

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

CÁLCULO DE LA DOSIS ABSORBIDA EN PULMONES
DURANTE UNA TOMOGRAFÍA HELICOIDAL CON EL
TOMÓGRAFO “BRILLIANCE BIG BORE”, MEDIANTE
SIMULACIONES MONTE CARLO

TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE FÍSICA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

CRISTINA ESTEFANÍA RAMÍREZ RAMÍREZ
cristina.ramirez@epn.edu.ec

Director: MARCO VINICIO BAYAS REA Ph.D
marco.bayas@epn.edu.ec

QUITO, MAYO 2019

DECLARACIÓN

Yo, CRISTINA ESTEFANÍA RAMÍREZ RAMÍREZ, declaro bajo juramento que el trabajo aquí escrito es de mi autoría; que no ha sido previamente presentado para ningún grado o calificación profesional; y que he consultado las referencias bibliográficas que se incluyen en este documento.

La Escuela Politécnica Nacional puede hacer uso de los derechos correspondientes a este trabajo, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normatividad institucional vigente.

Cristina Estefanía Ramírez Ramírez

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por CRISTINA ESTEFANÍA RAMÍREZ RAMÍREZ, bajo mi supervisión.

Marco Vinicio Bayas Rea, Ph. D.
Director del Proyecto

AGRADECIMIENTO

A mis profesores, en especial a mi tutor Dr. Marco Bayas por toda su dedicación e infinita paciencia durante la realización de este trabajo. Al Dr. Luis Lascano, quien me incentivó a seguir adelante en la carrera. A mi querida familia, especialmente a mis padres, a mi hermano y a Harry quienes han permanecido a mi lado y han creído en mí, incluso en ocasiones en que yo no lo hice; sin ellos nada de esto sería posible. Finalmente, a mis amigos: Tatty, Julio, David y Fer quienes fueron mi apoyo en incontables ocasiones.

DEDICATORIA

A mis padres, a mi hermano y a Harry, a quienes amo más que a nadie.

Índice general

Declaración de Autoría	I
Índice de Figuras	VIII
Índice de Tablas	IX
Resumen	X
Abstract	XI
1. Introducción	1
2. Fundamentos de la tomografía computarizada	4
2.1. Aspectos físicos de la radiación utilizada en tomografía	4
2.1.1. Transporte de fotones de rayos X en un material	4
2.1.2. Transporte de electrones en un material	5
2.2. Características y componentes de la tomografía computarizada . . .	6
2.2.1. Proyecciones	7
2.2.2. Unidades Hounsfield	8
2.2.3. Adquisición de imágenes TC	9
2.3. Magnitudes dosimétricas de la radiación	11
2.3.1. Dosis absorbida	11
2.3.2. Dosis equivalente	12
2.4. Radioprotección en tomografía	12
2.4.1. Índice de dosis para tomografía computarizada	13
2.4.1.1. $CTDI_{100}$	14
2.4.1.2. $CTDI_{VOL}$	14
2.4.2. Dosis media en órganos	15
2.4.3. Determinación de dosis en órganos basados en cálculos Monte Carlo	16
3. Metodología	18
3.1. Plataforma de simulación GATE	18
3.1.1. Sistemas y actores	19
3.1.2. Definición de movimientos	20

3.2.	Estructura de las simulaciones	20
3.2.1.	Descriptores de conversión para la definición de los materiales	21
3.2.2.	Imagen tomográfica	22
3.2.3.	Geometría de simulación	24
3.2.4.	Procesos físicos	25
3.2.5.	Implementación de actores	25
3.3.	Simulación de la irradiación	26
3.3.1.	Número de partículas	26
3.3.2.	Irradiación del fantoma completo	27
3.3.3.	Modos de irradiación parcial	29
3.4.	Tratamiento de datos	30
3.4.1.	Curvas de isodosis	30
3.4.2.	Análisis estadístico	31
3.4.2.1.	Histogramas de frecuencia	31
3.4.2.2.	Indicador dosimétrico Θ	31
3.4.2.3.	Histogramas de volumen por dosis	32
3.4.3.	Perfiles de dosis	32
3.4.4.	Factor de escalamiento para las irradiaciones parciales	33
4.	Dosis en pulmones entregadas por el tomógrafo BBB	34
4.1.	Irradiación completa del fantoma	34
4.1.1.	Curvas de isodosis	37
4.1.2.	Histogramas de frecuencias	39
4.1.3.	Histogramas de volumen por dosis	40
4.1.4.	Perfiles de dosis	42
4.2.	Irradiación parcial del fantoma	43
4.2.1.	Histogramas de frecuencia	43
4.2.2.	Perfiles de dosis	46
4.2.3.	Factores de escalamiento	47
5.	Conclusiones	49
	Referencias	51
A.	Scripts de simulación	58
A.1.	Script <i>main.mac</i>	58
A.2.	Script <i>physicslist_EM_std.mac</i>	61
A.3.	Script <i>haz.mac</i>	62
B.	Archivos auxiliares	63
B.1.	Bases de datos para la definición de materiales	63
B.2.	Descriptor de conversión <i>Thorax-HU2mat.txt</i>	69
C.	Archivos de calibración para la importación del fantoma	71

C.1. Archivo <i>Schneider2000MaterialsTable.txt</i>	71
C.2. Archivo <i>Schneider2000DensitiesTable.txt</i>	72
D. Prueba de hipótesis para el número de partículas	73
E. Códigos para el análisis de resultados	75
E.1. Código <i>parametrizacion.cpp</i>	75
E.2. Código <i>frecuencia.cpp</i>	76
E.3. Código <i>datos-dosis.cpp</i>	77
E.4. Código <i>DVH.cpp</i>	78
E.5. Código <i>dosis-promedio-vs-z.cpp</i>	80
F. Resultados de las simulaciones	81

Índice de figuras

2.1. Principales componentes de un tomógrafo	7
2.2. Proyección obtenida al irradiar al paciente.	8
2.3. Adquisición de una imagen tomográfica voxelizada	10
2.4. Dosis acumulada para una TC multicorte	15
3.1. Definición de la geometría de la simulación de la irradiación del fantoma completo	28
3.2. Esquema de la geometría de simulación para distintos tiempos de irradiación	29
4.1. Distribución de la dosis en la sección central del pulmón derecho, junto a su histograma de frecuencia de dosis (Plano Axial)	35
4.2. Distribución de la dosis en la sección central del pulmón izquierdo, junto a su histograma de frecuencia de dosis (Plano Axial)	36
4.3. Curvas de isodosis de la rodaja central	37
4.4. Curvas de isodosis de los cortes 22 del pulmón izquierdo y 23 del pulmón derecho	38
4.5. Curvas de isodosis de los cortes 21 del pulmón izquierdo y 22 del pulmón derecho	38
4.6. Frecuencia de dosis por vóxel para la sección central de los pulmones derecho e izquierdo	39
4.7. DVH para los pulmones derecho e izquierdo	41
4.8. DVH global	41
4.9. Perfil de dosis a lo largo del eje axial para la irradiación del fantoma completo, para el pulmón derecho e izquierdo	42
4.10. Frecuencia normalizada de dosis para distintos tiempos de irradiación, para el pulmón derecho	43
4.11. Frecuencia normalizada de dosis para distintos tiempos de irradiación, para el pulmón izquierdo	44
4.12. Dosis global para distintos tiempos de irradiación	45
4.13. Perfil de dosis a lo largo del eje axial para distintos tiempos de irradiación, para el pulmón derecho.	46
4.14. Perfil de dosis a lo largo del eje axial para distintos tiempos de irradiación, para el pulmón izquierdo	47
4.15. Factor de escalamiento f_t global durante distintos tiempos de irradiación	48

Índice de tablas

3.1. Parámetros de operación y principales características de la imagen tomográfica adquirida	23
4.1. Dosis media	39
4.2. Comparación entre los resultados obtenidos en este trabajo y aquellos obtenidos por Yépez S. [20]	40
4.3. Dosis D_{50} y porcentaje volumétrico para los pulmones derecho, izquierdo y valor de dosis global que recibe una dosis mayor o igual a Θ	42
4.4. Dosis absorbida por los pulmones derecho e izquierdo durante distintos tiempos de irradiación	45
4.5. Factor de escalamiento f_t para el pulmón derecho e izquierdo, y factor f_t global para distintos tiempos de irradiación	48
D.1. Indicador dosimétrico Θ para la irradiación de 2 segundos con 3×10^9 partículas.	73
D.2. Indicador dosimétrico Θ para la irradiación de 2 segundos con 3×10^8 partículas.	74
F.1. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 12 segundos.	81
F.2. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 0.3 segundos.	81
F.3. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 0.5 segundos.	82
F.4. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 1 segundo.	82
F.5. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 2 segundos.	82
F.6. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 3 segundos.	82
F.7. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 4 segundos.	83
F.8. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 5 segundos.	83
F.9. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 6 segundos.	83
F.10. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 7 segundos.	83
F.11. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 8 segundos.	84
F.12. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 9 segundos.	84
F.13. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 10 segundos.	84
F.14. Indicadores dosimétricos para la irradiación de 11 segundos.	84

Resumen

Los organismos internacionales de protección radiológica recomiendan la evaluación de la dosis entregada a pacientes en tomografía computarizada debido a sus valores relativamente altos. En este trabajo se analizaron las características de las dosis absorbidas en los pulmones de una paciente anónima sometida a una TC helicoidal de tórax con el escáner Brilliance Big Bore (BBB) del Hospital Oncológico SOLCA-Quito. El estudio utilizó la plataforma GATE para realizar simulaciones Monte Carlo (MC) del proceso de irradiación del tórax de la paciente, el cual incluye los parámetros del protocolo de irradiación: 120 kVp , 200 mAs , $NT = 24\text{ mm}$ y $pitch = 0.69$. La irradiación del fantoma voxelizado, correspondiente al tórax de la paciente, se simuló para tiempos entre 0.3 y 12 s , manteniendo la rodaja central en la mitad de la porción irradiada. La irradiación de 12 s corresponde a la irradiación del fantoma completo, en este caso, las dosis evaluadas en la rodaja central están entre ~ 19.84 y 53.22 mGy , con un promedio de $31.94 \pm 0.01\text{ mGy}$ para el pulmón derecho, $30.54 \pm 0.02\text{ mGy}$ para el pulmón izquierdo y una dosis promedio global de $31.19 \pm 0.01\text{ mGy}$; estas dosis difieren en menos del 2% de las dosis D50 obtenidas con los histogramas de dosis por volumen (DVH). Las dosis obtenidas para las irradiaciones parciales, se utilizaron para calcular factores de escalamiento que relacionan estas dosis con la dosis obtenida para la irradiación completa. El factor de escalamiento permite calcular la dosis asociada a la irradiación completa en base a irradiaciones parciales para cualquier fantoma voxelizado construido a partir de la imagen tomográfica obtenida en el tomógrafo BBB.

Abstract

International radiological protection organizations recommend patient doses evaluation in computed tomography due to their relatively high values. In this work, the characteristics of the absorbed doses in the lungs of an anonymous patient subjected to a thoracic helical CT, with 120 kVp , 200 mAs , $\text{NT} = 24\text{ mm}$ and $\text{pitch} = 0.69$, was analyzed. The scan was obtained with the Brilliance Big Bore scanner (BBB) from the SOLCA-Quito Oncology Hospital. The study used GATE to perform Monte Carlo (MC) simulations of the irradiation process of the patient's chest, using the parameters of the irradiation protocol. The irradiation of the voxelized phantom, corresponding to the patients thorax, was simulated for periods between 0.3 and 12 s , keeping the central slice in the middle of the irradiated portion. The 12-seconds irradiation corresponds to the irradiation of the whole phantom, in this case, the doses evaluated in the central slice range between ~ 19.84 and 53.22 mGy , with an average of $31.94 \sim 0.01\text{ mGy}$ for the right lung, $30.54 \sim 0.02\text{ mGy}$ for the left lung and an overall average dose of $31.19 \sim 0.01\text{ mGy}$; these doses differ by less than 2% of the D50 doses obtained with the dose-by-volume histograms (DVH). The doses obtained for the partial irradiations were used to calculate scaling factors that relate those doses to the one obtained for the complete irradiation. The scaling factor allows to calculate the dose associated with the complete irradiation based on a partial irradiation for any voxelized phantom constructed from the tomographic image obtained in the BBB tomograph.

Capítulo 1

Introducción

La tomografía computarizada (TC) por rayos X es una técnica de diagnóstico y control médico que permite generar imágenes tridimensionales del cuerpo humano, por medio de la información sobre la atenuación de los rayos X al atravesar los diferentes tejidos [1–3]. A su vez esta información permite cuantificar la energía absorbida por los distintos órganos y tejidos, que es lo que se conoce como dosis absorbida. Debido a las características de operación de la TC, su uso genera una mayor acumulación de dosis absorbida por el paciente, en comparación con el uso de otras técnicas tales como: fluoroscopia y radiografía [1]; de modo que, a pesar de sus muchas ventajas, al utilizar radiaciones ionizantes la TC presenta los riesgos asociados a éstas. Específicamente se ha demostrado que existen los llamados efectos estocásticos asociados a los rangos de dosis recibida en TC [4–6].

Puesto que la TC utiliza radiaciones ionizantes, siempre ha existido una preocupación en cuanto a las dosis absorbidas por los pacientes sometidos a estos exámenes [7]. Varios organismos que se encargan de la protección radiológica como la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA), el Comité Internacional de Protección Radiológica (ICRP) y la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU), han publicado una serie de criterios y recomendaciones que buscan asegurar la calidad en la TC, definiendo límites aceptables para la absorción de dosis. De esta manera, se han establecido rangos aconsejables para los efectos estocásticos en términos de la dosis media absorbida por cada órgano

[8], estos límites se encuentran en el rango de los mGy . Consecuentemente, es de suma importancia el disponer de procedimientos que permitan la cuantificación de la dosis absorbida por los órganos de los pacientes, especialmente en aquellos órganos más radiosensibles, tales como los pulmones. Esta información puede ser utilizada en el desarrollo de nuevos protocolos de la técnica TC, en los cuales se minimice la dosis absorbida por los pacientes, evitando así futuros problemas en la salud debido a la excesiva exposición a radiaciones ionizantes.

A pesar de la importancia asociada a la cuantificación de dosis en radiodiagnóstico, no es posible realizar mediciones directas de la dosis absorbida en los órganos [5]. Alternativamente pueden realizarse estimaciones utilizando modelos anatómicos generales, las cuales no toman en cuenta características específicas de cada paciente [9, 10]. Es así, que surge la necesidad de implementar métodos dosimétricos para TC que permitan considerar las propiedades anatómicas específicas de los pacientes. El método Monte Carlo (MC) es una opción conveniente para el cálculo de la dosis absorbida [11–14], el cual nos permite introducir parámetros específicos para cada paciente y el protocolo de irradiación utilizado.

La TC helicoidal multicorte, es una de las formas más comunes de obtener una imagen en los tomógrafos modernos. En ésta, la camilla avanza continuamente a medida que la fuente y los detectores giran alrededor del paciente, describiendo una trayectoria aproximadamente helicoidal [1, 6, 15]. La relación entre el avance de la camilla durante una rotación completa de la fuente y el ancho total del haz de irradiación se conoce como paso o *pitch* [1, 15, 16]. Este parámetro permite establecer la separación de los cortes, de tal manera que cuanto mayor sea su valor, más distanciados se hallarán, y con ello, mayor sería su cobertura y menor la radiación recibida por el paciente; sin embargo, la calidad de las imágenes obtenidas sería menor [17]. Varios estudios han encontrado que en TC helicoidal la dosis absorbida por el paciente es inversamente proporcional al paso [15, 18].

El Hospital Oncológico SOLCA-Quito dispone del tomógrafo Brilliance Big Bore (BBB) el cual tiene la capacidad de realizar exámenes TC helicoidal multicorte.

El tomógrafo BBB es utilizado para realizar los estudios preliminares de los pacientes de radioterapia. Con la finalidad de desarrollar la capacidad de cálculo de la dosis absorbida en tomografía en el país, este tomógrafo fue modelizado para simulaciones MC [19]. El modelo resultante se utilizó posteriormente para calcular la dosis absorbida por los pulmones de una paciente anónima sometida a una TC helicoidal con este tomógrafo [20].

Para realizar el cálculo de dosis en pulmones asociada a una TC helicoidal con el tomógrafo BBB se utilizó un fantoma voxelizado de los pulmones de la paciente anónima y se consideró que la tomografía fue realizada en modo axial; el fantoma proporcionó información realista de la anatomía de la paciente. Adicionalmente, para la estimación de la dosis media en pulmones se utilizó únicamente la información de las dosis en la rodaja central del fantoma. En el presente trabajo se realizó el cálculo dosimétrico en los pulmones del mismo fantoma voxelizado, pero considerando la modalidad helicoidal del tomógrafo, que es la utilizada en el examen. Al igual que en el trabajo de Yépez S. [20] los cálculos se realizaron considerando la rodaja central del fantoma.

Capítulo 2

Fundamentos de la tomografía computarizada

2.1. Aspectos físicos de la radiación utilizada en tomografía

Las radiaciones en TC están constituidas por fotones de rayos X que tienen la capacidad de ionizar indirectamente el medio que atraviesan, es decir, los procesos de ionización están relacionados con el transporte de fotones y electrones dentro de un material [21, 22]. A continuación se describe los mecanismos de interacción más importantes del transporte de electrones y fotones, considerando el rango de energías utilizados durante una TC, el cual no supera los 150 *keV* [3].

2.1.1. Transporte de fotones de rayos X en un material

La interacción de los fotones con los átomos del material se cuantifica con el coeficiente de atenuación lineal, μ , el cual determina la intensidad del haz de fotones transmitida por un material determinado, de acuerdo con la ley exponencial de Beer [1]:

$$I(r) = I(0)e^{-\mu r} \tag{2.1}$$

donde $I(0)$ es la intensidad del haz incidente e $I(r)$ es la intensidad del haz después de recorrer una distancia r del material.

El coeficiente de atenuación lineal μ incluye la contribución de cada uno de los procesos físicos de interacción de los fotones con la materia. Cada tipo de interacción tiene asociada una probabilidad o sección eficaz que depende de la energía del fotón y del número atómico (Z) del medio atenuante. Así, las distintas interacciones aportarán distintos porcentajes de probabilidad de ocurrencia a la sección eficaz total, dependiendo del rango energético en el que se produzcan. Los mecanismos de interacción más importantes que se dan entre los fotones y la materia en el rango de energía de radiodiagnóstico son: efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y dispersión Rayleigh.

En el efecto fotoeléctrico, la probabilidad de ocurrencia aumenta para materiales de alto Z y con fotones de baja energía [21]. La probabilidad o sección eficaz de la dispersión Compton depende linealmente de Z y disminuye con el aumento de energía, excepto en un rango de energía de algunas centenas de keV , en el cual este fenómeno es predominante. Para energías bajas (menores a $10 keV$) la sección eficaz de la dispersión Rayleigh es mayor que la sección eficaz del efecto Compton, sin embargo, la probabilidad de ocurrencia de la dispersión Rayleigh disminuye al aumentar la energía del fotón.

2.1.2. Transporte de electrones en un material

Cuando un haz de electrones atraviesa un material, se producen interacciones Coulómbicas directas con los átomos del medio; estas se llevan a cabo estocásticamente con los electrones de los orbitales atómicos o con los núcleos atómicos [23]. Como consecuencia, los electrones pueden perder su energía cinética mediante colisiones y procesos radiativos, o simplemente pueden sufrir dispersiones elásticas. La pérdida gradual de energía que experimentan los electrones se describe mediante el *poder de frenado*, el cual se define como la pérdida energética de la partícula incidente por unidad de longitud. Dependiendo del proceso involucrado en la

pérdida energética, el poder de frenado puede ser de dos tipos: *poder de frenado de colisión* o *poder de frenado radiativo* [23].

El poder de frenado de colisión o también llamado poder de frenado electrónico o de ionización, describe la pérdida energética del electrón incidente debido a colisiones inelásticas con los electrones de los orbitales atómicos del medio. Mientras que, el poder de frenado radiativo o poder de frenado nuclear, resulta de la interacción de un electrón con el núcleo de los átomos del medio [1].

2.2. Características y componentes de la tomografía computarizada

Los principales componentes del tomógrafo son el sistema de medición y la camilla. El sistema de medición se encuentra en el *gantry* y está formado por: una fuente de rayos X, un arreglo de detectores, filtros y colimadores. El *gantry* se asemeja a una “dona”, con una apertura de aproximadamente 70 *cm* de diámetro por donde ingresa el paciente durante el examen [1]; el centro de éste es el origen del sistema de coordenadas del tomógrafo y se lo conoce como su *isocentro*, como se muestra en la Figura 2.1.

El haz de rayos X generado en la fuente sufre procesos de colimación y atenuación. Los colimadores definen el ancho del haz en la dirección longitudinal del tomógrafo (eje z), el cual depende de las características del protocolo de adquisición. Adicionalmente, el filtro *bow – tie* homogeneiza el flujo de fotones que llegan a los detectores; este filtro está situado a pocos centímetros de la fuente e introduce una atenuación variable para distintos ángulos de emisión en el plano xy . El resultado de incluir esta atenuación sobre el haz de radiación es una disminución de la dosis en la periferia del paciente, sin perder calidad en la imagen adquirida.

