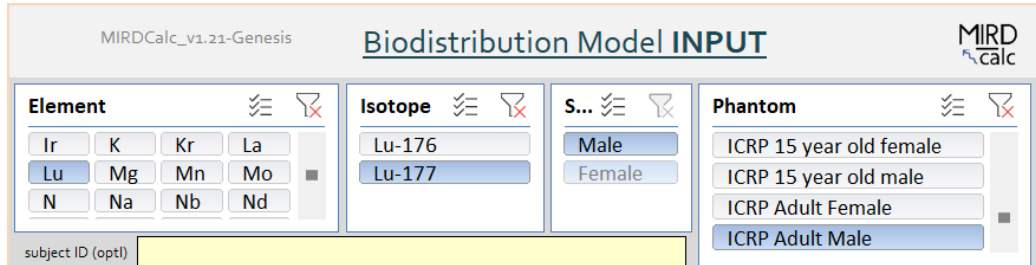


Ilustración 3-57 Interfaz de Biodistribution ModelInput del Software MIRDCalc.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

- 2 En el apartado de Dose injection (top organs) se ingresó la actividad inicial marcada en el activimetro que se le inyectó al paciente en unidades de MBq.

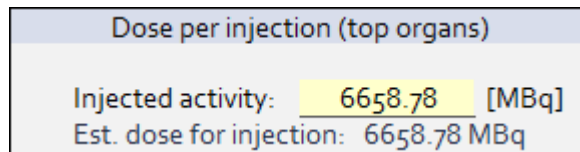


Ilustración 3-58 Interfaz de Dose injection (top organs) del Software MIRDCalc.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

- 3 En el apartado de Source Organs identificamos el hígado como el órgano fuente y la actividad integrada τ que se obtuvo.


Source organs		
 Organ name	Time integrated activity coefficients * [hours]	σ (Std. Dev.) (optional) [hours]
Adipose tissue		
Adrenals		
Bone - cortical volur		
Bone - trabecular vo		
Brain		
Breast tissue		
Cartilage		
Esophagus wall		
Gallbladder content		
Heart content		
Heart wall		
Kidneys		
@ Liver	68.45	30%
Lungs		
Major blood vessels		
Muscle		
Oral mucosa		
Pancreas		
Pituitary gland		
Salivary glands		
Spleen		
Stomach content		
Thymus		
Thyroid		
Urinary bladder cont		

Ilustración 3-59 Interfaz de Source Organs del Software MIRDCalc, con el parámetro de tiempo de residencia establecido en hígado.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

Con la culminación de los pasos desarrollados en el software MIRDCalc se obtuvo un valor de dosis absorbida en cuerpo entero correspondiente a $1,08 \times 10^{-1} \text{ mGy/MBq}$. Como se muestra en la Ilustración 3-65

Estimated dosimetry (absorbed dose) - 37/48 displayed here


Organ 	Abs Dose [mGy / MBq]	Uncertainty (SD) ^o [mGy / MBq]
Adipose tissue	5.64E-03	9.99E-04
Adrenals	6.15E-02	1.05E-02
Bone - endosteal cells	4.64E-03	8.89E-04
Bone marrow - red (act	1.07E-02	2.03E-03
Brain	1.67E-04	3.34E-05
Breast tissue	1.35E-02	2.70E-03
Bronchial basal cells	1.70E-02	3.36E-03
Colon - ICRP133	1.59E-02	2.99E-03
Esophagus	2.29E-02	4.36E-03
Extrathoracic region -	6.85E-04	1.37E-04
Eye lens	1.28E-04	2.56E-05
Gallbladder wall	2.27E-01	3.22E-02
Heart wall	2.53E-02	4.99E-03
Kidneys	3.45E-02	6.63E-03
Liver	2.59E+00	4.95E-01
Lung - ICRP133	2.34E-02	4.23E-03
Lymphatic nodes - ICR	1.31E-02	2.42E-03
Muscle	3.84E-03	7.50E-04
Oral mucosa	7.02E-04	1.40E-04
Ovaries	0.00E+00	0.00E+00
Pancreas	6.01E-02	1.16E-02
Pituitary gland	2.42E-04	4.85E-05
Prostate	3.59E-04	7.17E-05
Salivary glands	6.92E-04	1.38E-04
Skin	2.62E-03	5.22E-04
Small intestine	1.07E-02	2.11E-03
Spleen	1.02E-02	2.03E-03
Stomach	3.85E-02	6.96E-03
Testes	5.64E-05	1.13E-05
Thymus	6.01E-03	1.20E-03
Thyroid	3.07E-03	6.14E-04
Tongue	7.68E-04	1.53E-04
Tonsils	3.76E-04	7.51E-05
Ureters	9.08E-03	1.81E-03
Urinary bladder wall	7.19E-04	1.43E-04
Uterus	0.00E+00	0.00E+00
Whole body target	1.08E-01	1.98E-02

Ilustración 3-60 Interfaz de Estimated Dosimetry (Absorbed Dose) del Software MIRDCalc.