Durante un examen tomográfico, el tubo de rayos X irradia al paciente con un haz en forma de cono piramidal; una vez que la radiación atraviesa al paciente, un arreglo de detectores ubicado en el plano xy mide la intensidad de radiación

transmitida. La información sobre la atenuación de los rayos X al atravesar los diferentes tejidos en las distintas regiones del cuerpo del paciente, permiten construir una sección transversal tridimensional denominada *corte*. Al conjunto de varios cortes se les conoce como tomografía [1]

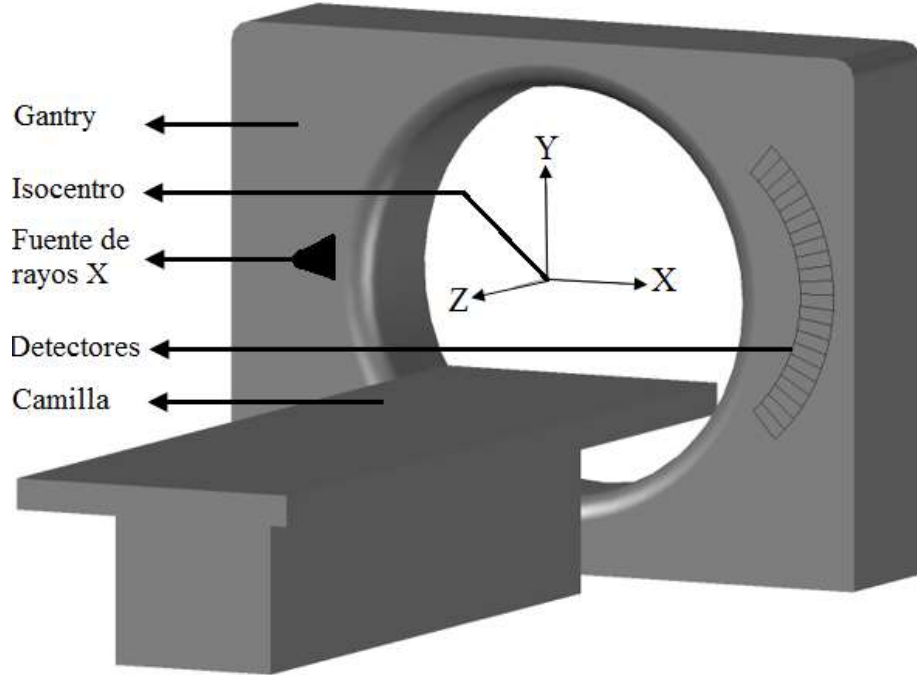


Figura 2.1: Principales componentes de un tomógrafo. El origen del sistema de referencia xyz coincide con el *isocentro*.

2.2.1. Proyecciones

Las proyecciones dependen de la atenuación de la radiación y se utilizan en la reconstrucción de la imagen tomográfica para obtener la imagen $\mu(x, y)$ o mapa de atenuación antropomórfico. Para adquirir las proyecciones, a cada corte transversal del paciente se lo divide en varios *vóxeles*, cada uno con una atenuación efectiva μ y con resolución espacial ΔX , ΔY , ΔZ (Figura 2.2 a). Una proyección se define como:

$$P(r) = \int_L \mu(r) dr = -\ln \frac{I(r)}{I(0)} \quad (2.2)$$

donde, los fotones inciden con intensidad $I(0)$ e interaccionan a lo largo de la trayectoria L del segmento de materia con un coeficiente de atenuación lineal

$\mu(r)$, resultante de la suma de los coeficientes μ de los vóxeles que conforman el segmento. La interacción produce un flujo de fotones que llega al detector con intensidad $I(r)$.

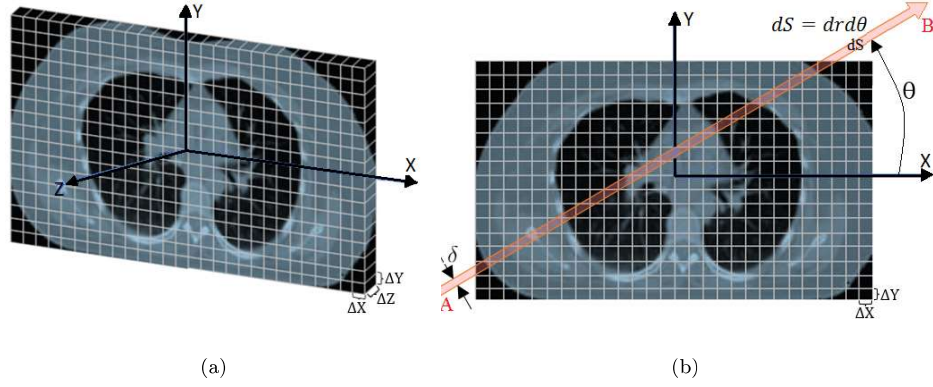


Figura 2.2: Proyección obtenida al irradiar al paciente. (a) Segmento de volumen axial del paciente dividido en vóxeles. (b) Corte transversal formado por 28×17 píxeles, reconstruido con las proyecciones del haz de rayos X de ancho δ .

El detector registra el resultado de la integral de línea, la cual depende de las atenuaciones del material en la trayectoria del rayo $A - B$. Dado que el ancho del rayo (δ) es lo suficientemente pequeño, μ es una función de dos puntos coordenados $\mu(x, y)$ y dS es un elemento de longitud. Entonces para cada ángulo de irradiación θ , se obtiene una matriz de proyecciones unidimensionales $P(r)$, donde cada píxel i está asociado a un vóxel y tiene una intensidad proporcional a la atenuación lineal μ del tejido correspondiente [24, 25].

$$P(r, \theta) = \int_{(RayoAB)} \mu(x, y) dS = \ln \frac{I(0)}{I_i} \quad (2.3)$$

2.2.2. Unidades Hounsfield

Los valores medidos del coeficiente de atenuación se representan en la imagen TC utilizando distintos niveles de grises; así, mientras más alto sea el coeficiente de atenuación del material, más blanco aparecerá en la imagen. La relación entre la absorción de rayos X y la escala de grises se establece mediante una cantidad denominada *Unidad Hounsfield (HU)* o *número TC* [1, 26, 27]. Una Unidad

Hounsfield se define como la diferencia relativa entre el coeficiente de atenuación del tejido escaneado y el coeficiente de atenuación del agua, multiplicado por 1000 [1, 28, 29]:

$$\text{Número TC} = 1000 \times \frac{\mu_t - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \quad (2.4)$$

donde μ_t es el coeficiente de atenuación lineal del tejido (perteneciente al vóxel) y μ_{H_2O} es el coeficiente de atenuación lineal del agua. En la Ecuación 2.4 se puede notar que por definición el agua tiene un número TC igual a 0; mientras que el aire tiene un número TC igual a -1000. Los valores HU más altos corresponden a materiales más compactos, tales como los huesos, mientras que los valores más bajos pertenecen a órganos que contienen aire, como los pulmones [1]. Esto es posible debido a que cada tejido del cuerpo humano tiene un número TC distintivo, permitiendo identificar los diferentes coeficientes de atenuación en las imágenes TC.

2.2.3. Adquisición de imágenes TC

En una tomografía axial, cada disparo genera la imagen de un corte transversal de la anatomía del paciente; al finalizar la obtención de cada corte se realiza una breve pausa mientras la camilla avanza a la siguiente posición [1]. En cambio, en una tomografía helicoidal, la camilla se desplaza continuamente durante el disparo; de esta manera, se adquiere información sobre varios planos. Como resultado se obtiene una matriz tridimensional compuesta por una serie de cortes bidimensionales que corresponden a diferentes secciones transversales de la anatomía del paciente [1, 2].

El parámetro que caracteriza la tomografía helicoidal es el *pitch*, el cual se define como: $p = b/NT$, donde b es la distancia que avanza la camilla durante una rotación completa de la fuente y NT representa el ancho total de irradiación. Mediante el *pitch* se puede evaluar la eficiencia de la “densidad” de irradiación en una tomografía [30], así:

- Cuando $p < 1$, los haces de rayos X correspondientes a rotaciones contiguas, se superponen entre sí.
- Cuando $p > 1$, los haces de rayos X correspondientes a rotaciones contiguas, dejan espacios sin irradiar entre sí.

Los detectores reciben las proyecciones de los rayos X asociadas a las diferentes partes del cuerpo del paciente, registrando cada proyección bajo muchas orientaciones diferentes a medida que el arreglo fuente-detectores gira alrededor del paciente (Figura 2.3 a) [1]. En la actualidad, los tomógrafos de uso clínico, poseen una matriz de detectores, cada una de las filas de esta matriz tiene aproximadamente mil detectores que forman un arco. Estas filas se conocen como *canales de detección* [1, 23]. La cantidad de cortes bidimensionales adquiridos por cada giro depende del número de *canales activos*, N (Figura 2.3 b), ubicados en el eje longitudinal del tomógrafo (eje z) [1, 2].

Después de completar un circuito alrededor de una sección determinada del cuerpo, todo el conjunto se mueve a un nuevo plano y el procedimiento se repite en forma reiterada (Figura 2.3 b). Por lo tanto, dependiendo del *pitch* utilizado, existe la posibilidad de que cada corte quede solapado con los cortes adyacentes, lo que permite obtener imágenes TC con una resolución espacial muy fina, logrando resoluciones menores a 0.3 mm [1].

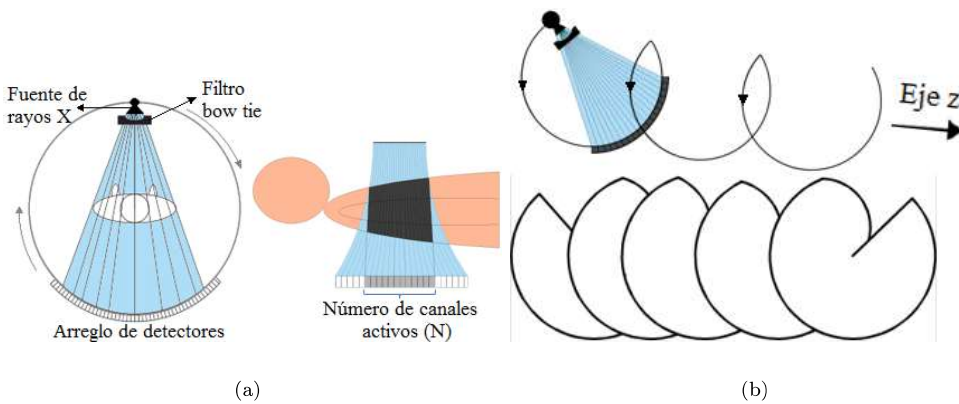


Figura 2.3: Adquisición de una imagen tomográfica voxelizada. (a) Radiación recibida por el paciente mientras el tubo de rayos X completa un giro en sincronía con el arreglo de detectores, vista axial y longitudinal. (b) Movimiento acoplado de la fuente de rayos X y el arreglo de detectores durante la TC helicoidal y la sección helicoidal obtenida para la reconstrucción de la imagen tomográfica.

2.3. Magnitudes dosimétricas de la radiación

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) ha definido todas las magnitudes dosimétricas y sus unidades [31]. Aunque existen muchas magnitudes dosimétricas, nos centraremos únicamente en la *dosis absorbida* y la *dosis equivalente*, por ser las magnitudes de interés para este trabajo.

2.3.1. Dosis absorbida

En la actualidad, la magnitud dosimétrica más utilizada es la *dosis* o *dosis absorbida*. Esta se define en términos de la *energía impartida* (ϵ), la cual está relacionada con la *energía radiante* (R), que es la energía de las partículas (excluyendo la energía de reposo) emitidas, transferidas o recibidas por un volumen cualquiera. Así, la energía impartida a un volumen V se define mediante la siguiente expresión:

$$\epsilon = (R_{in})_n - (R_{out})_n + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum W \quad (2.5)$$

donde $(R_{in})_n$ es la energía radiante de las partículas neutras incidentes en V , $(R_{out})_n$ es la energía radiante de las partículas neutras salientes de V , $(R_{in})_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas incidentes en V , $(R_{out})_c$ es la energía radiante de las partículas cargadas salientes de V y $\sum W$ es la energía neta obtenida de la masa en reposo en V [22].

La dosis absorbida (D) en cualquier punto P dentro de un volumen V está definida por la siguiente ecuación:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (2.6)$$

donde ϵ es el valor esperado de energía impartida en el volumen V durante un intervalo de tiempo, $d\epsilon$ se obtiene considerando un punto P dentro de un volumen infinitesimal dV , y dm es la masa del volumen infinitesimal dV . De esta manera, la dosis absorbida, D , es una función puntual no estocástica, que representa el valor esperado de la energía impartida a un material por unidad de masa. Su unidad en el SI es el gray (Gy), el cual equivale a 1 J Kg^{-1} [31, 32].

2.3.2. Dosis equivalente

Con el fin de cuantificar los efectos que pueden causar las radiaciones ionizantes en los tejidos, la ICRU definió la dosis equivalente en un órgano o tejido, H_T , como:

$$H_T = \sum_R W_R D_{T,R} \quad (2.7)$$

donde, $D_{T,R}$ es el promedio de la dosis absorbida por el órgano o tejido, debido a la radiación de tipo R y W_R son los factores de ponderación de la radiación R . Su unidad en el SI es el sievert (Sv), el cual equivale a 1 J Kg^{-1} [31, 32]. Las partículas comúnmente utilizadas en técnicas de diagnóstico por imagen (rayos-X, rayos gamma y partículas beta) presentan un W_R cercano a 1, dependiendo de la cantidad de energía que posean.

2.4. Radioprotección en tomografía

Cuando las radiaciones ionizantes atraviesan las células de los tejidos, estas interactúan con las moléculas de agua presentes en la mayor parte del volumen de las células. Como resultado de estas interacciones se producen radicales hidroxilos, los cuales tienen la capacidad de romper los enlaces químicos de las moléculas cercanas, en particular, las moléculas del ADN [1, 33]. Los daños en el ADN de las células pueden producir cambios genéticos y/o muerte celular [1]. Entre los factores que influyen en los efectos de la radiación ionizante están: la dosis absorbida, la naturaleza de las partículas ionizantes, la sensibilidad de los tejidos afectados, el tiempo de exposición y la tasa a la cual es depositada la dosis [1, 3, 8].

Cuando la dosis es depositada rápidamente en los tejidos se habla de dosis agudas, las cuales corresponden al régimen determinista de los efectos de la radiación [1, 34]; cuya consecuencia es la denominada *enfermedad por radiación*. Existe una relación predecible entre las dosis agudas y la gravedad de la enfermedad por radiación, así, la severidad aumenta mientras la dosis se incrementa. Entre los síntomas de esta enfermedad se encuentran: fatiga, náusea, vómito, pérdida de cabello y en el peor de los casos la muerte [8].

Si la dosis de radiación es depositada lentamente en los tejidos del organismo se habla de *dosis crónicas*; por lo general, estas dosis son relativamente bajas y corresponden al régimen estocástico de los efectos de la radiación [1, 34]. Las exposiciones producidas en el régimen estocástico presentan efectos de carácter acumulativo [1, 34]; esto significa que cualquier individuo que haya recibido una dosis crónica de radiación, presenta una predisposición de por vida para desarrollar cáncer. Por lo tanto, la probabilidad de que las dosis crónicas de radiación induzcan cáncer dependerá del número de exposiciones y de la magnitud de la dosis absorbida. Las dosis entregadas en TC pertenecen a esta categoría [1].

2.4.1. Índice de dosis para tomografía computarizada

El *índice de dosis para tomografía computarizada* o CTDI por sus siglas en inglés (Computed Tomography Dose Index), se define como la integral del perfil de dosis sobre un eje paralelo al eje axial del tomógrafo, dividida para el ancho total del haz primario en el *isocentro* del tomógrafo [7, 30, 32, 35–37], así:

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.8)$$

donde N es el número de cortes adquiridos por cada rotación del *gantry*, el cual es equivalente al número de canales activos a lo largo del eje longitudinal del tomógrafo, T es el ancho de cada canal de detección activo y $D(z)$ es el perfil de dosis a lo largo del eje z . De esta manera, el término NT representa el ancho total de irradiación (para un solo giro del *gantry*) en el *isocentro* del tomógrafo para el protocolo bajo estudio. La unidad típica del CTDI es el Gy , sin embargo, en algunas ocasiones se lo normaliza dividiendo para el producto corriente por tiempo de exposición del tubo de rayos X [4].

El CTDI fue planteado originalmente como una medida experimental para cuantificar la emisión de radiación durante un examen TC [10, 30, 35]. Con el pasar de los años, se fueron introduciendo cantidades derivadas del CTDI que toman en cuenta las nuevas modalidades de los tomógrafos modernos [7, 32, 36, 37].

2.4.1.1. CTDI₁₀₀

La definición del CTDI expresada en la Ecuación 2.8, considera todas las contribuciones al perfil de dosis debido a la radiación dispersa proveniente de la irradiación de los cortes del escaneo completo. Por lo tanto, el CTDI siempre será mayor que la dosis medida durante la radiación de una sola sección transversal. A pesar de que la definición del CTDI considera todo el perfil de dosis, en la práctica, resulta imposible realizar esta medición, puesto que los límites de integración no están definidos. Por ello, para resolver este problema la AAPM (Asociación Americana de Físicos en Medicina) introdujo el uso de cámaras de ionización tipo lápiz de 3 cm^3 y una longitud activa de 100 mm [35]. Así, se modificó la definición anterior estableciendo límites de integración entre -50 y 50 mm .

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} D(z) dz \quad (2.9)$$

La medición experimental del CTDI₁₀₀ se lleva a cabo acoplando una cámara de ionización dentro de un fantoma cilíndrico de polimetil-metacrilato (PMMA), previamente alineado con el centro del *isocentro* del tomógrafo. Los fantomas utilizados tienen 15 cm de longitud con diámetros de 16 cm para estudios de cabeza y 32 cm para estudios de cuerpo; además cuentan con cinco perforaciones para introducir la cámara de ionización (cuatro periféricos y uno central). El CTDI se mide con el tomógrafo en modo axial, para una sola rotación del tubo de rayos X.

2.4.1.2. CTDI_{VOL}

La mayoría de tomógrafos reportan el llamado CTDI_{VOL}, definido como:

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (2.10)$$

donde CTDI_w es el valor ponderado del CTDI₁₀₀ en el plano axial del fantoma [38] y p es el *pitch*. Este índice incluye el espaciamiento entre dos exposiciones contiguas, correspondientes a dos rotaciones del *gantry* [7, 32, 37, 38]. Evidentemente una

mayor densidad de irradiación ($p < 1$) conlleva una mayor dosis absorbida, lo cual se refleja en un aumento en el $CTDI_{VOL}$.

2.4.2. Dosis media en órganos

La forma más común de caracterizar la dosis absorbida por los órganos de un paciente es mediante la dosis media en órganos. Durante una TC la porción de tejido asociada a un corte recibe radiación proveniente de la irradiación de todos los cortes, en especial de las rodajas adyacentes a este. Las cantidades exactas de dosis adicionales recibidas por una rodaja debido a la irradiación del resto de rodajas del fantoma en una tomografía multicorte dependen de varios factores, como la geometría del escáner, el diseño del colimador y el *pitch* [30]. La Figura 2.4 muestra la dosis acumulada durante una tomografía multicorte, como podemos observar esta dosis es mayor que la dosis absorbida por la irradiación de un solo corte, aumentando con el número de cortes considerados. La dosis promedio acumulada durante la irradiación de una TC multicorte se conoce como dosis promedio de escaneos múltiples o MSAD por sus siglas en inglés (multiple scan average dose) y se define como [10]:

$$MSAD = \frac{CTDI_{100}}{p} \quad (2.11)$$

donde el $CTDI_{100}$ representa la dosis de radiación aplicada durante un solo giro del *gantry* y p es el *pitch*.

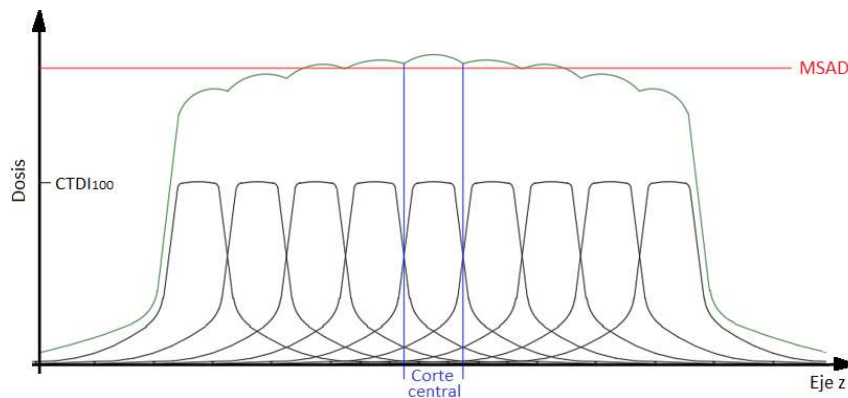


Figura 2.4: Dosis acumulada para una TC multicorte (curva en verde). Las curvas en negro representan la distribución de dosis para una rotación completa del *gantry* alrededor de una rodaja individual. Las colas de cada distribución se extienden más allá de los límites de la rodaja y, por lo tanto, contribuyen con la dosis de radiación a los cortes cercanos.

La dosis acumulada para los cortes finales es más baja que la de los cortes centrales, debido a la falta de contribución de uno de los lados.

2.4.3. Determinación de dosis en órganos basados en cálculos Monte Carlo

En la práctica es imposible obtener directamente las dosis recibidas por los órganos de los pacientes sometidos a una TC. La complejidad al realizar estimaciones de dosis en órganos radica principalmente en la gran variedad de tamaño y anatomía que tienen los pacientes; lo que significa dosis absorbidas distintas incluso para pacientes a los que se les realizó un examen tomográfico con el mismo protocolo de irradiación [37]. A pesar de ello, es posible determinar la dosis absorbida por los órganos de los pacientes utilizando cálculos Monte Carlo.

Las simulaciones MC pueden aplicarse a cualquier tipo de tomógrafo, para simular la irradiación de un paciente y calcular la dosis absorbida por órganos específicos. Para ello se utilizan fantomas antropomórficos [4, 39, 40]; los cuales pueden ser construidos matemáticamente, o pueden desarrollarse a partir de las imágenes TC obtenidas de los exámenes tomográficos [39, 41].

Con el método MC se puede simular las trayectorias de las partículas ionizantes a lo largo de cualquier volumen de interés, mediante el uso de distribuciones de probabilidad que gobiernan las interacciones de la radiación con la materia. El seguimiento de las partículas ionizantes se realiza hasta que su energía es menor a cierto umbral, o hasta que escape del volumen de interés [42]. Con la información obtenida durante un gran número de trayectorias, se puede obtener magnitudes físicas de interés, tales como la dosis absorbida [12, 43].

Los resultados de simulaciones MC conjuntamente con los valores de $CTDI_{VOL}$ pueden utilizarse para estimar las dosis absorbidas durante exámenes TC. Esta estrategia es utilizada por los programas comerciales *VirtualDose* [44] y *CTDosimetry* [45]. El programa *VirtualDose* realiza los cálculos dosimétricos empleando una base de datos de dosis de órganos, obtenidos con simulaciones Monte Carlo; esta base de datos está conformada por 25 fantomas anatómicamente realistas que representan a pacientes de distintas edades, tamaños corporales, masas corporales

y etapas de embarazo [44]. Por otro lado, *CTDosimetry*, calcula los valores de la dosis en órganos utilizando los datos de dosimetría Monte Carlo NRSB SR250 para 23 escáneres; los datos de las dosis en órganos corresponden a fantasmas matemáticos que modelizan un paciente adulto de tamaño normal (70 kg) [45]. Las simulaciones que sirven de base para los dos programas corresponden a una fuente de rayos X con 120 *kVp* y 100 *mAs* [44, 45]. Los valores dosimétricos obtenidos con estas herramientas de cálculo son normalizadas para el $CTDI_{VOL}$, y se presentan en forma de *dosis en órganos fraccionada*, f_{organ} , definida como [44, 45]:

$$f_{organ} = \frac{D_{organ}}{CTDI_{VOL}} \quad (2.12)$$

por lo tanto, para estimar la dosis en órganos (D_{organ}) de pacientes que reciben una tomografía para la cual se conoce el valor del $CTDI_{VOL}$ se utilizaría la expresión:

$$D_{organ} = f_{organ} \times CTDI_{VOL} \quad (2.13)$$

Las estimaciones de dosis basadas en los valores de $CTDI_{VOL}$ no pueden ser consideradas como indicadores dosimétricos adecuados, puesto que el $CTDI_{VOL}$ únicamente proporciona información relacionada con los parámetros de funcionamiento del tomógrafo [10]. Por lo tanto, es necesario utilizar indicadores que estimen la dosis absorbida por los órganos de los pacientes, utilizando su información anatómica. Una opción más adecuada para la estimación de las dosis absorbidas por los órganos del paciente es el cálculo de la dosis absorbida media en el fantoma voxelizado asociado al órgano en estudio [4]. Cabe recalcar que, además de la construcción del fantoma, es necesario modelizar la geometría del tomógrafo utilizado, y con ello incluir todos los parámetros del protocolo de irradiación en los cálculos dosimétricos.

Capítulo 3

Metodología

El código MC empleado en este trabajo fue el GEANT4 (GEometry ANd Tracking 4) [46], específicamente su plataforma de simulación para aplicaciones médicas GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emmission), versión 8.1 [14, 18, 47]. Las simulaciones se realizaron en los computadores (Core i7, 2.2 GHz) del Laboratorio de Biofísica de la Escuela Politécnica Nacional.

3.1. Plataforma de simulación GATE

GATE es una plataforma de software libre, desarrollada por la colaboración internacional OpenGATE con el propósito de realizar simulaciones MC para el transporte de partículas en aplicaciones médicas como el radiodiagnóstico y la radioterapia [14, 47]. La versión actual de GATE, GATE V8.1 permite la simulación de equipos de radioterapia y tomografía computarizada; además, admite la lectura de imágenes tomográficas para realizar simulaciones con los datos de pacientes reales. Esta plataforma ha sido validada con códigos de propósito general como EGS4, MCNP y FLUKA [48, 49] y mediante estudios experimentales [18, 19, 50–52].

GATE consta de un núcleo Geant4 rodeado por tres capas: capa core, en la cual se definen los elementos básicos de la simulación, como: la geometría, la fuente, los procesos físicos participantes, el seguimiento de partículas y la gestión del tiempo por medio de un reloj virtual; la capa de aplicación, utiliza los elementos básicos

de la capa core para modelizar objetos y procesos específicos que se emplearán en los diferentes sistemas (Sección 3.1.1). Finalmente la capa de usuario, la cual proporciona mecanismos simples para la configuración de una simulación, utilizando “*scripts*” [14]. Para ejecutar una simulación en GATE se siguen los siguientes pasos:

1. Definición de la geometría del escáner.
2. Introducción de los datos para la construcción del fantoma.
3. Selección de los procesos físicos.
4. Configuración del arreglo de detectores.
5. Definición del tipo de fuente.
6. Definición del formato de los datos de salida.
7. Inicialización de la simulación.
8. Adquisición de datos.

3.1.1. Sistemas y actores

En GATE, un sistema se define como un grupo de geometrías predefinidas para simular diferentes equipos; GATE dispone por defecto de los sistemas: scanner, PETscanner, SPECTHead, cylindricalPET, ecat, CPET, OPET y OpticalSystem. Cada sistema presenta un número específico de niveles con una organización jerárquica específica y un formato de salida de datos predeterminado; además, cada nivel tiene asignado una geometría de volumen físico que estará dentro de un volumen superior [14]. Es por ello que, es importante definir el sistema con el que se va a realizar la simulación, ya que los datos obtenidos y su posterior manipulación difieren dependiendo del tipo de sistema seleccionado.

En GATE, los actores son herramientas que permiten interactuar con la simulación y almacenar información relacionada con las interacciones que sufre una partícula al atravesar un material. Dichas herramientas fueron desarrolladas, debido a la necesidad que tienen las aplicaciones en radioterapia y radiodiagnóstico, de recolectar información durante la simulación [14, 53], esto, dado que con esta información se pueden calcular cantidades físicas de interés [14], tales como: la

energía depositada, el número de partículas creadas en un volumen específico, la dosis absorbida, etc. Los actores disponibles en GATE V8.1 son: electromagnetic (EM) properties, dose measurement, Fixed Forced Detection CT, entre otros.

3.1.2. Definición de movimientos

El manejo del tiempo y movimientos en GATE difiere de otros códigos MC [14, 53]. La sincronización de la fuente de radiación con los movimientos de las distintas geometrías, permiten simular aplicaciones médicas con condiciones de adquisición reales, en las cuales se puede incluir la rotación del escáner o los cambios en la actividad de la fuente [19]. Sin embargo, el núcleo Geant4 requiere que la geometría permanezca estática durante la simulación, por lo cual es necesario llevar a cabo una discretización del movimiento; es decir, las simulaciones en GATE deben realizarse por medio de una serie de movimientos discretos que se aproximen al movimiento real [20]. De esta manera, el usuario define los intervalos de tiempo en los cuales la geometría de simulación permanecerá estática.

3.2. Estructura de las simulaciones

Los *scripts* utilizados para las simulaciones permitieron modelizar los principales componentes del tomógrafo e importar la geometría del fantoma voxelizado. Los archivos necesarios para la simulación se almacenaron en tres directorios: *data*, *mac* y *output*. En el directorio *data* se almacenaron las bases de datos de los materiales, los descriptores de conversión, las tablas de densidades, el *script* para la modelización de la fuente de rayos X y el fantoma voxelizado. Por otra parte, en el directorio *mac* se almacenaron los *scripts* correspondientes a la definición de la geometría de simulación, los procesos físicos y la visualización. Finalmente, el directorio *output* se destinó para almacenar los archivos de texto resultantes de la simulación. Las bases de datos, los descriptores de conversión y los *scripts* utilizados se incluyen en los Anexos A, B y C. Las simulaciones se desarrollaron según el siguiente esquema

1. Definición de las opciones de visualización de la simulación.

2. Definición de la composición de los materiales que se utilizarán durante la simulación.
3. Importación de las bases de datos de materiales y los traductores de Unidades Hounsfield.
4. Creación e importación de las componentes geométricas: fantoma voxelizado, camilla, colimadores y filtro bow-tie.
5. Definición de los procesos físicos.
6. Implementación de los actores para el cálculo de dosis.
7. Especificación de la fuente de radiación: Tasa de creación de fotones, espectro de rayos X y forma de la fuente.
8. Selección del generador de números aleatorios (MersenneTwister).
9. Definición del tiempo de irradiación.
10. Ejecución de la simulación y adquisición de datos.

3.2.1. Descriptores de conversión para la definición de los materiales

La plataforma GATE contiene el archivo *GateMaterials.db* que describe los elementos y materiales que pueden utilizarse para definir las propiedades físicas de los tejidos y de los materiales que intervienen en la simulación. A continuación se muestra a manera de ejemplo la estructura de los elementos y materiales del archivo *GateMaterials.db*:

```
[Elements]
Hydrogen:  S= H    ; Z=  1. ; A=   1.01  g/mole
Carbon:    S= C    ; Z=  6. ; A=  12.01  g/mole

[Materials]
Vacuum:    d=0.000001 mg/cm3 ; n=1
           +el: name=Hydrogen ; n=1
CarbonFiber: d=1.75 g/cm3; n=2; state=solid
           +el: name=Carbon ; f=0.977
           +el: name=Oxygen ; f=0.023
```

Los *elementos* son los componentes básicos de todos los materiales utilizados en la simulación; estos se definen por medio de cuatro parámetros: nombre, símbolo,

número atómico y masa molar. Los *materiales* son estructuras que utiliza GATE para simular las interacciones que experimentan las partículas; estos son combinación de varios elementos, y se definen por medio de los parámetros: nombre, densidad, elementos constituyentes y composición relativa. Los elementos y materiales requeridos en la simulación se almacenan en los llamados archivos *descriptores de conversión de valores HU a materiales*; la primera línea de estos archivos contiene el número de subdivisiones que se utilizarán en el fantoma, las demás líneas indican los distintos materiales y el intervalo HU asociado a cada uno.

La generación del descriptor de conversión se realizó de forma automática mediante la ejecución del comando *HounsfieldMaterialGenerator* incorporado en los paquetes de simulación de GATE V8.1; la ejecución de este comando requirió de dos archivos de calibración: *Schneider2000MaterialsTable.txt* y *Schneider2000DensitiesTable.txt* (Anexo C). Estos archivos, a través de los valores HU de los distintos vóxeles permiten identificar los distintos tejidos representados por el fantoma. El primer archivo permitió dividir toda la gama de valores HU del fantoma en múltiples rangos HU, correspondientes a distintos tejidos; mientras que el segundo archivo brinda la información que correlaciona las Unidades Hounsfield del fantoma y los distintos valores de densidades de masa. Igual que en el trabajo realizado por Yépez S. [20] se introdujo un parámetro de tolerancia de densidad de 0.1 gcm^{-1} ; obteniendo una nueva base de datos de materiales, *Thorax-HUmaterials.db* (Anexo B.1), compuesta por 41 tejidos distintos exclusivos para el fantoma voxelizado utilizado durante este estudio. Conjuntamente se generó el archivo descriptor de conversión, *Thorax-HU2mat.txt* (Anexo B.2), que tomó en consideración únicamente los materiales definidos en la nueva base de datos.

3.2.2. Imagen tomográfica

La imagen TC utilizada en este estudio se obtuvo de un examen tomográfico de tórax realizado a una paciente anónima adulta. La tomografía completa constó de 78 imágenes DICOM de 512×512 píxeles; sin embargo el fantoma estuvo conformado únicamente por 43 imágenes DICOM de 358×198 píxeles y 5 mm de grosor cada uno. En la Tabla 3.1 se muestran las principales características de la

imagen tomográfica; esta información fue muy importante para la implementación de la geometría de simulación.

Tipo de examen: MAMA / Onco Tórax			
Información general del paciente		Género	Femenino
		Edad	42 años
		Peso	71 <i>Kg</i>
Parámetros de adquisición		Características de la imagen	
Kilovoltaje pico	120 <i>KV</i>	Tamaño del corte	700×700 mm^2
Miliamperaje	193.63±32.59 mA	Píxeles por corte	512 × 512
Tiempo de rotación	1 <i>segundo</i>	Ancho del corte	5 mm
Pitch	0.69	CTDI_{VOL} (<i>mGy</i>)	8.33 ± 1.40

Tabla 3.1: Información del paciente, parámetros de operación y principales características de la imagen tomográfica adquirida [20].

Estas imágenes fueron introducidas en la plataforma de simulación GATE para definir la geometría del fantoma. Esto se realizó mediante un archivo cabecera, de extensión *mhd*, que contenía toda la información relevante respecto a la geometría del fantoma (tamaño del vóxel, dimensiones de los cortes transversales, distancia entre cortes, entre otros), y un archivo de imagen de extensión *raw* tridimensional asociada al archivo cabecera; estos archivos fueron preparados en un estudio preliminar [20]. El *script* de simulación utilizó específicamente el archivo *mhd* para la definición de la geometría del fantoma, mientras que la imagen *raw* fue introducida indirectamente al momento de generar la lectura del archivo cabecera.

Cabe mencionar que, gran parte de los parámetros utilizados en la definición de la geometría del fantoma fueron heredados de la imagen tomográfica original, como: el tamaño del vóxel, la posición del *isocentro*, el número de grados de libertad de la imagen, entre otros. Particularmente, el tamaño del vóxel, es muy importante al momento de hacer los cálculos dosimétricos, puesto que en base a sus dimensiones se determina el número de fronteras volumétricas a tomarse en cuenta durante la simulación. El tamaño del vóxel fue de $1.3671875 \times 1.3671875 \times 5.0 \text{ mm}^3$, cada sección trasversal estuvo compuesta por 70884 vóxeles, dando un total

de 3048012 vóxeles en todo el fantoma [20]. Dada la gran cantidad de vóxeles fue necesario emplear un método de parametrización volumétrica regionalizada (RV) con el fin de disminuir al máximo el número de fronteras volumétricas durante la simulación. Este método de parametrización está incorporado en la plataforma de simulación GATE V8.1, y está incluido en el *script* principal: *main.mac* (Anexo A.1).

Los cálculos dosimétricos se realizaron sobre la rodaja 22 del fantoma, puesto que no se espera una variación significativa al considerar todos los cortes; por lo tanto, la geometría de las simulaciones fue diseñada de tal forma que, en la mitad del proceso de irradiación, el *isocentro* (centro de la rodaja 22) se encontraba en el origen de coordenadas del tomógrafo.

3.2.3. Geometría de simulación

Como se mencionó anteriormente, la mayor parte de la geometría de simulación y las características físicas utilizadas en este estudio fueron modelizadas y validadas en los trabajos de Coloma A. [19] y Yépez S. [20]; entre estas componentes se encuentran: el espectro de rayos X, el filtro *bow tie*, los colimadores y la camilla. Durante las simulaciones se utilizó el espectro de radiación obtenido con el programa SRS-78; el cual fue validado en trabajos anteriores al simular el espectro de radiación correspondiente al kilovoltaje del protocolo de operación (120 *kVp*) [19, 54].

Los primeros elementos geométricos en definirse fueron: el fantoma voxelizado y la camilla, sus materiales constituyentes y propiedades físicas se determinaron utilizando la información presente en las bases de datos de los materiales y en el descriptor de conversión. Durante la tomografía real, el tubo de rayos X gira con una velocidad de 360° por segundo mientras que el paciente y la camilla se mueven longitudinalmente, obteniendo así un movimiento helicoidal. Para la implementación de la simulación en la plataforma de simulación GATE se modificó el *script* principal generado por Yépez S. [20], *main.mac*, de tal forma que el nuevo *script* corresponde a una tomografía helicoidal y no axial como en dicho trabajo.

3.2.4. Procesos físicos

Dado que el rango de energías en tomografía se encuentra entre los 20 keV y 140 keV [1], solo se incluyeron los procesos físicos relevantes. De esta manera, para los fotones, se incluyó el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton. Mientras que, para los electrones se tomaron en cuenta los procesos Bremsstrahlung y las dispersiones debidas a las colisiones inelásticas, además, de los modelos de dispersión múltiple disponibles en GATE [14, 19].

3.2.5. Implementación de actores

Para el protocolo de adquisición seleccionado, se crearon *dosels* de dimensiones $1.3671875 \times 1.3671875 \times 5.0 \text{ mm}^3$, de tal manera que coincidan con los vóxeles del fantoma [20]. La determinación de dosis absorbida por los pulmones fue realizada empleando la herramienta *TLEDoseActor*; esta herramienta permitió determinar la dosis depositada en los distintos *dosels*. Para estudiar los pulmones se utilizaron dos secciones rectangulares con un número fijo de vóxeles, para el pulmón derecho se creó una rodaja con una resolución espacial de $72 \times 112 \times 1$, lo que equivale a 8064 vóxeles; mientras que para el pulmón izquierdo se creó una rodaja con una resolución espacial de $80 \times 106 \times 1$, lo que dio como resultado un total de 8480 vóxeles [20].

No todos los *dosels* de las rodajas rectangulares correspondieron al tejido pulmonar; algunos de estos conformaron distintos tejidos, por lo cual, los archivos resultantes del proceso de simulación contenían información dosimétrica innecesaria para el cálculo de dosis en pulmones. De esta manera, la información irrelevante no fue tomada en cuenta en los posteriores cálculos dosimétricos, los cuales fueron realizados tomando en consideración únicamente los *dosels* correspondientes a tejido y volumen pulmonar. Para ello se realizó un proceso de discriminación a través del valor HU de cada vóxel, considerando únicamente los vóxeles que tengan un valor HU correspondiente al rango de volumen pulmonar (-1000 a -500) y tejido pulmonar (-900 a -500). De este modo, se consideró 4418 vóxeles para el pulmón derecho tanto para el volumen como para el tejido pulmonar; mientras que, para

el pulmón izquierdo se tuvo 5131 vóxeles para el volumen pulmonar y 5118 vóxeles para el tejido pulmonar.

3.3. Simulación de la irradiación

3.3.1. Número de partículas

Los tiempos de cómputo de las simulaciones MC en GATE, dependen en su mayoría, del número de partículas simuladas y de la capacidad de procesamiento de los computadores. En el estudio realizado por Coloma A. [19], con el fin de disminuir el tiempo de cómputo y hacer que las simulaciones sean factibles en computadores estándar (Core i7, 2.2 GHz), se comprobó que es suficiente simular una fracción f_n ($0 < f_n < 1$) del número total de partículas; para las cuales se emplea un factor de corrección:

$$f = \frac{d_n}{D} \quad (3.1)$$

donde d_n es la dosis absorbida por cada vóxel con la simulación de las n partículas y D es la dosis absorbida por cada vóxel al simularse el número total de partículas.

Coloma utilizó un número aproximado de 3×10^9 partículas y un factor $f = 10^{-4}$ [19]. Cabe recalcar que dicho estudio fue realizado considerando una TC axial y que el tiempo de simulación aumenta, al tomar en cuenta la complejidad de la geometría del sistema para una TC helicoidal, estimándose que cada simulación tardaría alrededor de 4 meses; por lo tanto, con el fin de hacer viable las simulaciones, se utilizó un número aproximado de 3×10^8 partículas. Con el objetivo de verificar que los valores medios de dosis obtenidos con las simulaciones realizadas con 3×10^8 partículas son equivalentes a los valores medios de dosis obtenidos con las simulaciones realizadas con 3×10^9 partículas, previamente se realizó una prueba de hipótesis (con un nivel de confianza del 99%) [55], demostrándose que las simulaciones son equivalentes para un tiempo de irradiación de 2 segundos (Anexo D).

En total, se corrieron 10 simulaciones de la irradiación del fantoma completo con un número aproximado de 3×10^8 partículas. A los resultados dosimétricos obtenidos con dichas simulaciones, se les aplicó un factor de corrección, debido al número de partículas consideradas $f = 10^{-5}$, con lo cual, el tiempo de cómputo fue aproximadamente 10 días.

3.3.2. Irradiación del fantoma completo

Para simular el modo helicoidal del tomógrafo es necesario llevar a cabo una discretización del movimiento, de modo que en la simulación, el fantoma voxelizado y la camilla realizaron un movimiento helicoidal, mientras que los demás componentes del tomógrafo permanecieron inmóviles. Para ello, la camilla fue colocada en la posición $(0, -112.90625, 96.8)$ *mm* con respecto al origen del sistema de coordenadas, mientras que el fantoma fue ubicado de modo que su *isocentro* coincidiera con el punto $(0, 0, 96.8)$ *mm* del sistema de coordenadas del tomógrafo (Figura 3.1 a); además se les adjudicó un movimiento longitudinal a lo largo del eje z con una velocidad de -16.56 *mm* por segundo en dicha dirección (Figura 3.1 b), y un movimiento orbital sobre su eje longitudinal con una velocidad angular de 360° por segundo. Se definió un tiempo de radiación de 12 segundos, de tal forma que el fantoma fue irradiado en su totalidad. Las secciones aumentadas en el *script main.mac* fueron:

```
# Fantoma Voxelizado
/gate/thorax/placement/setTranslation 0 0 96.8 mm
/gate/thorax/moves/insert translation
/gate/thorax/translation/setSpeed 0 0 -16.56 mm/s
/gate/thorax/moves/insert rotation
/gate/thorax/rotation/setSpeed -360 deg/s
/gate/thorax/rotation/setAxis 0 0 1

#Camilla
/gate/mesa/placement/setTranslation 0 -112.90625 96.8 mm
/gate/mesa/moves/insert translation
/gate/mesa/translation/setSpeed 0 0 -16.56 mm/s
/gate/mesa/moves/insert orbiting
/gate/mesa/orbiting/setSpeed 360 deg/s
/gate/mesa/orbiting/setPoint1 0 0 0 cm
/gate/mesa/orbiting/setPoint2 0 0 1 cm
```

es importante mencionar que la velocidad de traslación fue obtenida de las características de la imagen tomográfica (Tabla 3.1) y de la definición de *pitch* ($p = \frac{b}{NT}$).