Realizado por: (CARVAJAL, 2024).

CAPÍTULO IV

4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS.

El presente capítulo se abordará con la misma dinámica con la que se realizó el Capítulo III, dividiéndolo en tres secciones para facilitar su comprensión.

- Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT
- Estimación del factor de calibración (FC)
- Estimación de la dosis absorbida.

4.1 Control de calidad (QC) del equipo SPECT/CT

Como se ha mencionado en el inciso 3.1 el enfoque del QC del equipo SPECT/CT Symbian Intevo Excel, radica en verificar que todos los parámetros se encuentren dentro del rango de tolerancia, para el funcionamiento adecuado del equipo.

4.1.1 Uniformidad intrínseca.

Los valores de tolerancia para la verificación de fidelidad del QC de Uniformidad intrínseca, los extraemos del propio manual usado para el desarrollo de esta, se encuentran escritos en la tabla 4-1 del manual “*Symbia Series Intevo 16/6/2 e Intevo Excel*”.

Tabla 4-1 Valores de tolerancia permitidos para el QC de uniformidad intrínseca.

Uniformidad	FOV Central	FOV Útil
Integrada	5 %	6 %
Diferencial	2,5 %	3 %

Fuente: (SIEMENS, 2016)

Al realizar la comparación correspondiente podemos identificar que todos los valores obtenidos en la Tabla 3-1, se encuentran por debajo del límite establecido como tolerancia. Para el detector 1 la integridad del FOV central se encuentra por debajo con un valor del 0,93%, la integridad del FOV Útil se encuentra un 1,24% por debajo, el diferencial del FOV central dispone de un valor de 0,79 % por debajo y para el diferencial del FOV útil el valor es del 0,21% por debajo. Mientras

que para el detector 2 la integridad del FOV central se encuentra por debajo con un valor del 0,13%, la integridad del FOV Útil se encuentra un 0,97% por debajo, el diferencial del FOV central dispone de un valor de 0,85 % por debajo y para el diferencial del FOV útil el valor es del 0,46% por debajo.

Este análisis nos permite, identificar que los datos brindan una partitura positivos sobre el estado del equipo, evidenciado de esta manera la factibilidad de continuar con la estimación del FC.

4.1.2 Corregistración

El análisis de fidelidad del QC de corrección es enteramente empírico en base a una inspección visual, motivo por el cual se lo realizó mediante una encuesta de criterios considerando la participación de un físico médico, un médico oncólogo y el autor del trabajo, bajo las exigencias presentadas por el propio QC se consideró únicamente la concordancia geométrica de las posiciones de las diez fuentes puntuales de la imagen generada en cada uno de los equipos, ángulos y detectores.

Según el criterio final registrado por cada uno de los participantes en la Tabla 3-3, Tabla 3-4 y Tabla 3-5. Se puede verificar que todas las imágenes obtenidas presentan una concordancia geométrica entre el equipo SPECT y el equipo CT independientemente del ángulo en el que se encuentre el estudio, evidenciando el correcto posicionamiento de los detectores de ambos equipos, el sistema de giroscopio de la camilla y la fidelidad de la rotación y desplazamiento de la camilla.

Estas interpretaciones finales sobre el QC desarrollado nos permiten asegurar que el mismo fue culminado con éxito, generando un mayor porcentaje de fidelidad a los estudios que se realizaran para la estimación de los FC.

4.1.3 Centro de rotación.

En las imágenes obtenidas en el QC de centro de rotación registradas como Ilustración 3-19, Ilustración 3-20 e Ilustración 3-21, podemos evidenciar visualmente que los sinogramas presentes en ellas disponen de una reconstrucción de la continuación de los detectores 1 y 2 limpia y continua, indicándonos que la simetría de los ejes se encuentra en óptimo estado.

Los sinogramas 1, 2 y 3 comparten uniformidad independientemente del ángulo y de los parámetros que se establezcan esto lo podemos verificar gracias al registro datos mostrados en la Tabla

El manual de instrucciones nos brinda una imagen del primer sinograma adquirido con un equipo que presenta fallas de adquisición muy significativas, permitiendo evidenciar con mayor claridad la fidelidad de las imágenes obtenidas

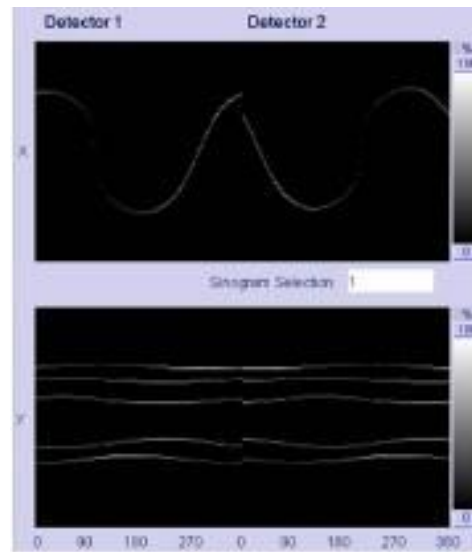


Ilustración 4-1 Sinograma con carencia de linealidad y continuidad en reconstrucción de los datos obtenidos por los detectores 1 y 2.

Fuente: (SIEMENS, 2016)

Las pruebas de Control de Calidad (QC) confirmaron que el equipo SPECT/CT cumplió con las especificaciones del fabricante. Se establecieron valores de tolerancia para la conformidad del equipo, y todas las mediciones realizadas estuvieron dentro de estos límites. Esto indica que el equipo está apto para realizar estudios, garantizando que las imágenes adquiridas sean confiables para el análisis médico

4.2 Estimación del factor de calibración (FC)

4.2.1 Factor de calibración para fuente puntual

El FC estimado para una fuente puntual para un estudio bidimensional práctico es de $10,63 \frac{cts}{MBq \cdot min}$ para el radioisótopo de ^{177}Lu en el equipo SPECT/CT Symbia Intevo

Excel, el mismo presenta un porcentaje de fidelidad del 98,31% comprobado en una práctica real con un paciente pues se agregó una fuente testigo con una actividad de 7,5 mCi. Al multiplicar el número de cuentas en la Región de Interés (ROI) por el factor de calibración, se obtuvo un valor de 253,12 MBq, que, tras la conversión de unidades, equivale a 7,1 mCi. Esta cifra muestra una desviación del 0,12% respecto al valor real inyectado. Según los estándares de la metodología MIRD, el factor de calibración para un equipo SPECT/CT debe tener una fidelidad superior al 90% para ser considerado factible en usos clínicos."

4.2.2 Factor de calibración para fuente volumétrica

El FC estimado para una fuente volumétrica para un estudio de modo barrido práctico es de $40,61 \frac{cts}{MBq \cdot min}$, el mismo presenta un porcentaje de fidelidad del 92,13%, comprobado en una práctica real con el propio paciente pues se le inyectó una actividad de 166,45 mCi y al realizar el barrido, obtener el número de cuentas en ROI y multiplicar estas cuentas por el FC (procedimiento realizado en la sección 3.2.2 del capítulo III) se obtuvo un valor de 6658,12 MBq que tras la conversión de unidades equivale a 164,84 mCi cifra con una desviación del 0,18% del valor real inyectado, que según los estándares de la metodología MIRD, que nos indica que todo FC para un equipo SPECT/CT debe presentar un valor de fidelidad superior 90% para ser considerado factible en usos clínicos.

4.3 Estimación de la dosis absorbida.

4.3.1 Estimación de Fuente Testigo

"El estudio de dosimetría interna realizado sobre la fuente testigo presente en las imágenes del paciente muestra un comportamiento de decaimiento físico lógico, según los planteamientos de la Universidad Complutense de Madrid en su publicación 'Divulgación de la Radioactividad'. Se generó una curva monoexponencial con una desviación estándar de $\pm 0,03$ MBq, como se muestra en la Ilustración 3-56. Este hallazgo se respalda con un coeficiente de regresión lineal (R^2) de 0,992, lo que indica una certeza del 99,2% de concordancia entre los puntos obtenidos, incluso con valores extrapolados, lo que refuerza la fidelidad del estudio. Se añade que el decaimiento es únicamente físico, ya que se trata de una fuente puntual. Sin embargo, si se tratara de un paciente, se debería considerar tanto el decaimiento físico como el biológico. En este último caso, cualquier anomalía en el paciente afectaría al decaimiento biológico y, por ende, al decaimiento efectivo del radioisótopo."