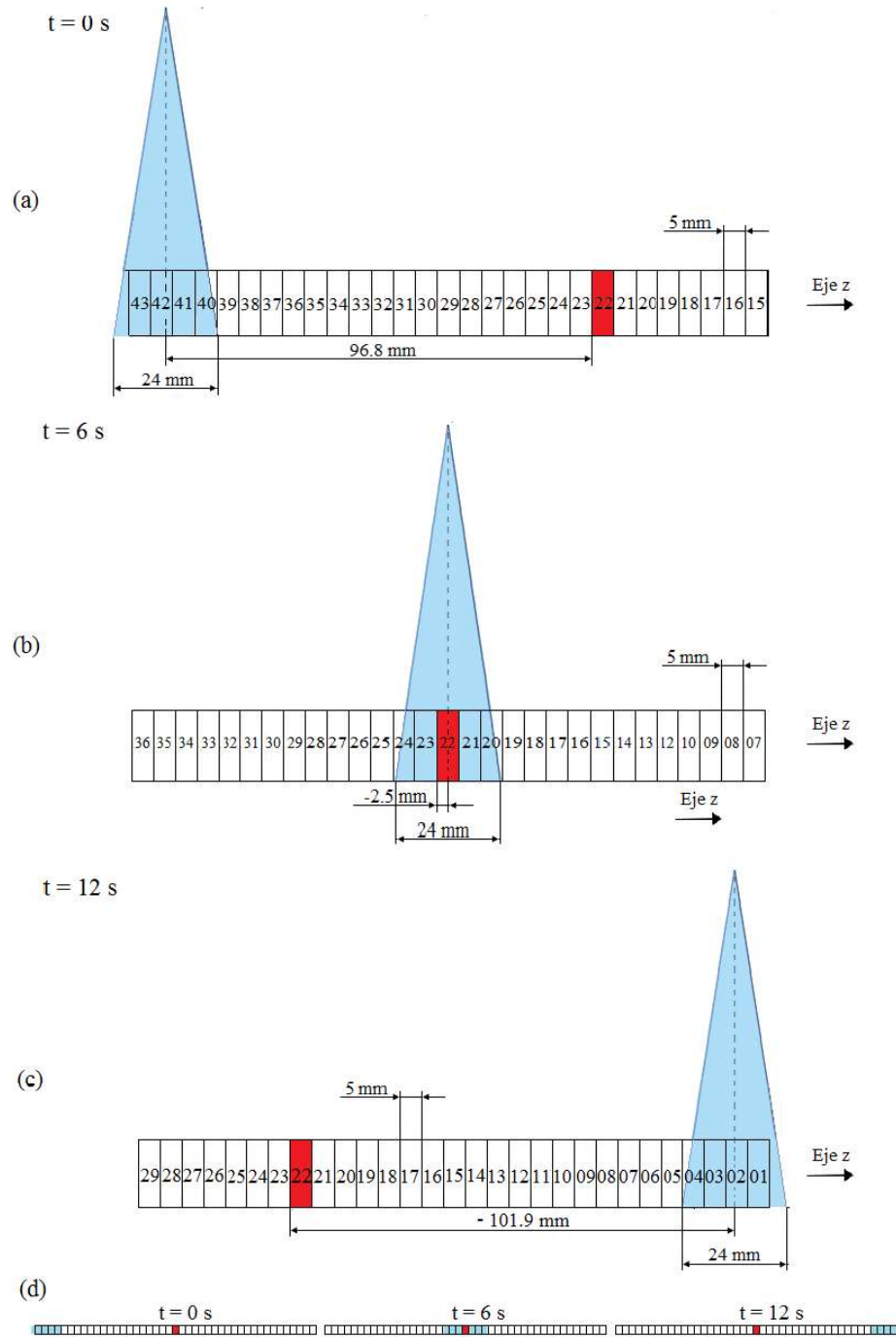


Figura 3.1: Definición de la geometría de la simulación del sistema. (a) Al inicio de la simulación ($t = 0$ s) la rodaja 22 se encuentra en $z = 96.8$ mm a la derecha del área de irradiación. (b) A mitad del proceso de simulación ($t = 6$ s) el centro de la rodaja 22 (*isocentro* del fantoma) se encuentra en el origen de coordenadas del tomógrafo. (c) Al final de la simulación ($t = 12$ s) la rodaja 22 se encuentra a la izquierda del área de irradiación. (d) Esquema de la geometría de simulación de 12s.

3.3.3. Modos de irradiación parcial

Con el propósito de explorar la dependencia de la dosis en el corte central con el tiempo de irradiación, bajo condiciones simétricas de irradiación, se realizaron simulaciones para los tiempos de irradiación: 11, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1, 0.5 y 0.3 s. Se corrieron 65 simulaciones, 5 para cada tiempo de irradiación, además de las 10 simulaciones para la irradiación de 12 s. En la Figura 3.2 se muestra esquemáticamente las distintas geometrías de simulación para los distintos tiempos de irradiación: 12, 11, 10, 9, 8, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1, 0.5 y 0.3 s;

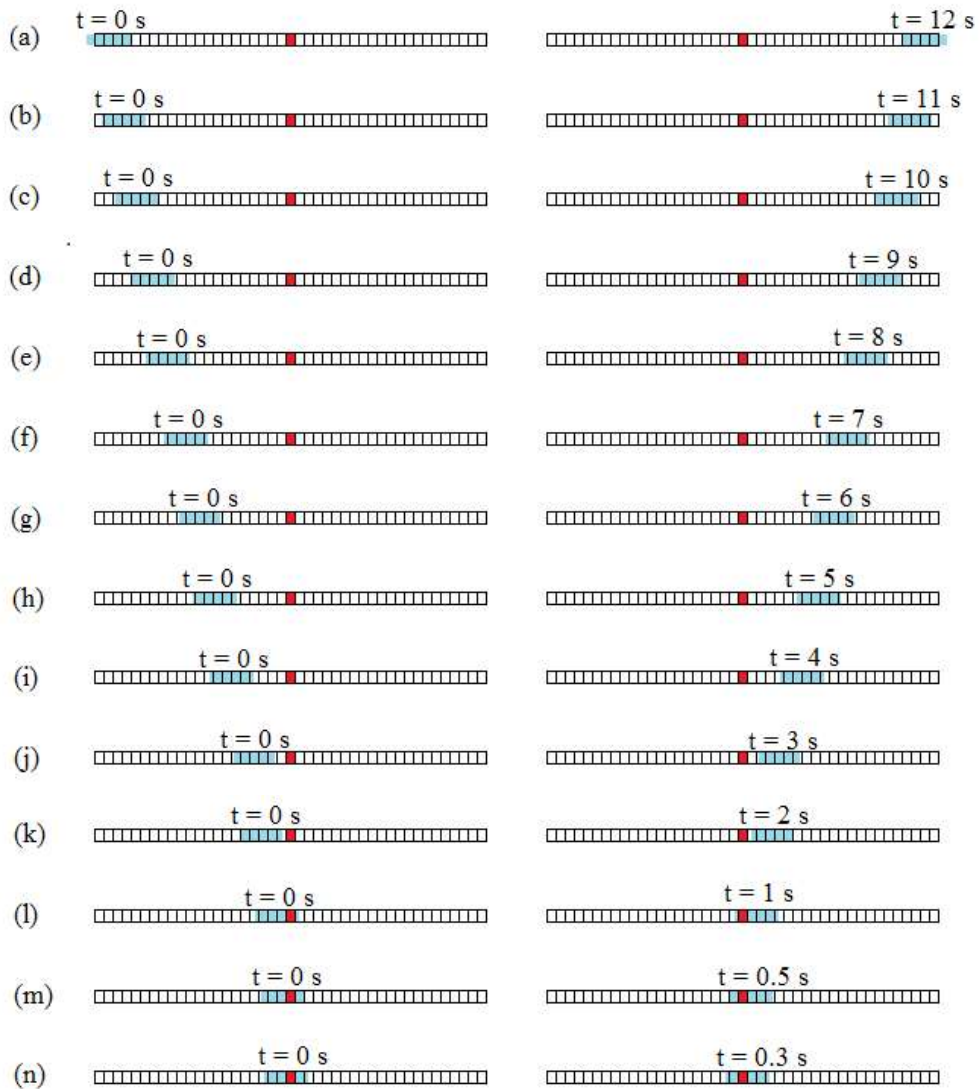


Figura 3.2: Esquema de la geometría de simulación para distintos tiempos de irradiación: (a) 12, (b) 11, (c) 10, (d) 9, (e) 8, (f) 7, (g) 6, (h) 5, (i) 4, (j) 3, (k) 2, (l) 1, (m) 0.5 y (n) 0.3 segundos.

A la mitad de cada proceso de irradiación, el *isocentro* del fantoma se encontraba en el origen de coordenadas del tomógrafo. Cada simulación tuvo una duración aproximada de 10, 8, 7, 6.5, 6, 5, 4, 3, 2, 1.5, 0.7, 0.4 y 0.2 días respectivamente. Es importante mencionar que las dosis obtenidas con estas simulaciones no son las dosis reales recibidas por los pulmones de la paciente, puesto que, estas son únicamente una fracción de la dosis obtenida durante la simulación de la irradiación de todo el fantoma.

3.4. Tratamiento de datos

Los resultados de las simulaciones se almacenaron en los archivos de texto *dose###r-Dose.txt* para el pulmón derecho y *dose###l-Dose.txt* para el pulmón izquierdo, ubicados en el directorio *output*; dichos archivos corresponden a cada uno de los actores implementados en el fantoma (31 actores en cada pulmón). Estos contienen: líneas de cabecera, en las cuales se detalla el tamaño de la matriz, la resolución, el tamaño del vóxel y el número total de vóxeles; y la matriz correspondiente a la dosis en cada vóxel. Primero se realizó la parametrización de los elementos de la matriz, mediante la ejecución del código *parametrización.cpp* (ver Anexo E.1); obteniendo nuevos archivos de texto (*dosis###-parametrizada.txt*) en los cuales se presentó la dosis correspondiente a cada coordenada (x,y) .

3.4.1. Curvas de isodosis

Las curvas de isodosis permiten visualizar las regiones que presentan dosis absorbidas iguales sobre una sección de un medio irradiado, mostrando una distribución planar de dicha dosis. Estas curvas fueron encontradas a partir de los nuevos archivos *dosis###-parametrizada.txt*, utilizando el software *gnuplot* [56], por medio de los comandos *set contours* y *set cntrparam levels*.

3.4.2. Análisis estadístico

Los datos se analizaron tomando en cuenta la naturaleza de los tejidos. De esta manera, en primer lugar se consideró toda la sección rectangular independientemente del valor HU de cada vóxel. Además, se tomó en cuenta los vóxeles pertenecientes a volumen y a tejido pulmonar. El número TC para tejido pulmonar está entre -500 y -900 HU; mientras que el número TC correspondiente a volumen pulmonar está entre -500 y -1000 HU, de esta manera, para el volumen pulmonar se consideró tanto el tejido pulmonar como el aire que se encuentra dentro de los pulmones.

3.4.2.1. Histogramas de frecuencia

Con la finalidad de observar la frecuencia de dosis por vóxel, se ejecutó el código *frecuencia.cpp* (Anexo E.2), en el cual se contó el número de vóxeles que tienen dosis entre D y $D + \Delta D$, determinando así la distribución de las dosis para los distintos tiempos de irradiación.

3.4.2.2. Indicador dosimétrico Θ

La caracterización de la dosis pulmonar se realizó mediante el uso del indicador dosimétrico Θ_i . Este indicador define el promedio de dosis absorbida para cada rodaja (donde i es el número de la rodaja); para ello se consideró únicamente las dosis D_{ij} correspondientes a los N vóxeles que cumplen la condición preestablecida, así:

$$\Theta_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N D_{ij} \quad (3.2)$$

Particularmente el valor de Θ para la rodaja central (rodaja 22) se considera como la dosis pulmonar, puesto que las condiciones de simulación de esta rodaja son las que más se acercan a las condiciones reales. Para ello se ejecutó el código *datos-dosis.cpp* sobre los archivos *dosis22-parametrizada.txt* (Anexo E.3).

3.4.2.3. Histogramas de volumen por dosis

Una forma alternativa para describir la distribución de las dosis absorbidas es el histograma de volumen por dosis o DVH por sus siglas en inglés (Dose Volume Histogram). Usualmente, estos histogramas se utilizan en física médica como una herramienta de evaluación de planes de tratamiento, los cuales permiten comparar las dosis absorbidas en diferentes planes [57, 58]; de esta manera, el DVH sirve para evaluar la dosis que recibirá tanto el tumor como los tejidos sanos circundantes, una vez impartido el tratamiento [59]. El DVH representa para cada dosis, la fracción de volumen V_D de la estructura que recibe una dosis mayor o igual a dicha dosis D [57, 58, 60]:

$$V_D = \frac{1}{V} \sum_{i \in V} V_i(D_i) \quad \text{donde} \quad V_i = \begin{cases} v & \text{si } D_i \geq D \\ 0 & \text{si } D_i < D \end{cases} \quad (3.3)$$

donde V es el volumen total, V_i es el volumen correspondiente a la dosis D_i y v es el volumen de cada vóxel.

Estos histogramas permiten determinar el porcentaje volumétrico que presenta una dosis mayor a la dosis promedio, así como los valores de dosis D_{50} , para la cual el 50 % del volumen del órgano irradiado recibe dosis mayores o iguales a esta. Los gráficos DVH se realizaron ejecutando el código *DVH.cpp* (Anexo E.4).

3.4.3. Perfiles de dosis

Para visualizar la diferencia entre la dosis recibida durante la irradiación de todo el fantoma y las dosis recibidas durante distintos tiempos de irradiación, se obtuvieron los perfiles de dosis a lo largo del eje axial (Capítulo 4). Para ello se ejecutó el código *dosis-promedio-vs-z.cpp* (ver Anexo E.5), en el cual se calcula el indicador dosimétrico Θ_i (Ecuación 3.2) para cada rodaja del fantoma voxelizado, asignando dicho valor a la respectiva posición relativa de la rodaja

3.4.4. Factor de escalamiento para las irradiaciones parciales

Las dosis obtenidas con las simulaciones de la irradiación parcial del fantoma son menores que la dosis obtenida durante la irradiación total del fantoma; para relacionar estas dosis, se definió un factor de escalamiento para los distintos tiempos de irradiación, así:

$$f_t = \frac{\Theta_T}{\Theta_t} \quad (3.4)$$

donde f_t es el factor de escalamiento para cada tiempo de irradiación t , Θ_T es la dosis absorbida por los pulmones durante la irradiación del fantoma completo y Θ_t es la dosis absorbida por los pulmones durante la irradiación parcial (tiempo t) del fantoma. Es decir, Θ_T y Θ_t son los valores del indicador dosimétrico definido por la Ecuación 3.2, para la rodaja 22 en los tiempos correspondientes.

Capítulo 4

Dosis en pulmones entregadas por el tomógrafo BBB

4.1. Irradiación completa del fantoma

El *script* de las simulaciones MC fue preparado de tal forma que el fantoma sea irradiado completamente por el haz de rayos X. Sin embargo, los cálculos dosimétricos se realizaron tomando dos secciones rectangulares de 5 mm de grosor, pertenecientes al corte central del fantoma (corte 22). Considerando la definición de dosis absorbida, se tiene que las secciones analizadas en el cálculo MC conforman una muestra adecuada para la estimación de la dosis pulmonar, y no se espera una variación significativa en las dosis al considerar el resto de secciones transversales del fantoma. Como se mencionó en el Capítulo 3 las dimensiones de los *dosels* se fijaron de tal forma que coincidan con el tamaño de los vóxeles del fantoma. Al finalizar la simulación, cada uno de los *dosels* de la sección rectangular, almacena un valor de dosis, d_n (Ecuación 3.1), el cual depende del número TC, es decir, del coeficiente de atenuación lineal $\mu(x, y)$ del tejido que constituye cada vóxel.

La sección rectangular construida para el pulmón derecho, estuvo compuesta por 8064 *dosels*, distribuidos en una matriz tridimensional de dimensiones $72 \times 112 \times 1$; de todos estos *dosels* solo 4418 correspondieron tanto a volumen como a tejido pulmonar, es decir, en esta sección del pulmón derecho no existió aire durante el examen tomográfico. En la Figura 4.1 se muestra la distribución de dosis obtenida

con una de las simulaciones MC para la sección central del pulmón derecho.

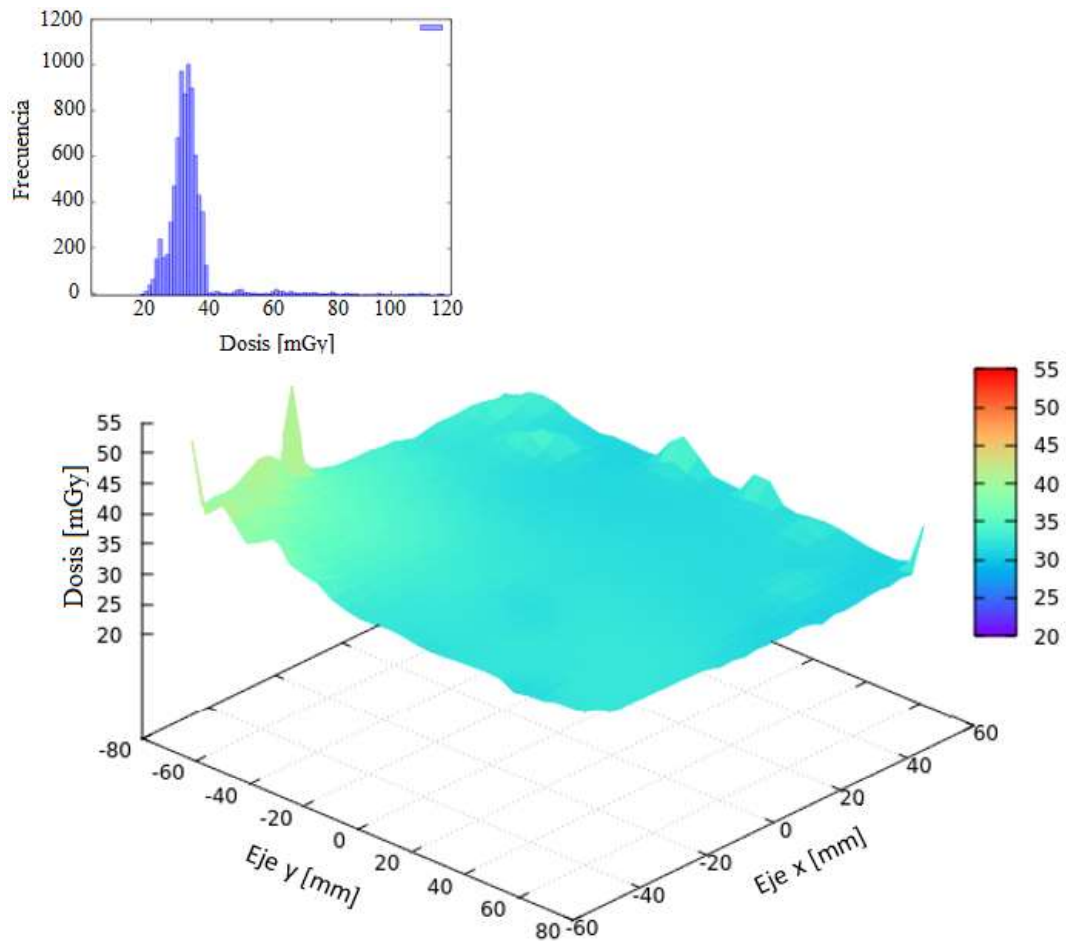


Figura 4.1: Distribución de la dosis en la sección central del pulmón derecho, junto a su histograma de frecuencia de dosis (Plano Axial). Estos resultados se obtuvieron de una de las simulaciones realizadas en GATE.

La sección rectangular construida para el pulmón izquierdo, estuvo compuesta por 8480 *dosels*, distribuidos en una matriz tridimensional de dimensiones $80 \times 106 \times 1$; en este caso, solo 5131 *dosels* correspondieron a volumen pulmonar, mientras que 5118 *dosels* correspondieron a tejido pulmonar, es decir, en esta sección del pulmón izquierdo si existieron vóxeles perteneciente a aire. En la Figura 4.2 se muestra la distribución de dosis obtenida con una de las simulaciones MC para la sección central del pulmón izquierdo.

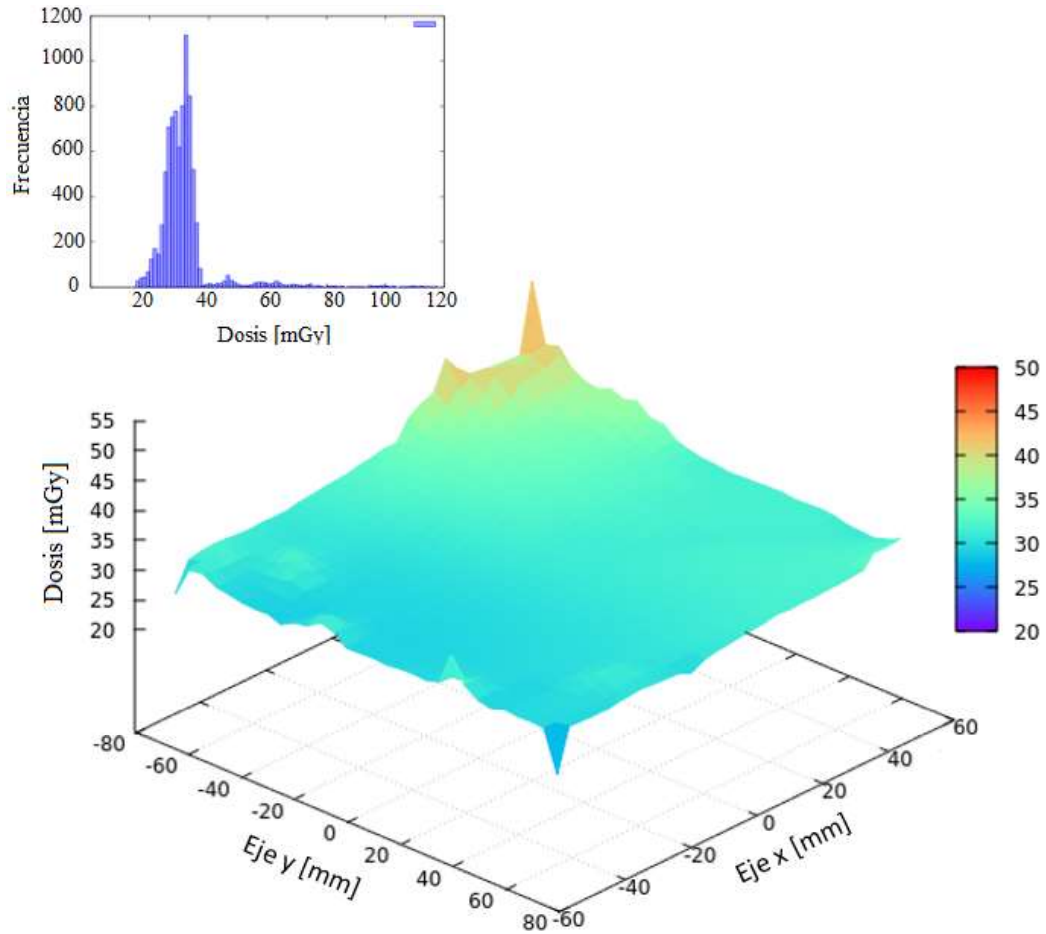


Figura 4.2: Distribución de la dosis en la sección central del pulmón izquierdo, junto a su histograma de frecuencia de dosis (Plano Axial). Estos resultados se obtuvieron de una de las simulaciones realizadas en GATE.