4.3.2 *Estimación de Cuerpo Entero*

En resumen, el estudio de dosimetría interna realizado en el paciente, muestra un comportamiento de decaimiento cinético lógico en una curva biexponencial, con un $R^2=1$ Esto sugiere la posibilidad de un sobreajuste de los datos estimados, ya que los puntos representados fueron extrapolados. El tiempo de residencia calculado en el hígado, de 41,48 horas, coincide con el estado del paciente que, al ser paliativo, presenta complicaciones metabólicas evidentes, lo que aumenta la retención de la radioactividad. Estudios anteriores respaldan este hallazgo, indicando que la retención en el hígado para una actividad de 250 mCi de este radiofármaco oscila entre 45 y 55 horas, según investigaciones realizadas en la Universidad de Humboldt en Alemania.

La dosis absorbida en cuerpo entero para el paciente en cuestión es de $1,08 \times 10^{-1}$ mGy/MBq un valor totalmente lógico puestos a la cantidad inyectada el mismo.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES

- Los valores e interpretaciones gráficas obtenidas en los controles de calidad del equipo evidencian un correcto funcionamiento del mismo, con un porcentaje promedio del 1,9% por debajo de los límites de tolerancia establecidos para el primer control de uniformidad intrínseca, una aceptación empírica a cargo de un físico médico, un médico oncólogo y el autor del presente trabajo para el control de corrección y una continuación de linealidad uniforme en la reconstrucción de imagen obtenida en el control de centro de rotación, que en consecuencia brindan el tener un valor de fidelidad muy claro sobre las estimaciones realizadas tanto del FC como del estudio de dosimetría interna.
- La estimación del factor FC tanto de la fuente puntual como el de la fuente volumétrica para el radioisótopo ^{177}Lu fue satisfactoria, puesto a una desviación estándar del resultado real únicamente del 0,03% para la fuente puntual y un valor de 0,043 % para la fuente volumétrica, mismos resultados que se encuentran dentro de los valores de tolerancia aceptables por la Metodología MIRD siendo este un valor máximo de 0.099%.
- La curva de decaimiento de cuerpo entero presente una mayor desintegración radioactiva que la curva de decaimiento de la fuente testigo, permitiendo evidenciar la hipótesis planteada, la misma nos dice que el decaimiento real de un radiofármaco será siempre más rápido que el decaimiento físico del mismo.
- El valor de dosis absorbida en cuerpo completo, registrado 1.08×10^{-1} mGy/MBq, indica que cada MBq administrado al paciente resultará en una dosis absorbida de 1.08×10^{-1} mGy.
- El procedimiento realizado desde los controles de calidad hasta el cálculo de la dosis absorbida, presentaron vital relevancia en el presente trabajo, ya que este permitió tener en consideración en cada momento la fidelidad de los valores obtenidos como resultados en cada uno de los pasos realizados.

RECOMENDACIONES

- Realizar una estimación del FC del radioisótopo ^{177}Lu con imágenes tridimensionales.
- Establecer más puntos de adquisición del paciente en intervalos de tiempo que no presenten tanta separación entre ellos.
- Reducir la cantidad de valores extrapolados en la curva del tiempo de residencia.
- Desarrollar una nueva investigación de estimación de dosis seleccionando un órgano específico.

BIBLIOGRAFÍA

- 1 **AMOROCHO, Enrique y Oliveros, Germán. 2000.** *Apuntes sobre energía y recursos energéticos.* United Kingdom : UNAB, 2000. PMI.
- 2 **AÑE, Rafael. 2014.** *Fundamentos de Física Medica.* [aut. libro] Antonio Brosted Serreta. *Fundamentos de Física Medica.* España : Sociedad Española de Física Medica, 2014, pág. 25.
- 3 **BUSHONG, Stewart Carlyle. 2010.** *MANUAL de radiología para TÉCNICOS.* BARCELONA : EL SEVIER MOSBY, 2010. NOVENA EDICIÓN.
- 4 **CASTEJÓN, Francisco, HIDALGO, Carlos y CASTEJÓN, Joaquín. 2013.** *Energía de fusión nuclear como una alternativa: energética presente y perspectivas.* Madrid : Revista Española de Física, 2013. Vol. 27. 27.
- 5 **DIAS, Mauro, SILVIA, Fabrício y KOSKINAS, Mariana. 2010.** *Standardization and measurement of gamma-ray probability per decay of ^{177}Lu .* Bratislava : ScienceDirect, 2010. Volumen 68.
- 6 **GÓMEZ, A. y BLANCO, J. 2003.** *Radiofármacos de uso humano: marco legal e indicaciones clínicas autorizadas en España.* Madrid : Seguridad Nuclear, 2003. 1 Trimestre.
- 7 **HELMENSTINE, Anne. 2023.** *Which Type of Radiation Is the Most Penetrating?* NEW JERSEY : SCIENCE NOTES, 2023. FIRST.
- 8 **IAEA. 2008.** *La protección radiológica y la medicina nuclear.* Ciudad de Mexico : IAEA, 2008.
- 9 **ILLANES, Luis. 2013.** *Física de la Medicina Nuclear.* Buenos Aires : Universidad de la Plata, 2013. Primera.

- 10 **ILLANES, Luis y CHAIN, Yamil. 2015.** *Radiofármacos en medicina nuclear.*. Buenos Aires : Universidad Nacional de la Plata, 2015. 1.
- 11 **ILLANES, Luis y Etcheverry, Maria. 2016.** *Física de la medicina nuclear. Introducción al control y verificación de los equipo. Una guía práctica.* Buenos Aires : UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA, 2016.
- 12 **MENDOZA, Liliana. 2010.** Historia de la Medicina Nuclear. *Historia de la Medicina Nuclear.* Victoria : Tamps, 2010.
- 13 **MIRD. 2016.** *MIRD N°16.* Alabama : OIEA, 2016. 1.
- 14 **NYATHI, Mpumelelo y Ramafi, Enoch Sithole & Ouma. 2016.** *Quantification of partial volume effects in planar imaging.* Pretoria : Department of Medical Physics, 2016. First.
- 15 **OIEA. 2008.** *Clinical Applications of SPECT/CT: New Hybrid Nuclear Medicine Imaging System.* Vienna : IAEA, 2008.
- 16 **RAMIREZ, ALBERTO. 1996.** Historia de la Medicina Nuclear. *Medicina Balear.* España : DIALNET, 1996, págs. 19 - 22.
- 17 **SÁNCHEZ, Ivan. 2016.** *Diagnóstico por radiofármacos.* Navarra : Clinica Universidad de Navarra, 2016. 1.
- 18 **SÁNCHEZ, Marcela Angélica Ávila. 2021.** *Aplicación de la radiación Cherenkov de ¹⁷⁷Lu a sistemas teranósticos dirigidos a los receptores de quimiocina-4 y SR-B1.* Ciudad de México : Universidad Autónoma del Estado de México, 2021. primero.
- 19 **SCAN. 2018.** *REGISTRO OFICIAL CONSEJO SUPREMO DE GOBIERNO REGLAMENTO DE SEGURIDAD RADIOLOGICA .* Quito : SCAN, 2018. Diez.
- 20 **SIEMENS. 2016.** *Symbia Series Intevo 16/6/2 e Intevo Excel .* 2016.

- 21 **SPITZ, Avery, y otros. 2023.** *Practical Guidance on [177Lu]Lu-PSMA-617 Treatment, Including Radiation Safety, Adverse Event Monitoring, and Patient Counseling.* New Jersey : Radioligand Therapy, 2023. 1.
- 22 **STERLING, N. y DINERSTEIN, H. 2003.** *UV OBSERVATIONS OF NEUTRON CAPTURE ELEMENTS IN PLANETARY NEBULAE.* Ciudad de Mexico : Revista Mexican de Astronomía y Astrofísica, 2003. 133.
- 23 **TORTORA, GERARD y DERRICKSON, BRYAN. 2013.** *Principios de Anatomía y Fisiología.* Mendoza : Ciencia Panamericana, 2013. 13 Edición.
- 24 **UNSCEAR. 2008.** *MEDICAL EXPOSURE TO IONIZING RADIATION. Sources and effects of ionizing radiation. Volume I: Sources:.* New York : United Nations Scientific Committee on the Effects of Atomic Radiation. New York: United Nations., 2008.
- 25 **ZALAZAR, Mariá, MARINO, Emiliano y Zanchi, Danilia. 2021.** *DISEÑO DE UN PROTOCOLO DE ADMINISTRACIÓN Y DOSIMETRÍA DE I-131 EN PACIENTES CON CÁNCER DE TIROIDES.* Bariloche : Instituto Balseiro, 2021.



Total: 25 REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.





ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO
CERTIFICADO DE CUMPLIMIENTO DE LA GUÍA PARA
NORMALIZACIÓN DE TRABAJOS DE FIN DE GRADO

Fecha de entrega: 04/07/2024

INFORMACIÓN DEL AUTOR
Nombres – Apellidos: Axcel Jordan Carvajal Mendez
INFORMACIÓN INSTITUCIONAL
Facultad: Ciencias
Carrera: Física
Título a optar: Físico
 Ing/MSc. Carlos Alcibar Medina Serrano DIRECTOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR
 Fis/MSc Julio Cesar Andrade Landera. ASESOR DEL TRABAJO DE INTEGRACIÓN CURRICULAR.