Las dosis más altas se concentraron en los vóxeles pertenecientes a los tejidos más densos, tales como, vertebras y costillas. Este resultado es consistente con el hecho de que los tejidos más densos presentan un mayor coeficiente de atenuación lineal (μ), es decir, mayor número TC en comparación con los tejidos menos densos (pulmones y corazón), por lo cual, tienden a acumular mayor dosis. Para los pulmones, los resultados obtenidos con las simulaciones muestran un rango de dosis por vóxel de 19.84 a 53.22 *mGy*.

4.1.1. Curvas de isodosis

En la Figura 4.3 se muestran las curvas de isodosis para la rodaja central (corte 22) del pulmón izquierdo y derecho; en las cuales se puede apreciar que la dosis es menor en las zonas de los pulmones más alejadas de la tráquea (T) en la dirección x , aumentando en las zonas de los pulmones más cercanas a dicho conducto; lo cual esta acorde con lo esperado, puesto que se tienen las dosis más altas cerca del centro del haz de radiación y disminuye lateralmente en el eje x debido a la penumbra y dispersión.

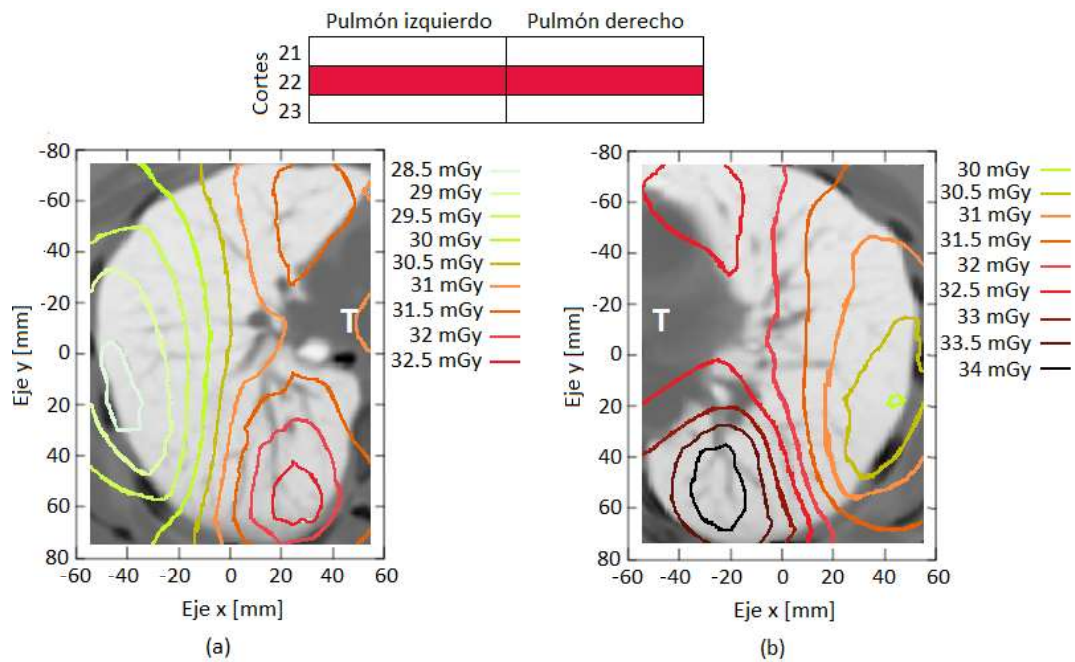


Figura 4.3: Curvas de isodosis para la rodaja central del pulmón (a) izquierdo y (b) derecho. En la parte superior se encuentra un esquema de los cortes considerados.

No existe una distribución simétrica de dosis entre los pulmones. La diferencia entre las curvas de isodosis de los pulmones izquierdo y derecho evidencian la naturaleza helicoidal de la TC, obteniendo dosis mayores en el pulmón derecho. El efecto del movimiento helicoidal puede observarse en las Figuras 4.4 y 4.5, en las cuales la diferencia entre los valores de las curvas de isodosis es menor. En la Figura 4.4 se puede observar las curvas de isodosis correspondientes a las rodajas 22 y 23 de los pulmones izquierdo y derecho respectivamente. La Figura 4.5 muestra las

curvas de isodosis correspondientes a las rodajas 21 y 22 de los pulmones izquierdo y derecho respectivamente.

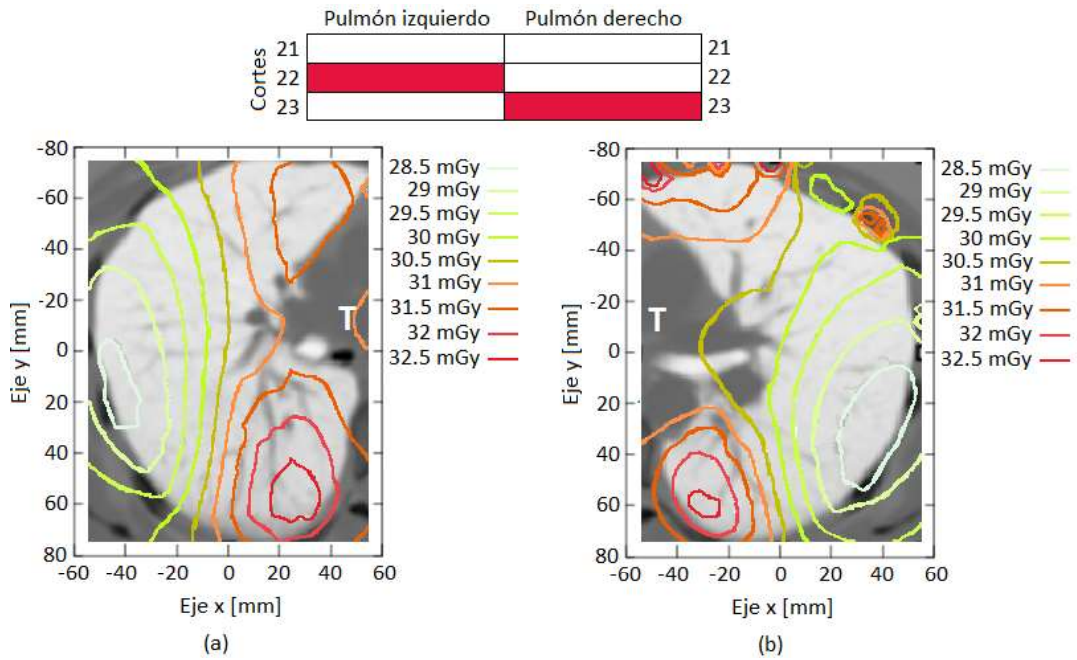


Figura 4.4: Curvas de isodosis para las rodaja (a) 22 del pulmón izquierdo y (b) 23 del pulmón derecho. En la parte superior se encuentra un esquema de los cortes considerados.

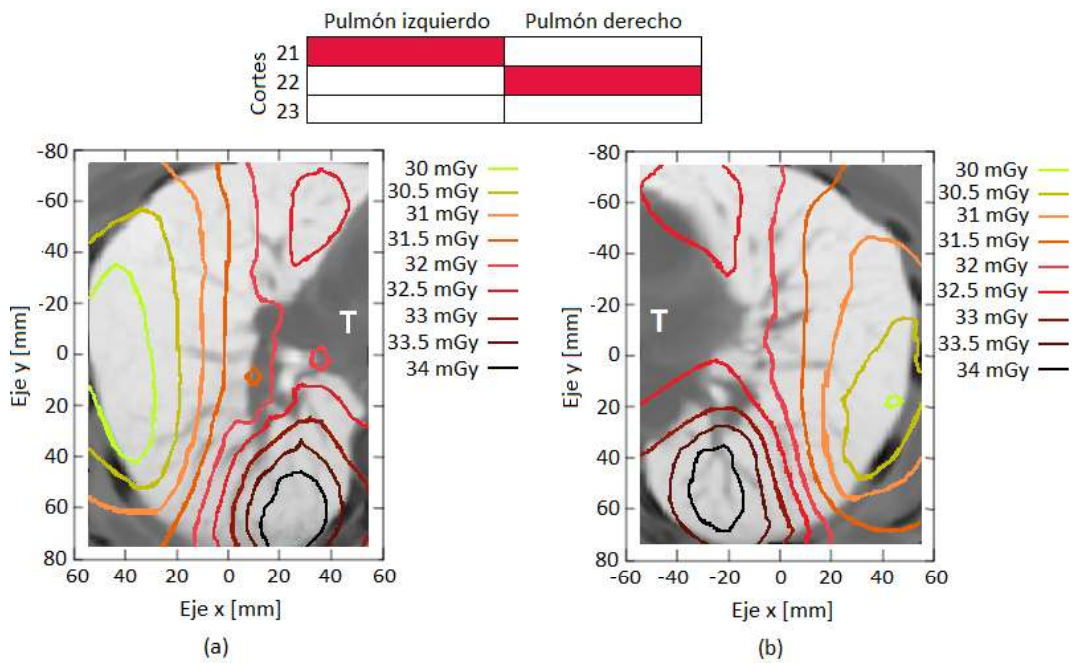


Figura 4.5: Curvas de isodosis para las rodaja (a) 21 del pulmón izquierdo y (b) 22 del pulmón derecho. En la parte superior se encuentra un esquema de los cortes considerados.

4.1.2. Histogramas de frecuencias

En la Figura 4.6 se puede observar los histogramas de dosis por vóxel para cada una de las secciones pulmonares estudiadas, para ello, se tomó en cuenta únicamente los vóxeles pertenecientes a volumen pulmonar; considerando una de las simulaciones ejecutadas. Se obtienen resultados muy parecidos al considerar únicamente los vóxeles pertenecientes a tejido pulmonar, puesto que el número de vóxeles tomados en cuenta en ambos casos no varía significativamente.

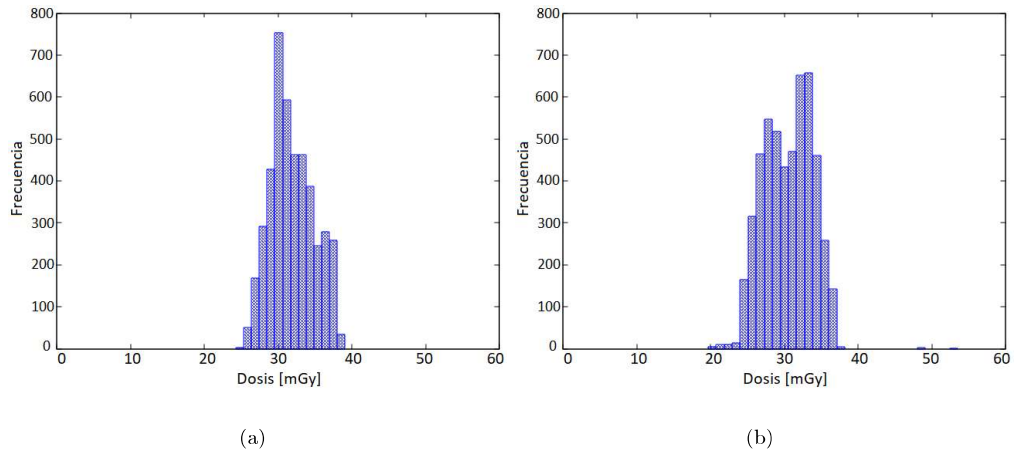


Figura 4.6: Frecuencia de dosis por vóxel para la sección central del pulmón (a) derecho y (b) izquierdo. Estos resultados se obtuvieron de una de las simulaciones realizadas en GATE.

La estimación de dosis pulmonar se realizó mediante el cálculo del indicador dosimétrico (Ecuación 3.2) para la rodaja 22 considerando únicamente los vóxeles pertenecientes al volumen pulmonar. En la Tabla 4.1 se muestran las dosis (Θ) calculadas para los dos pulmones, así como el valor global.

Θ (mGy)		
Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
$31,94 \pm 0.01$	30.54 ± 0.02	31.19 ± 0.01

Tabla 4.1: Dosis media (Anexo F).

En la Tabla 4.2 se presentan las dosis pulmonares obtenidas en este estudio, así como las obtenidas en el trabajo de Yépez S. [20], la diferencia encontrada se debe a que en el presente estudio se ha considerado la naturaleza helicoidal de la tomo-

grafía, tomando en cuenta el aporte de la irradiación de todos los cortes del fantoma (43). Mientras que en el trabajo de Yépez S. [20] se simuló la irradiación en modo axial y se consideró únicamente el aporte de dos cortes adyacentes

	Dosis media (mGy)		$\Delta_{(\theta,D)}$ (%)
	Este estudio	Yépez S. [20]	
Pulmón derecho	31.94 ± 0.01	23.19 ± 0.06	37.73
Pulmón izquierdo	30.54 ± 0.02	20.68 ± 0.08	47.68
Valor global	31.19 ± 0.01	22.04 ± 0.07	41.51

Tabla 4.2: Comparación entre los resultados obtenidos en este trabajo y aquellos obtenidos por Yépez S. [20]. El valor global asociado al trabajo de Yépez S. es el promedio ponderado para el pulmón izquierdo y derecho, puesto que el número de *dosels* para cada pulmón es diferente

Las dosis en pulmones pueden ser estimadas considerando los valores de f_{organ} (Ecuación 2.12) proporcionados en las publicaciones asociadas a los programas *VirtualDose* y *CTDosimetry* [44, 45]. Los valores considerados son consistentes con una anatomía generalizada, cercana a aquella de la paciente, y los parámetros de la tomografía realizada. Las dosis obtenidas considerando el valor del $CTDI_{VOL}$ asociado al protocolo de adquisición ($8.33 \pm 1.40 mGy$) fueron $21.49 \pm 3.61 mGy$ y $19.43 \pm 3.27 mGy$ con las bases de datos de *VirtualDose* y *CTDosimetry*, respectivamente. Puesto que el $CTDI_{VOL}$ tiene sentido únicamente en modo axial, es lógico suponer que los valores encontrados son para un *pitch* igual a 1. Sin embargo, la tomografía analizada en el presente estudio fue tomada con un *pitch* de 0.69, por lo tanto, es necesario realizar la corrección correspondiente. Los valores estimados, que tienen en cuenta el *pitch* son $31.14 \pm 5.23 mGy$ y $28.16 \pm 4.74 mGy$, estos son estadísticamente similares al valor global presentado en la Tabla 4.2.

4.1.3. Histogramas de volumen por dosis

En la Figuras 4.7 se muestra los DVH para los pulmones derecho e izquierdo respectivamente. Como se mencionó en el Capítulo 3, los DVH permiten observar el porcentaje volumétrico que presenta una dosis mayor o igual a la dosis promedio.

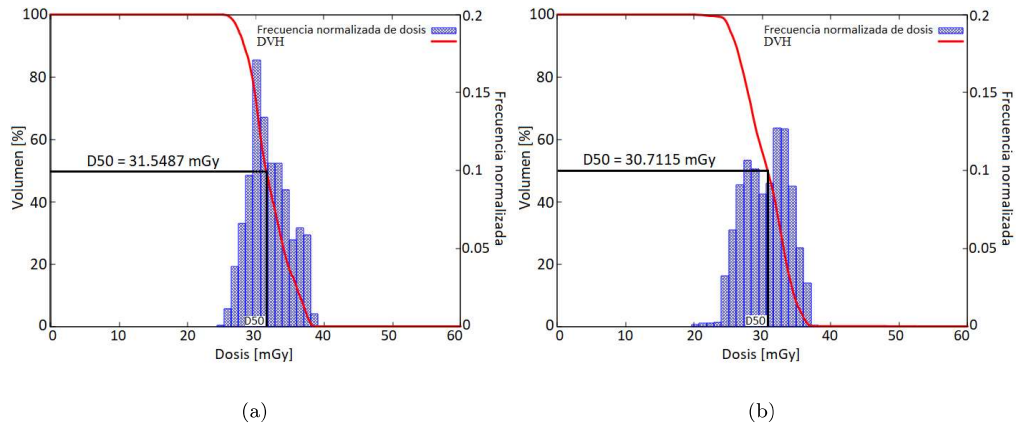


Figura 4.7: DVH y frecuencia normalizada de dosis para el pulmón (a) derecho y (b) izquierdo.

En la Figura 4.8 se muestra el histograma global de volumen por dosis.

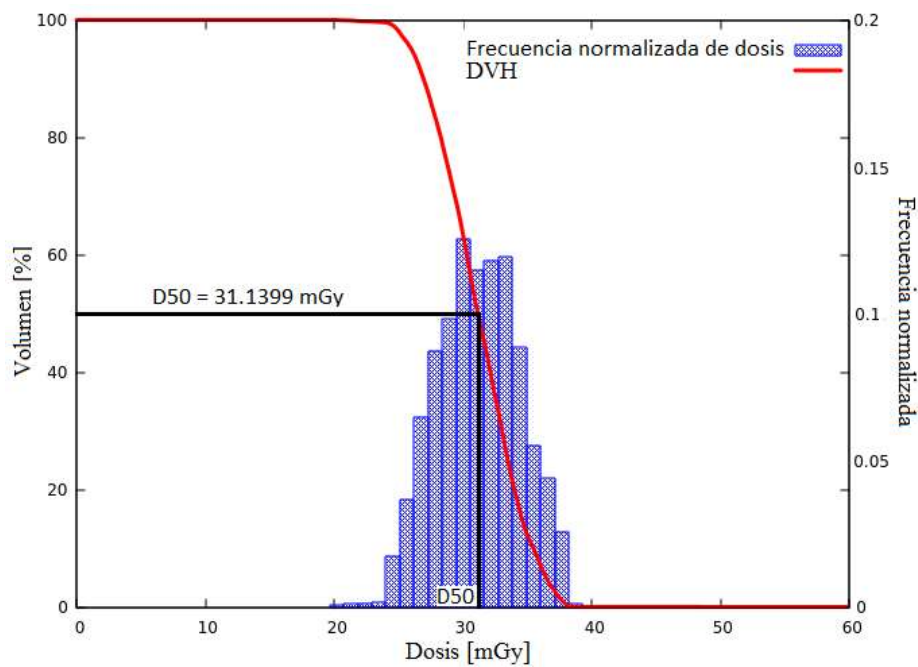


Figura 4.8: DVH y frecuencia normalizada global.

En la Tabla 4.3 se presentan los valores de $D50$ y Θ , los cuales varían en menos del 2%; además, el porcentaje de volumen pulmonar que es mayor o igual a Θ y $D50$ varía entre 2 y 4% para el pulmón izquierdo y derecho respectivamente. Lo cual es un indicador de que la metodología seguida durante este estudio sirve para el cálculo de dosis durante una TC helicoidal. Estos resultados fueron obtenidos considerando únicamente los vóxeles pertenecientes al volumen pulmonar, al consi-

derar el tejido pulmonar se obtienen resultados muy parecidos.

	$D50$ (mGy)	Dosis media (mGy)	Volumen (%)
Pulmón derecho	31.55	31.94	46
Pulmón izquierdo	30.71	30.54	52
Valor global	31.14	31.19	50.31

Tabla 4.3: Dosis $D50$ y porcentaje volumétrico para los pulmones derecho, izquierdo y valor de dosis global que recibe una dosis mayor o igual a Θ .

4.1.4. Perfiles de dosis

En la Figura 4.9 se presentan los perfiles de dosis del pulmón derecho e izquierdo. En las cuales se puede observar la dosis promedio Θ_i (Ecuación 3.2) de las distintas rodajas del fantoma voxelizado. Estos resultados fueron obtenidos de una de las simulaciones de la irradiación del fantoma completo, tomando en cuenta los vóxeles pertenecientes al volumen pulmonar de cada una de las rodajas consideradas, para el tejido pulmonar se obtiene resultados muy similares.

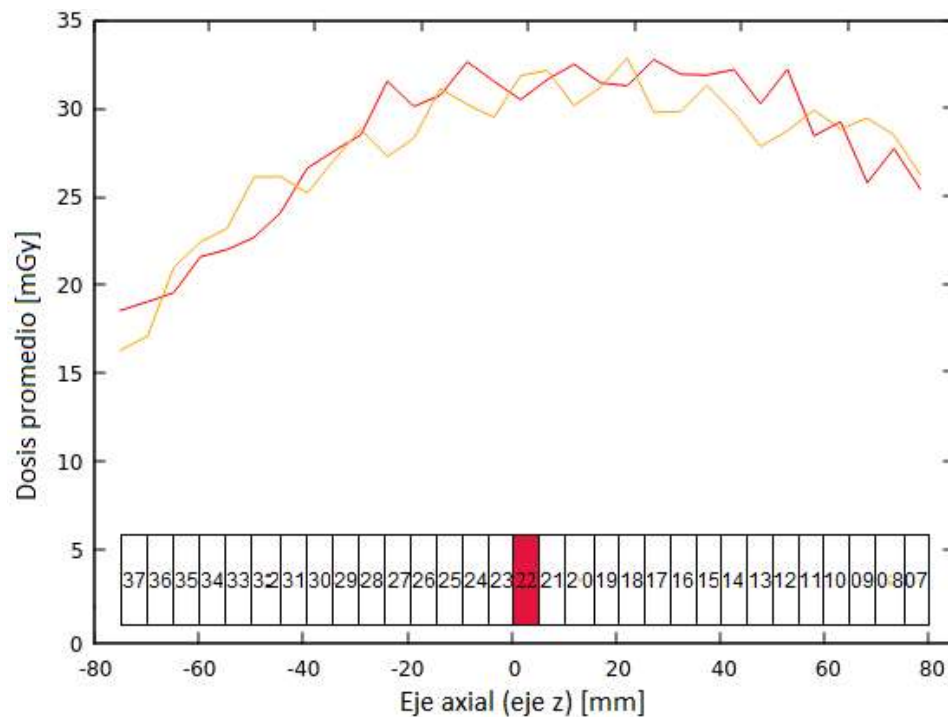


Figura 4.9: Perfil de dosis a lo largo del eje axial para la irradiación del fantoma completo, para el pulmón derecho (curva naranja) e izquierdo (curva roja).

4.2. Irradiación parcial del fantoma

Las irradiaciones parciales del fantoma permitieron analizar la dependencia de la dosis absorbida por el corte central con el tiempo de irradiación, Esto fue realizado con tiempos de irradiación de 0.3, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12 segundos.

4.2.1. Histogramas de frecuencia

En las Figuras 4.10 y 4.11 se muestra la frecuencia normalizada de dosis para tiempos de irradiación de 2, 4, 6, 8, 10 y 12 segundos, para el pulmón derecho e izquierdo respectivamente.

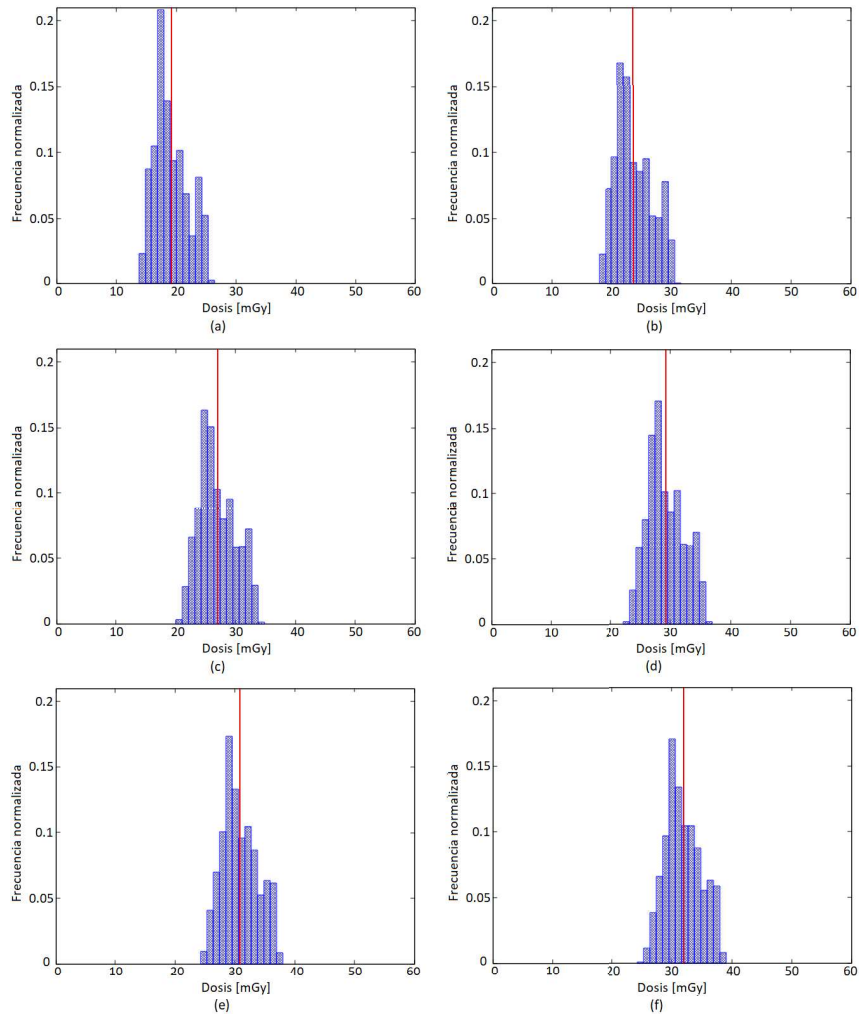


Figura 4.10: Frecuencia normalizada de dosis para tiempos de irradiación de (a) 2, (b) 4, (c) 6, (d) 8, (e) 10 y (f) 12 segundos, para el pulmón derecho. La línea roja muestra la dosis media.

Como se puede ver en los histogramas la dosis media se mueve hacia la derecha, como es de esperarse al aumentar el tiempo de irradiación. Estos resultados fueron obtenidos tomando en cuenta únicamente los vóxeles correspondientes a volumen pulmonar y se mantienen muy similares al tomar en cuenta solamente los vóxeles pertenecientes a tejido pulmonar.

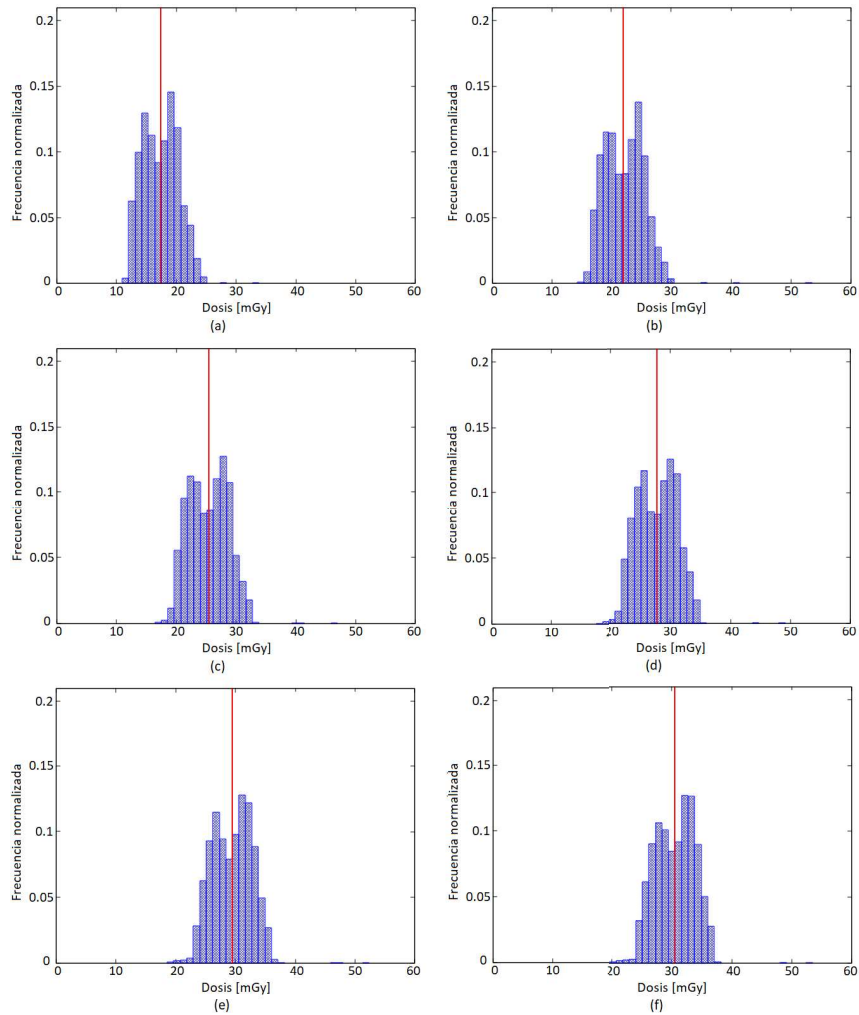


Figura 4.11: Frecuencia normalizada de dosis para tiempos de irradiación de (a) 2, (b) 4, (c) 6, (d) 8, (e) 10 y (f) 12 segundos, para el pulmón izquierdo. La línea roja muestra la dosis media.

La estimación de la dosis pulmonar para cada tiempo de irradiación se realizó mediante el cálculo de los indicadores dosimétricos (Ecuación 3.2) para la rodaja 22. En la Tabla 4.4 se muestra las dosis absorbidas (Θ_t) por los pulmones para los distintos tiempos de irradiación; estos resultados se obtuvieron considerando

únicamente los *doseis* pertenecientes al volumen pulmonar del corte central, se obtienen resultados muy parecidos al considerar el tejido pulmonar (Anexo F).

Tiempo de irradiación (s)	Θ_t [mGy]		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
0.3	6.6769 ± 0.0083	2.1501 ± 0.0026	4.2446 ± 0.0038
0.5	9.4098 ± 0.0077	3.7322 ± 0.0035	6.3589 ± 0.0046
1	12.2814 ± 0.0074	11.4541 ± 0.0053	11.8375 ± 0.0052
2	19.1149 ± 0.0104	17.3825 ± 0.0129	18.1840 ± 0.0101
3	20.0307 ± 0.0115	22.2021 ± 0.0185	21.1975 ± 0.0139
4	23.7652 ± 0.0602	22.0444 ± 0.0994	22.8415 ± 0.0810
5	23.8617 ± 0.0052	26.1259 ± 0.0092	25.0783 ± 0.0054
6	26.9718 ± 0.0093	25.4092 ± 0.0129	26.1326 ± 0.0097
7	26.5293 ± 0.1268	28.9109 ± 0.0096	27.8090 ± 0.0066
8	29.2351 ± 0.0087	27.7727 ± 0.0102	28.4492 ± 0.0067
9	28.4421 ± 0.0099	30.9031 ± 0.0114	29.7645 ± 0.0042
10	30.8364 ± 0.0059	29.4276 ± 0.0123	30.0794 ± 0.0072
11	29.7780 ± 0.0147	32.2646 ± 0.0132	31.1142 ± 0.0123
12	31.9385 ± 0.0128	30.5413 ± 0.0168	31.1877 ± 0.0098

Tabla 4.4: Dosis absorbida por los pulmones derecho e izquierdo durante distintos tiempos de irradiación (0.3, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12 segundos).

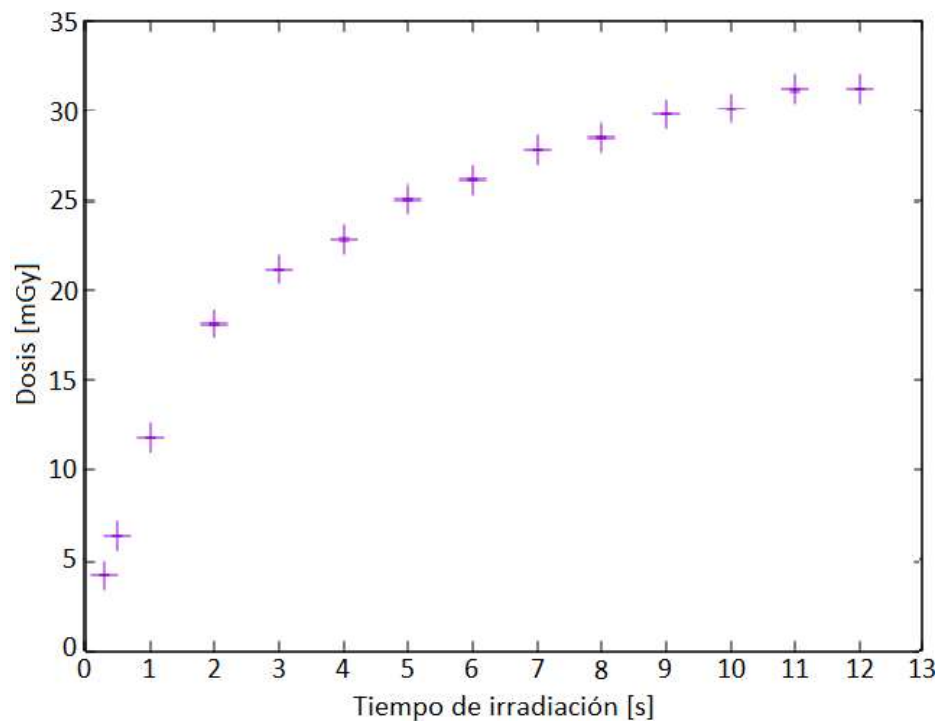


Figura 4.12: Dosis global para distintos tiempos de irradiación. Puede apreciarse el comportamiento asintótico de las dosis con el tiempo.

4.2.2. Perfiles de dosis

El aporte dosimétrico debido a la superposición de los haces de rayos X correspondientes a rotaciones helicoidales contiguas por la irradiación de los demás cortes, se puede visualizar en los perfiles de dosis para distintos tiempos de irradiación, es decir, considerando distinto número de cortes irradiados. En las Figuras 4.13 y 4.14 se presenta el perfil de dosis para el pulmón derecho e izquierdo respectivamente, las dosis fueron obtenidas para tiempos de irradiación de: 0.3, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11 y 12 segundos (Ecuación 3.2). Estos resultados fueron obtenidos de una de las simulaciones realizadas para cada tiempo de irradiación definido, considerando los vóxeles pertenecientes al volumen pulmonar, para el tejido pulmonar se obtiene resultados muy similares.

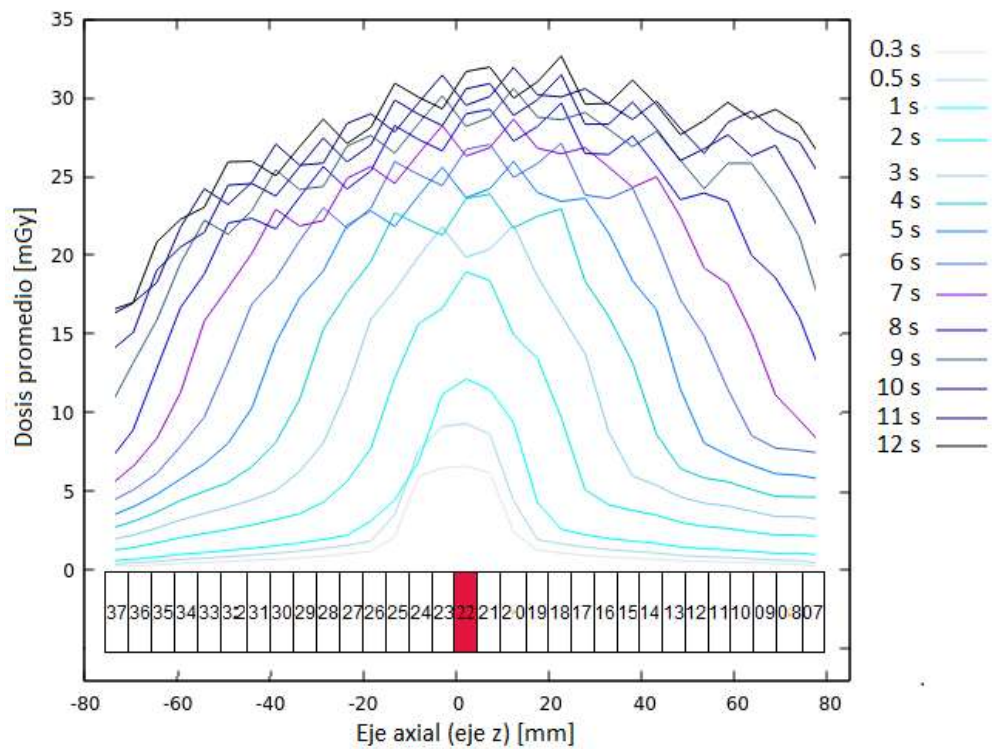


Figura 4.13: Perfil de dosis a lo largo del eje axial para distintos tiempos de irradiación, para el pulmón derecho.

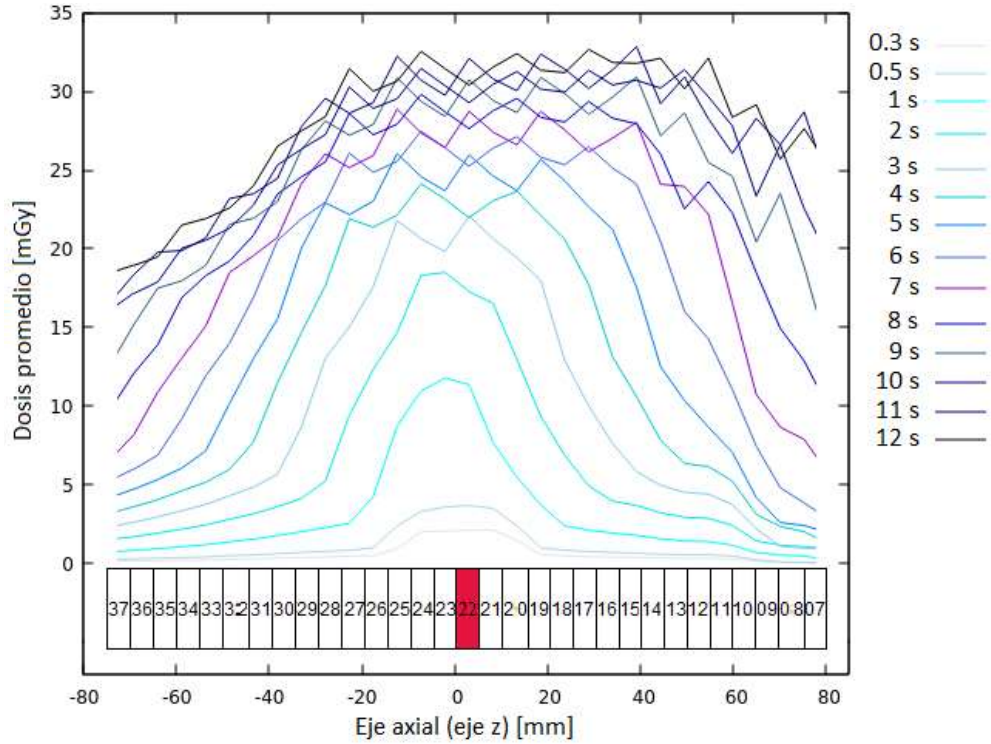


Figura 4.14: Perfil de dosis a lo largo del eje axial para distintos tiempos de irradiación, para el pulmón izquierdo.

4.2.3. Factores de escalamiento

Las dosis recibidas Θ_t durante los distintos tiempos de irradiación $t < 12$, fueron utilizadas para calcular los factores de escalamiento f_t (Ecuación 3.4). En la Tabla 4.5 se muestra el factor de escalamiento de los pulmones derecho e izquierdo, el cual considera únicamente los vóxeles correspondientes a volumen pulmonar, para el tejido pulmonar se obtienen resultados muy parecidos. Este factor se encuentra entre 0.99 y 14.20. Para el pulmón derecho se registró un factor de escalamiento $f_t^{derecho}$ máximo de 4.78 y mínimo de 1.04; mientras que para el pulmón izquierdo se registró un factor de escalamiento $f_t^{izquierdo}$ máximo de 14.20 y mínimo de 0.99.

Como se muestra en la Tabla 4.5 se puede hablar de un factor de escalamiento pulmonar f_t , es decir, un factor válido tanto para el pulmón derecho como para el pulmón izquierdo, para tiempos de irradiación entre 1 y 11 segundos, tiempos para los cuales el valor absoluto de la diferencia entre $f_t^{derecho}$ y $f_t^{izquierdo}$ es mínimo.

Tiempo de irradiación (s)	$f_t^{derecho}$	$f_t^{izquierdo}$	f_t^{global}
0.3	4.7834 ± 0.0040	14.2046 ± 0.0094	7.3476 ± 0.0043
0.5	3.3942 ± 0.0014	8.1832 ± 0.0032	4.9046 ± 0.0020
1	2.6006 ± 0.0005	2.6660 ± 0.0002	2.6347 ± 0.0003
2	1.6709 ± 0.0002	1.7570 ± 0.0003	1.7157 ± 0.0004
3	1.5945 ± 0.0003	1.3756 ± 0.0004	1.4713 ± 0.0005
4	1.3439 ± 0.0029	1.3854 ± 0.0055	1.3654 ± 0.0044
5	1.3385 ± 0.0002	1.1690 ± 0.0002	1.2436 ± 0.0001
6	1.1841 ± 0.0001	1.2019 ± 0.0001	1.1934 ± 0.0001
7	1.2039 ± 0.0053	1.0564 ± 0.0002	1.1215 ± 0.0001
8	1.0925 ± 0.0001	1.0997 ± 0.0002	1.0963 ± 0.0001
9	1.1229 ± 0.0001	0.9883 ± 0.0002	1.0478 ± 0.0002
10	1.0357 ± 0.0002	1.0378 ± 0.0001	1.0368 ± 0.0001
11	1.0726 ± 0.0001	0.9466 ± 0.0001	1.0024 ± 0.0001

Tabla 4.5: Factor de escalamiento f_t para el pulmón derecho e izquierdo, y factor f_t global para distintos tiempos de irradiación.

En la Figura 4.15 se presenta el factor de escalamiento f_t global, para los distintos tiempos de irradiación.

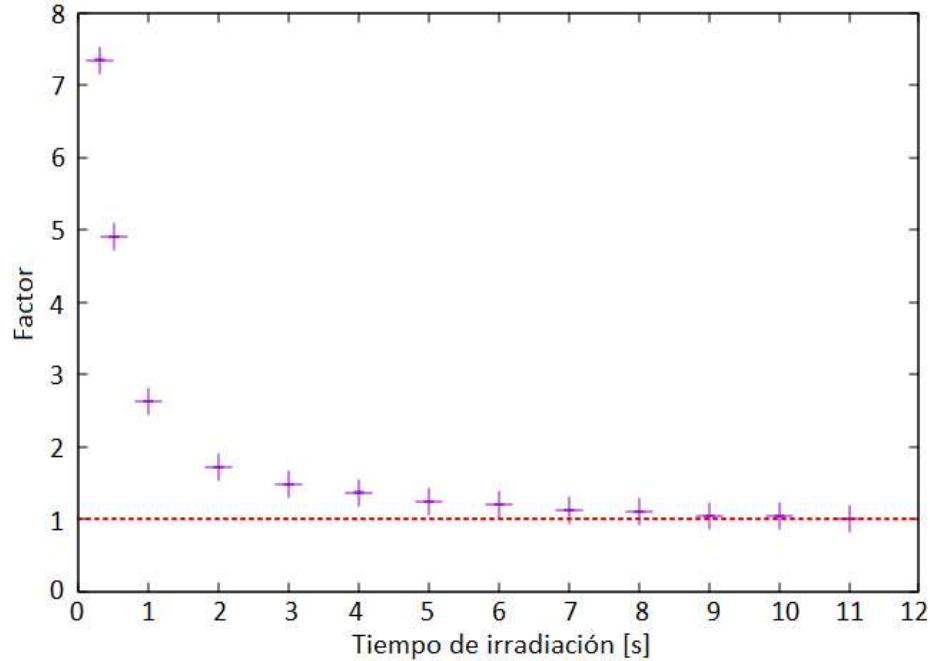


Figura 4.15: Factor de escalamiento f_t global, durante distintos tiempos de irradiación.

Capítulo 5

Conclusiones

Mediante simulaciones Monte Carlo se estudió la absorción de la radiación en los pulmones de una paciente anónima sometida a una tomografía helicoidal. Como resultado se encontraron las características de las distribuciones de dosis en los pulmones de la paciente. Adicionalmente, se encontró una relación entre la dosis absorbida durante la irradiación del fantoma completo e irradiaciones parciales. Estos resultados aportan con información cuantitativa importante para la protección radiológica en el hospital.

El análisis dosimétrico fue realizado en dos regiones dentro del corte central del fantoma voxelizado, permitiendo estimar la dosis media absorbida por los pulmones de la paciente. El uso de dosis medias se ajustan a los esquemas médicos generalizados, que consideran de utilidad a los valores promedios de las dosis asociados a volúmenes de órganos [22], dado que estas permiten establecer rangos de tolerancia para la dosis absorbida por estos [25]. Puesto que la simulación de la irradiación del fantoma completo se la hace en condiciones cercanas a las reales, se considera que la dosis promedio encontrada con estas simulaciones es una buena aproximación de la dosis absorbida durante la irradiación real. Una mejor aproximación se conseguiría utilizando un fantoma construido con las 78 imágenes TC de la tomografía original. Los valores de dosis encontrados fueron 31.94 ± 0.01 *mGy* para el pulmón derecho y 30.54 ± 0.02 *mGy* para el pulmón izquierdo, con un valor de dosis global de 31.19 ± 0.01 *mGy*.

Además de las dosis medias, se estudiaron dos características adicionales de las distribuciones de dosis en los pulmones de la paciente, los histogramas dosis-volumen y las curvas de isodosis. Los histogramas dosis-volumen muestran gráficamente la distribución de las dosis en el volumen del tejido pulmonar, específicamente se puede identificar el valor $D50$ para la cual el 50% del volumen del órgano recibe una dosis mayor o igual a dicho valor. Para la irradiación de 12 segundos los valores de $D50$ encontrados fueron 31.55 mGy para el pulmón derecho y 30.71 mGy para el pulmón izquierdo, con una $D50$ global de 31.14 mGy ; obteniendo desviaciones menores al 2% entre los valores de la dosis media y $D50$. El análisis de las curvas de isodosis muestran que las dosis más altas se encuentran cerca del centro del haz de radiación disminuyendo lateralmente en el eje x . Lo último puede asociarse a la penumbra y dispersión. Este análisis permitió evidenciar la naturaleza helicoidal de la TC, puesto que las curvas de isodosis equivalentes no se encontraron en un plano, sino a lo largo del volumen. Las regiones del pulmón en las que se presentan las curvas de isodosis más altas corresponden al volumen definido por el valor $D50$.

Con el fin de caracterizar el efecto de la superposición de los haces de rayos X correspondientes a rotaciones helicoidales contiguas por la irradiación de los demás cortes, se simuló la irradiación del fantoma completo (irradiación de 12 segundos) y la irradiación parcial del fantoma con distintos tiempos de irradiación (0.3, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10 y 11 segundos). A partir de 1 segundo la rodaja en estudio es irradiada completamente, los factores de escalamiento correspondientes permiten calcular la dosis asociada a la irradiación completa en base a irradiaciones parciales y con ello minimizar el tiempo de cómputo que lleva realizar las simulaciones, lo cual es necesario en el ámbito clínico de la física médica.

El resultado obtenido para la dosis media en pulmones muestra una desviación relativamente grande con respecto a la dosis obtenida por Yépez S. [20]. Esta desviación tiene su origen en las diferencias entre las metodologías utilizadas para el cálculo de las dosis. El cálculo realizado por Yépez S. [20], además de haber sido realizado en modo axial, consideró únicamente el aporte dosimétrico proveniente de la irradiación de los cortes adyacentes a la rodaja en estudio; mientras que,

en este trabajo se tomó en cuenta el aporte dosimétrico de la irradiación, en modo helicoidal, de todos los cortes del fantoma. Por lo expuesto se puede afirmar que los cálculos realizados en este trabajo constituyen una mejor aproximación al cálculo de la dosis recibida por la paciente durante el examen tomográfico. Esta afirmación es consistente con las estimaciones encontradas utilizando valores de *forgan*, proporcionados en las publicaciones asociadas a los programas *VirtualDose* y *CTDosimetry* [44, 45], conjuntamente con el valor del *pitch* de la tomografía utilizada. Adicionalmente, los valores encontrados en este trabajo son cercanos a los dosis medidas en el centro de un fantoma CTDI al ser irradiado con 130 *kVp* y 120 *mAs* con un *pitch* de 1.5 [61].

Es importante señalar que estos resultados son exclusivos para la paciente bajo estudio y corresponden únicamente a la tomografía utilizada; en principio, no se pueden generalizar los resultados dosimétricos obtenidos, para cada paciente se debería realizar un nuevo cálculo a partir de la correspondiente imagen tomográfica. No obstante, los resultados obtenidos permiten conocer el rango en el que se encuentra la dosis absorbida por los pulmones de pacientes que se realizaron exámenes TC con el tomógrafo BBB. Estos valores están dentro del rango de dosis crónicas para pulmones [4, 30, 62, 63].

La metodología descrita en este trabajo puede ser aplicada para cualquier fantoma voxelizado construido a partir de una imagen tomográfica obtenida con un tomógrafo previamente modelizado; de esta manera, permite considerar las condiciones específicas de cada paciente y el protocolo de irradiación del tomógrafo, lo cual es importante en el cálculo de dosis media en órganos para pacientes sometidos a escaneos repetitivos. Esto permitiría llevar un registro confiable de la dosis que reciben los pacientes como parte de su historia clínica. Se espera que este análisis sea aplicado para la optimización de los actuales protocolos TC y en el desarrollo de nuevos protocolos de irradiación que minimicen las dosis absorbidas por los órganos de los pacientes; y con ello contribuir a mejorar la seguridad radiológica de los pacientes que se realizan tomografías computarizadas en Ecuador.

Referencias

- [1] S. A. Kane. *Introduction to Physics in Modern Medicine*. Taylor & Francis Group, Boca Raton-USA, 2nd edition, 2009.
- [2] E. Seeram. *Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control*. Elsevier, Missouri-USA, 4th edition, 2015.
- [3] E. B. Podgoršak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, 2005.
- [4] W. A. Kalender. Dose in x-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.*, 59: R129–R150, 2014.
- [5] W. A. Kalender. X-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.*, 51: R29–R43, 2006.
- [6] M. F. McNitt-Gray *et. al.* Radiation dose in Spiral CT: The relative effects of collimation and pitch. *Med. Phys.*, 26(3): 409-414, 1999.
- [7] International Atomic Energy Agency. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: A feasibility/demonstration study. TECDOC-1621. IAEA, 2009.
- [8] Comisión Internacional de Protección Radiológica. Las recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de Protección Radiológica. Reporte Técnico 103, ICRU, 2007.
- [9] D. G. Jones *et. al.* Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using monte carlo techniques professionals. NRPB- SR250, 1993.

- [10] C. Mc Collough *et. al.* CT Dose Index and Patient Dose: They are not the same thing. *Radiology*, 259(2): 311-316, 2011.
- [11] C. Lee *et. al.* Mouse brain dosimetry in small animal CT with GATE Monte Carlo simulations, IFMBE Proceedings, 39:1149-1152, 2013.
- [12] I. J. Chetty *et. al.* Report of the AAPM Task Group No 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med. Phys.*, 34 (12): 4818-4853, 2007.
- [13] P. Andreo. Monte Carlo Techniques in Medical Radiation Physics. *Phys. Med. Biol.*, 36(7): 861-920, 1991.
- [14] S. Jan *et. al.*, GATE V6: a major enhancement of the GATE simulation platform enabling modelling of CT and radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*, 56: 811-901, 2011.
- [15] J. W. Lambert, *et. al.* Axial or Helical? Considerations for wide collimation CT scanners capable of volumetric imaging in both modes. *Med. Phys.*, 44(11): 5718-5725, 2017.
- [16] F. A. Mettler, P. W. Wiest and J. A. Locken. CT scanning: patterns of use and dose. *Journal Radiology Protection*, 20: 353-9, 2000.
- [17] C. J. Garvey *et. al.* Computed tomography in clinical practice. *British Medical Journal*, 324: 1077–1080, 2002.
- [18] C. Lee *et. al.* GATE Simulations of CTDI for CT Dose. *Journal of the Korean Physical Society*, 54(4): 1702-1708, 2000.
- [19] A. A. Coloma. Simulaciones Monte Carlo para el Cálculo de los Índices de Dosis en el Tomógrafo Brillante Big Bore del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2014.
- [20] G. S. Yépez. Simulaciones Monte Carlo para la estimación de dosis en pulmones asociadas a imágenes tomográficas obtenidas en el tomógrafo “Brillante Big Bore” del hospital Oncológico SOLCA – Quito. Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2017.

- [21] E. B. Podgoršak. *Radiation Physics for Medical Physicist*. Springer-Berlag. Heidelberg-Germany, 2006.
- [22] F. H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VCH, Mörlenbach – Germany, 2004.
- [23] F. Khan. *The Physics of Radiation Therapy: Part I, Basic Physics*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia-USA, 3rd edition. 2003.
- [24] P. Sprawls. AAPM tutorial. CT image detail and noise. *RadioGraphics*, 12(5): 1041-1046, 1992.
- [25] P. Cherry and A. Duxbury. *Practical Radiotherapy Physics and Equipment*. Wiley-Blackwell, Chichester-UK, 2nd edition, 2009.
- [26] W. Huda and R. M. Slone. *Review of Radiological Physics*. Williams & Wilkins, Philadelphia-USA, 2003.
- [27] M. Goitein. *Radiation Oncology: A Physicist's-Eye View*. Springer, New York-USA, 2008.
- [28] B. Vanderstraeten *et. al.* Conversion of CT numbers into tissue parameters for Monte Carlo dose calculations: a multi-centre study . *Phys. Med. Biol.* 52: 539-562, 2007.
- [29] W. Schneider *et. al.* Correlation between CT numbers and tissue needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. *Phys. Med. Biol.*, 45: 459-478, 2000.
- [30] L. Goldman. Principles of CT: Radiation Dose Image Quality, *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4): 213 - 225, 2007.
- [31] International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. Technical Report 85, ICRU, 2011.
- [32] International Atomic Energy Agency. Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice. Technical Report 457, IAEA, 2007.

- [33] D. J. Brenner *et. al.*. Computed Tomography - An increasing source of radiation exposure. *The New England Journal of Medicine*, 357(22): 2277-2284, 2007.
- [34] J. Christner *et. al.* Estimation effective dose for ct using dose-length product compared with using organ doses: Consequences of adopting international commission of radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. *American Journal of Roentgenology*, 194, 2010.
- [35] R. Chu *et. al.* Standarized Methods for Measuring Diagnosticc X-Ray Exposures. Technical Report 31. AAPM Task Group 8, 1990.
- [36] C. McCollough *et. al.* The measurement, reporting and management of radiation dose in ct. Technical Report 96, AAPM Task Group23, 2008.
- [37] J. Boone *et. al.* Size-Specific Dose Estimates (SSED) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. Technical Report 204, AAPM Task Group 204 in collaboration with Alliance and ICRU, 2011.
- [38] C. McCollough *et. al.* The easurement, Reporting and Management of Radiation Dose in CT. Technical Report 96, AAPM Task Group 23, 2008.
- [39] P. C. Shrimpton *et. al.* Survey of CT practice in the UK: part 2: Dosimetric Aspects. *Oxon: National Radiological Protection Board*, pages NRPB-249, 1991.
- [40] W. A. Kalender *et. al.* A PC program for estimating organ dose and efective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.*, 9: 555-562, 1999.
- [41] W. A. Kalender. CTDI and patient dose: a European persective. *54th Annual Meeting of the AAPM Med. Phys.*, 39: 3906, 2012.
- [42] J.M. Fernández *et. al.* PENELOPE-2008: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport. *Agencia de Energía Nuclear, Barcelona-España*, 2009.
- [43] K. Kase, B. Bjarngard and F. Attix. *The Doimetry of Ionizing Radiation*, volume III. Academic Press, San Diego-USA, 1990.

- [44] A. Ding *et. al.* VirtualDose: a software for reporting organ doses from ct for adult and pediatric patients. *Phys. Med. Biol.*, 60: 5601 - 5625, 2015.
- [45] P. C. Shrimpton *et. al.* Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques and a mathematical anthropomorphic phantom. *National Protection Dosimetry*, 49: 241-243, 1993.
- [46] S. Agostinelli, *et. al.* Geant4 - a simulation toolit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 506(4): 250-303, 2003.
- [47] S. Jan *et. al.* GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys. Med. Biol.*, 49: 4543-4561, 2004.
- [48] L. Maigne *et. al.* Comparison of GATE/GEANT4 with EGSnre and MCNP for electron dose calculations at energies between 15Kev and 20MeV. *Phys. Med. Biol.*, 56: 811-827, 2011.
- [49] C. Robert *et. al.* Distributions of secondary particles in proton ad carbon-ion therapy: a comparison between GATE/Geant4 and FLUKA monte carlo codes. *Phys. Med. Biol.*, 58: 2879-2899, 2013.
- [50] F. Lamare *et. al.* Validation of a Monte Carlo simulation of the PhilipsmAllegrо/GEMINI PET systems using GATE. *Phys. Med. Biol.*, 51: 943-962, 2006.
- [51] C. O. Thiam *et. al.* Validation of a dose deposited by low-energy photons using GATE/GEANT4. *Phys. Med. Biol.*, 53: 3039-3055, 2008.
- [52] D. Lazaro, I. Buvat, G. Loudos, D. Strul, G. Santin, N. Giokaris, and D. Donnarieix. Validation of the GATE Monte Carlo simulation platform for modelling a CsI(Tl) scintillation camera dedicated to small-animal imaging. *Phys. Med. Biol.*, 49: 271-285, 2004.
- [53] H. Zaidi and G. Sgourus. Therapeutic Applications of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine. *Institute of Physics: Series in Medical Physics and Biomedical Engineering*, Taylor & Francis New York 2003.

- [54] K. Cranley and *et. al.* Catalogue of Diagnostic X-ray Spectra and Other Data. Technical Report 78, *Diagnostic Radiology and Magnetic Resonance Special Interest Group of the Institute of Physics and Engineering in Medicine*, 1997.
- [55] T. Yamane. *Statistics: An Introductory Analysis*, 2nd Edition, New York, Harper and Row, 1967.
- [56] Williams, T. *et. al.* Gnuplot 5.2: an interactive plotting program. URL <http://gnuplot.info>. 2017.
- [57] R. Drzymala *et al* Dose-volume histograms. *International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics*, 21(1): 71 – 8, 1991
- [58] P. Mayles, A. Nahum and J.C. Rosenwald. *Handbook of radiotherapy physics*. New York: Taylor & Francis, 2007.
- [59] J. L. Monroy *et. al.* Evaluación de parámetros del histograma dosis-volumen (V20 y dosis media) en radioterapia adaptada de cáncer de pulmón con diseño de volúmenes pulmonares compuestos (Internal Target Volume, ITV). *Rev. Fis. Med.*, 14(2): 119-22, 2013.
- [60] M. Alber and F. Nüsslin. Tool for the analysis of dose optimization: I. Effect-volume histogram. *Phys. Med. Biol.*, 47: 2451 - 2458, 2002.
- [61] J. H. García. Evaluación del deterioro de la calidad del tomógrafo Siemens Emotion 6 del Hospital SOLCA Núcleo-Quito y su influencia en las dosis y calidad de imagen. Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2019.
- [62] D. Tack and P. A. Gevenois. *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography*. Springer, Berlin-Germany, 2007.
- [63] E. Angel *et. al.* Dose to Radiosensitive Organs During Routine Chest CT: Effect of Tube Current Modulation. *American Journal of Roentgenology*, 193(5): 1340 - 1345, 2009.

Anexo A

Scripts de simulación

A.1. *Script main.mac*

En el directorio *mac* se almacenó el archivo principal de simulación, *main.mac*, el cual se muestra a continuación:

```
-----
#BRILLANCE BIG BORE - PHILIPS
#-----
#=====
# VERBOSE and VISUALISATION
#=====
/control/execute mac/verbose.mac
#/control/execute mac/visu.mac
#-----
# GEOMETRY
#=====
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db

# World
/gate/world/geometry/setXLength 2 m
/gate/world/geometry/setYLength 2 m
/gate/world/geometry/setZLength 2.5 m
/gate/world/setMaterial Air
/gate/world/vis/forceWireframe
/gate/world/vis/setVisible 1

# Generar materiales y traductores de Unidades Hounsfield (HU)
/gate/HounsfieldMaterialGenerator/SetMaterialTable
                                data/Schneider2000MaterialsTable.txt
/gate/HounsfieldMaterialGenerator/SetDensityTable
                                data/Schneider2000DensitiesTable.txt
/gate/HounsfieldMaterialGenerator/SetDensityTolerance .1 g/cm3
/gate/HounsfieldMaterialGenerator/SetOutputMaterialDatabaseFilename
                                data/Thorax-HUMaterials.db
/gate/HounsfieldMaterialGenerator/SetOutputHUMaterialFilename
                                data/Thorax-HU2mat.txt
/gate/HounsfieldMaterialGenerator/Generate

# Fantoma Voxelizado (Imagen CT, 43 cortes, slice thickness de 5 mm)
/gate/world/daughters/name thorax
/gate/world/daughters/insert ImageRegionalizedVolume
/gate/thorax/geometry/setImage data/Id43_dicom.mhd
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/Thorax-HUMaterials.db
/gate/thorax/geometry/setHUToMaterialFile data/Thorax-HU2mat.txt
/gate/thorax/geometry/buildAndDumpDistanceTransfo data/thorax-dmap.mhd
```

```

/gate/thorax/geometry/distanceMap                data/thorax-dmap.mhd
/gate/thorax/placement/setTranslation            0 0 96.8 mm
/gate/thorax/moves/insert translation
/gate/thorax/translation/setSpeed 0 0 -16.56 mm/s
/gate/thorax/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/thorax/placement/setRotationAngle 180 deg
/gate/thorax/vis/forceWireframe
/gate/thorax/vis/setColor blue
/gate/thorax/moves/insert rotation
/gate/thorax/rotation/setSpeed -360 deg/s
/gate/thorax/rotation/setAxis 0 0 1

#Camilla
/gate/world/daughters/name mesa
/gate/world/daughters/insert box
/gate/ mesa/setMaterial CarbonFiber
/gate/ mesa/placement/setTranslation 0 -112.90625 96.8 mm
/gate/ mesa/moves/insert translation
/gate/ mesa/translation/setSpeed 0 0 -16.56 mm/s
/gate/ mesa/geometry/setXLength 410 mm
/gate/ mesa/geometry/setZLength 2430 mm
/gate/ mesa/geometry/setYLength 18 mm
/gate/ mesa/vis/setColor white
/gate/ mesa/vis/forceSolid

/gate/ mesa/moves/insert orbiting
/gate/ mesa/orbiting/setSpeed 360 deg/s
/gate/ mesa/orbiting/setPoint1 0 0 0 cm
/gate/ mesa/orbiting/setPoint2 0 0 1 cm

#Colimador 1 (T=24mm)
/gate/world/daughters/name colim1
/gate/world/daughters/insert box
/gate/colim1/setMaterial Aluminium
/gate/colim1/placement/setTranslation 0 445 253.7209302326 mm
/gate/colim1/geometry/setXLength 500 mm
/gate/colim1/geometry/setZLength 500 mm
/gate/colim1/geometry/setYLength 5 mm
/gate/colim1/vis/setColor magenta
/gate/colim1/vis/forceWireframe

#Colimador 2 (T=24mm)
/gate/world/daughters/name colim2
/gate/world/daughters/insert box
/gate/colim2/setMaterial Aluminium
/gate/colim2/placement/setTranslation 0 445 -253.7209302326 mm
/gate/colim2/geometry/setXLength 500 mm
/gate/colim2/geometry/setZLength 500 mm
/gate/colim2/geometry/setYLength 5 mm
/gate/colim2/vis/setColor magenta
/gate/colim2/vis/forceWireframe

#COLIMADOR BOW-TIE
/control/execute mac/BTP60mmGATE.mac
/control/execute mac/BTA60mmGATE.mac

#=====
# PHYSICS
#=====
/control/execute mac/physicslist_EM_std.mac
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion world 1 mm
/gate/physics/Gamma/SetCutInRegion thorax 0.5 mm
/gate/physics/Electron/SetCutInRegion thorax 0.5 mm
#=====
# DETECTORES (se muestra 4 secciones pulmonares) r: derecho, l: izquierdo
#=====
/gate/actor/addActor TLEDoseActor dose231
/gate/actor/dose231/save output/dose231.txt
/gate/actor/dose231/attachTo thorax
/gate/actor/dose231/stepHitType random

```

```

/gate/actor/dose23l/setPosition      -51.953125 -17.7734375 -5 mm
/gate/actor/dose23l/setSize          112.109375 144.921875 5.0 mm
/gate/actor/dose23l/setResolution    82 106 1
/gate/actor/dose23l/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose23l/enableEdep       false
/gate/actor/dose23l/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose23l/enableDose       true
/gate/actor/dose23l/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor                  TLEDoseActor  dose23r
/gate/actor/dose23r/save              output/dose23r.txt
/gate/actor/dose23r/attachTo         thorax
/gate/actor/dose23r/stepHitType      random
/gate/actor/dose23r/setPosition      61.5234375 -20.5078125 -5 mm
/gate/actor/dose23r/setSize          98.4375 153.125 5.0 mm
/gate/actor/dose23r/setResolution    72 112 1
/gate/actor/dose23r/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose23r/enableEdep       false
/gate/actor/dose23r/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose23r/enableDose       true
/gate/actor/dose23r/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor                  TLEDoseActor  dose22l
/gate/actor/dose22l/save             output/dose22l.txt
/gate/actor/dose22l/attachTo         thorax
/gate/actor/dose22l/stepHitType      random
/gate/actor/dose22l/setPosition      -53.3203125 -17.7734375 0 mm
/gate/actor/dose22l/setSize          109.375 144.921875 5.0 mm
/gate/actor/dose22l/setResolution    80 106 1
/gate/actor/dose22l/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose22l/enableEdep       false
/gate/actor/dose22l/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose22l/enableDose       true
/gate/actor/dose22l/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor                  TLEDoseActor  dose22r
/gate/actor/dose22r/save             output/dose22r.txt
/gate/actor/dose22r/attachTo         thorax
/gate/actor/dose22r/stepHitType      random
/gate/actor/dose22r/setPosition      61.5234375 -21.875 0 mm
/gate/actor/dose22r/setSize          98.4375 153.125 5.0 mm
/gate/actor/dose22r/setResolution    72 112 1
/gate/actor/dose22r/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose22r/enableEdep       false
/gate/actor/dose22r/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose22r/enableDose       true
/gate/actor/dose22r/enableUncertaintyDose false

#=====
#DETECTOR TRIDIMENSIONAL Y DETECTOR DE EVENTOS
#=====
/gate/actor/addActor                  TLEDoseActor  doseim
/gate/actor/doseim/attachTo          thorax
/gate/actor/doseim/stepHitType       random
/gate/actor/doseim/setVoxelSize      1.3671875 1.3671875 5 mm
/gate/actor/doseim/enableDose        true
/gate/actor/doseim/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseim/save              output/doseim.mhd
/gate/actor/addActor                  SimulationStatisticActor stat
/gate/actor/stat/save                output/statFotones.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds   600
/gate/actor/addActor                  KillActor kill1
/gate/actor/kill1/attachTo           colim1
/gate/actor/addActor                  KillActor kill2
/gate/actor/kill2/attachTo

#=====
# INITIALISATION
#=====
/gate/run/initialize

```



```

=====
# BEAMS
=====
/control/execute data/haz.mac
#/vis/scene/add/trajectories

=====
# START BEAMS
=====
/gate/random/setEngineName MersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/setTimeSlice      0.01 s
/gate/application/setTimeStart      0.   s
/gate/application/setTimeStop       12   s
/gate/application/startDAQ
=====

```

Los archivos *BTA60mmGATE.mac* y *BTP60mmGATE.mac* definen la geometría del filtro *bow-tie*. Su descripción se encuentra en el trabajo realizado por Coloma A. [19].

A.2. *Script physicslist_EM_std.mac*

Los procesos físicos tomados en consideración para las simulaciones se encuentran especificados en el *script physicslist_EM_std.mac*:

```

=====
# PROCESOS ELECTROMAGNETICOS
=====
# Para Leptones
=====
/gate/physics/addProcess PhotoElectric
/gate/physics/processes/PhotoElectric/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess Compton
/gate/physics/processes/Compton/setModel StandardModel

/gate/physics/addProcess ElectronIonisation
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setModel StandardModel e-
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setStepFunction e- 0.2 0.1 mm
/gate/physics/processes/ElectronIonisation/setLinearLossLimit electron 0.01

/gate/physics/addProcess Bremsstrahlung
/gate/physics/processes/Bremsstrahlung/setModel StandardModel e-

/gate/physics/addProcess eMultipleScattering
/gate/physics/processes/eMultipleScattering/setGeometricalStepLimiterType
e- distanceToBoundary

=====
# Opciones
=====
/gate/physics/setEMin 0.1 keV
/gate/physics/setEMax 10 GeV
/gate/physics/setDEDX Binning 350
/gate/physics/setLambda Binning 350
=====

```

A.3. Script *haz.mac*

A continuación se muestra el código contenido en el archivo *haz.mac* para el protocolo de irradiación: 120 *KVp*, 200 *mAs* y $\alpha=19^\circ$. Con este *script* se modeliza la geometría del tubo de rayos X; dicha modelización fue realizada en un trabajo anterior [19].

```
=====
# BEAM : ANODO DE TUNGSTENO 19 DEG, 120 KVP, 0.32 MM DE AL
#=====
# Tipo de particula y espectro de energia (en MeV) normalizado
#=====
/gate/source/addSource mybeam gps
/gate/source/mybeam/gps/particle gamma
/gate/source/mybeam/gps/ene/type User
/gate/source/mybeam/gps/hist/type energy
/gate/source/mybeam/setActivity 28634771028309.25539062e-04 becquerel # 200 mAs

/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0025 5.41578e-10
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0075 0.0334932
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0125 0.021081
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0175 0.0539227
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0225 0.0869312
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0275 0.101186
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0325 0.0991613
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0375 0.0894795
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0425 0.0778129
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0475 0.0666774
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0525 0.0568851
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0575 0.0905107
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0625 0.0414611
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0675 0.0520916
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0725 0.0261109
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0775 0.0229235
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0825 0.0198332
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0875 0.0168418
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0925 0.0139467
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.0975 0.0111459
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.1025 0.00843899
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.1075 0.00582774
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.1125 0.0033175
/gate/source/mybeam/gps/hist/point 0.1175 0.000919879

#=====
# Posición y forma (theta=2.1316900548, phi=55)
#=====
/gate/source/mybeam/gps/position 0 645 0 mm
/gate/source/mybeam/gps/type Point
/gate/source/mybeam/gps/ang/type iso
/gate/source/mybeam/gps/ang/mintheta 88.9341549726 deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxtheta 91.0658450274 deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/minphi 62.5 deg
/gate/source/mybeam/gps/ang/maxphi 117.5 deg
=====
```

Anexo B

Archivos auxiliares

B.1. Bases de datos para la definición de materiales

Los distintos tejidos del fantoma voxelizado se definen en el archivo *Thorax-HUmaterials.db*, y se muestra a continuación:

```
[Materials]
# Material corresponding to H=[ -1050;-950 ]
  Air_0:          d=1.21 mg/cm3; n=3;
                  +el: name=Nitrogen; f=0.755
                  +el: name=Oxygen; f=0.232
                  +el: name=Argon; f=0.013

# Material corresponding to H=[ -950;-852.884 ]
  Lung_1:        d=102.695 mg/cm3; n=9;
                  +el: name=Hydrogen; f=0.103
                  +el: name=Carbon; f=0.105
                  +el: name=Nitrogen; f=0.031
                  +el: name=Oxygen; f=0.749
                  +el: name=Sodium; f=0.002
                  +el: name=Phosphor; f=0.002
                  +el: name=Sulfur; f=0.003
                  +el: name=Chlorine; f=0.003
                  +el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -852.884;-755.769 ]
  Lung_2:        d=202.695 mg/cm3; n=9;
                  +el: name=Hydrogen; f=0.103
                  +el: name=Carbon; f=0.105
                  +el: name=Nitrogen; f=0.031
                  +el: name=Oxygen; f=0.749
                  +el: name=Sodium; f=0.002
                  +el: name=Phosphor; f=0.002
                  +el: name=Sulfur; f=0.003
                  +el: name=Chlorine; f=0.003
                  +el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -755.769;-658.653 ]
  Lung_3:        d=302.695 mg/cm3; n=9;
                  +el: name=Hydrogen; f=0.103
                  +el: name=Carbon; f=0.105
                  +el: name=Nitrogen; f=0.031
                  +el: name=Oxygen; f=0.749
                  +el: name=Sodium; f=0.002
```

```

+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Chlorine; f=0.003
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -658.653;-561.538 ]
Lung_4:
d=402.695 mg/cm3; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.103
+el: name=Carbon; f=0.105
+el: name=Nitrogen; f=0.031
+el: name=Oxygen; f=0.749
+el: name=Sodium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Chlorine; f=0.003
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -561.538;-464.422 ]
Lung_5:
d=502.695 mg/cm3; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.103
+el: name=Carbon; f=0.105
+el: name=Nitrogen; f=0.031
+el: name=Oxygen; f=0.749
+el: name=Sodium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Chlorine; f=0.003
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -464.422;-367.306 ]
Lung_6:
d=602.695 mg/cm3; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.103
+el: name=Carbon; f=0.105
+el: name=Nitrogen; f=0.031
+el: name=Oxygen; f=0.749
+el: name=Sodium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Chlorine; f=0.003
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -367.306;-270.191 ]
Lung_7:
d=702.695 mg/cm3; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.103
+el: name=Carbon; f=0.105
+el: name=Nitrogen; f=0.031
+el: name=Oxygen; f=0.749
+el: name=Sodium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Chlorine; f=0.003
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -270.191;-173.075 ]
Lung_8:
d=802.695 mg/cm3; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.103
+el: name=Carbon; f=0.105
+el: name=Nitrogen; f=0.031
+el: name=Oxygen; f=0.749
+el: name=Sodium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Chlorine; f=0.003
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -173.075;-120 ]
Lung_9:
d=880.021 mg/cm3; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.103
+el: name=Carbon; f=0.105
+el: name=Nitrogen; f=0.031
+el: name=Oxygen; f=0.749

```

```

+el: name=Sodium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Chlorine; f=0.003
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -120;-82 ]
AT_AG_SI11_10: d=926.911 mg/cm3; n=7;
+el: name=Hydrogen; f=0.116
+el: name=Carbon; f=0.681
+el: name=Nitrogen; f=0.002
+el: name=Oxygen; f=0.198
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Sulfur; f=0.001
+el: name=Chlorine; f=0.001

# Material corresponding to H=[ -82;-52 ]
AT_AG_SI2_11: d=957.382 mg/cm3; n=7;
+el: name=Hydrogen; f=0.113
+el: name=Carbon; f=0.567
+el: name=Nitrogen; f=0.009
+el: name=Oxygen; f=0.308
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Sulfur; f=0.001
+el: name=Chlorine; f=0.001

# Material corresponding to H=[ -52;-22 ]
AT_AG_SI3_12: d=984.277 mg/cm3; n=8;
+el: name=Hydrogen; f=0.11
+el: name=Carbon; f=0.458
+el: name=Nitrogen; f=0.015
+el: name=Oxygen; f=0.411
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.001
+el: name=Sulfur; f=0.002
+el: name=Chlorine; f=0.002

# Material corresponding to H=[ -22;8 ]
AT_AG_SI4_13: d=1.01117 g/cm3 ; n=7;
+el: name=Hydrogen; f=0.108
+el: name=Carbon; f=0.356
+el: name=Nitrogen; f=0.022
+el: name=Oxygen; f=0.509
+el: name=Phosphor; f=0.001
+el: name=Sulfur; f=0.002
+el: name=Chlorine; f=0.002

# Material corresponding to H=[ 8;19 ]
AT_AG_SI5_14: d=1.02955 g/cm3 ; n=8;
+el: name=Hydrogen; f=0.106
+el: name=Carbon; f=0.284
+el: name=Nitrogen; f=0.026
+el: name=Oxygen; f=0.578
+el: name=Phosphor; f=0.001
+el: name=Sulfur; f=0.002
+el: name=Chlorine; f=0.002
+el: name=Potassium; f=0.001

# Material corresponding to H=[ 19;80 ]
SoftTissus_15: d=1.0616 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.103
+el: name=Carbon; f=0.134
+el: name=Nitrogen; f=0.03
+el: name=Oxygen; f=0.723
+el: name=Sodium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.002
+el: name=Sulfur; f=0.002
+el: name=Chlorine; f=0.002
+el: name=Potassium; f=0.002

# Material corresponding to H=[ 80;120 ]

```

```

ConnectiveTissue_16: d=1.1199 g/cm3 ; n=7;
+el: name=Hydrogen; f=0.094
+el: name=Carbon; f=0.207
+el: name=Nitrogen; f=0.062
+el: name=Oxygen; f=0.622
+el: name=Sodium; f=0.006
+el: name=Sulfur; f=0.006
+el: name=Chlorine; f=0.003

# Material corresponding to H=[ 120;200 ]
Marrow_Bone01_17: d=1.11115 g/cm3 ; n=10;
+el: name=Hydrogen; f=0.095
+el: name=Carbon; f=0.455
+el: name=Nitrogen; f=0.025
+el: name=Oxygen; f=0.355
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.021
+el: name=Sulfur; f=0.001
+el: name=Chlorine; f=0.001
+el: name=Potassium; f=0.001
+el: name=Calcium; f=0.045

# Material corresponding to H=[ 200;300 ]
Marrow_Bone02_18: d=1.16447 g/cm3 ; n=10;
+el: name=Hydrogen; f=0.089
+el: name=Carbon; f=0.423
+el: name=Nitrogen; f=0.027
+el: name=Oxygen; f=0.363
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.03
+el: name=Sulfur; f=0.001
+el: name=Chlorine; f=0.001
+el: name=Potassium; f=0.001
+el: name=Calcium; f=0.064

# Material corresponding to H=[ 300;400 ]
Marrow_Bone03_19: d=1.22371 g/cm3 ; n=10;
+el: name=Hydrogen; f=0.082
+el: name=Carbon; f=0.391
+el: name=Nitrogen; f=0.029
+el: name=Oxygen; f=0.372
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.039
+el: name=Sulfur; f=0.001
+el: name=Chlorine; f=0.001
+el: name=Potassium; f=0.001
+el: name=Calcium; f=0.083

# Material corresponding to H=[ 400;500 ]
Marrow_Bone04_20: d=1.28295 g/cm3 ; n=10;
+el: name=Hydrogen; f=0.076
+el: name=Carbon; f=0.361
+el: name=Nitrogen; f=0.03
+el: name=Oxygen; f=0.38
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.047
+el: name=Sulfur; f=0.002
+el: name=Chlorine; f=0.001
+el: name=Calcium; f=0.101

# Material corresponding to H=[ 500;600 ]
Marrow_Bone05_21: d=1.34219 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.071
+el: name=Carbon; f=0.335
+el: name=Nitrogen; f=0.032
+el: name=Oxygen; f=0.387
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.054
+el: name=Sulfur; f=0.002

```

```

+el: name=Calcium; f=0.117

# Material corresponding to H=[ 600;700 ]
Marrow_Bone06_22: d=1.40142 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.066
+el: name=Carbon; f=0.31
+el: name=Nitrogen; f=0.033
+el: name=Oxygen; f=0.394
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.061
+el: name=Sulfur; f=0.002
+el: name=Calcium; f=0.132

# Material corresponding to H=[ 700;800 ]
Marrow_Bone07_23: d=1.46066 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.061
+el: name=Carbon; f=0.287
+el: name=Nitrogen; f=0.035
+el: name=Oxygen; f=0.4
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.001
+el: name=Phosphor; f=0.067
+el: name=Sulfur; f=0.002
+el: name=Calcium; f=0.146

# Material corresponding to H=[ 800;900 ]
Marrow_Bone08_24: d=1.5199 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.056
+el: name=Carbon; f=0.265
+el: name=Nitrogen; f=0.036
+el: name=Oxygen; f=0.405
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.073
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.159

# Material corresponding to H=[ 900;1000 ]
Marrow_Bone09_25: d=1.57914 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.052
+el: name=Carbon; f=0.246
+el: name=Nitrogen; f=0.037
+el: name=Oxygen; f=0.411
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.078
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.17

# Material corresponding to H=[ 1000;1100 ]
Marrow_Bone10_26: d=1.63838 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.049
+el: name=Carbon; f=0.227
+el: name=Nitrogen; f=0.038
+el: name=Oxygen; f=0.416
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.083
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.181

# Material corresponding to H=[ 1100;1200 ]
Marrow_Bone11_27: d=1.69762 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.045
+el: name=Carbon; f=0.21
+el: name=Nitrogen; f=0.039
+el: name=Oxygen; f=0.42
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.088

```

```

+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.192

# Material corresponding to H=[ 1200;1300 ]
Marrow_Bone12_28: d=1.75686 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.042
+el: name=Carbon; f=0.194
+el: name=Nitrogen; f=0.04
+el: name=Oxygen; f=0.425
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.092
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.201

# Material corresponding to H=[ 1300;1400 ]
Marrow_Bone13_29: d=1.8161 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.039
+el: name=Carbon; f=0.179
+el: name=Nitrogen; f=0.041
+el: name=Oxygen; f=0.429
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.096
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.21

# Material corresponding to H=[ 1400;1500 ]
Marrow_Bone14_30: d=1.87534 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.036
+el: name=Carbon; f=0.165
+el: name=Nitrogen; f=0.042
+el: name=Oxygen; f=0.432
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.1
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.219

# Material corresponding to H=[ 1500;1640 ]
Marrow_Bone15_31: d=1.94643 g/cm3 ; n=9;
+el: name=Hydrogen; f=0.034
+el: name=Carbon; f=0.155
+el: name=Nitrogen; f=0.042
+el: name=Oxygen; f=0.435
+el: name=Sodium; f=0.001
+el: name=Magnesium; f=0.002
+el: name=Phosphor; f=0.103
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.225

# Material corresponding to H=[ 1640;1807.5 ]
AmalgamTooth_32: d=2.03808 g/cm3 ; n=4;
+el: name=Copper; f=0.04
+el: name=Zinc; f=0.02
+el: name=Silver; f=0.65
+el: name=Tin; f=0.29

# Material corresponding to H=[ 1807.5;1975.01 ]
AmalgamTooth_33: d=2.13808 g/cm3 ; n=4;
+el: name=Copper; f=0.04
+el: name=Zinc; f=0.02
+el: name=Silver; f=0.65
+el: name=Tin; f=0.29

# Material corresponding to H=[ 1975.01;2142.51 ]
AmalgamTooth_34: d=2.23808 g/cm3 ; n=4;
+el: name=Copper; f=0.04
+el: name=Zinc; f=0.02
+el: name=Silver; f=0.65
+el: name=Tin; f=0.29

```



```

# Material corresponding to H=[ 2142.51;2300 ]
AmalgamTooth_35:  d=2.33509 g/cm3 ; n=4;
                  +el: name=Copper; f=0.04
                  +el: name=Zinc; f=0.02
                  +el: name=Silver; f=0.65
                  +el: name=Tin; f=0.29

# Material corresponding to H=[ 2300;2467.5 ]
MetallImplants_36: d=2.4321 g/cm3 ; n=1;
                  +el: name=Titanium; f=1

# Material corresponding to H=[ 2467.5;2635.01 ]
MetallImplants_37: d=2.5321 g/cm3 ; n=1;
                  +el: name=Titanium; f=1

# Material corresponding to H=[ 2635.01;2802.51 ]
MetallImplants_38: d=2.6321 g/cm3 ; n=1;
                  +el: name=Titanium; f=1

# Material corresponding to H=[ 2802.51;2970.02 ]
MetallImplants_39: d=2.7321 g/cm3 ; n=1;
                  +el: name=Titanium; f=1

# Material corresponding to H=[ 2970.02;3000 ]
MetallImplants_40: d=2.79105 g/cm3 ; n=1;
                  +el: name=Titanium; f=1

# Material corresponding to H=[ 3000;3001 ]
MetallImplants_41: d=2.8 g/cm3 ; n=1;
                  +el: name=Titanium; f=1

```

B.2. Descriptor de conversión *Thorax-HU2mat.txt*

A continuación se detalla el archivo *Thorax-HU2mat.txt*, en el cual, las dos primeras columnas indican el rango TC, mientras que la tercera columna muestra el material correspondiente a dicho rango.

-1050	-950	Air_0
-950	-852.884	Lung_1
-852.884	-755.769	Lung_2
-755.769	-658.653	Lung_3
-658.653	-561.538	Lung_4
-561.538	-464.422	Lung_5
-464.422	-367.306	Lung_6
-367.306	-270.191	Lung_7
-270.191	-173.075	Lung_8
-173.075	-120	Lung_9
-120	-82	AT_AG_SI1_10
-82	-52	AT_AG_SI2_11
-52	-22	AT_AG_SI3_12
-22	8	AT_AG_SI4_13
8	19	AT_AG_SI5_14
19	80	SoftTissus_15
80	120	ConnectiveTissue_16
120	200	Marrow_Bone01_17
200	300	Marrow_Bone02_18
300	400	Marrow_Bone03_19
400	500	Marrow_Bone04_20
500	600	Marrow_Bone05_21
600	700	Marrow_Bone06_22
700	800	Marrow_Bone07_23
800	900	Marrow_Bone08_24
900	1000	Marrow_Bone09_25
1000	1100	Marrow_Bone10_26

1100	1200	Marrow_Bone11_27
1200	1300	Marrow_Bone12_28
1300	1400	Marrow_Bone13_29
1400	1500	Marrow_Bone14_30
1500	1640	Marrow_Bone15_31
1640	1807.5	AmalgamTooth_32
1807.5	1975.01	AmalgamTooth_33
1975.01	2142.51	AmalgamTooth_34
2142.51	2300	AmalgamTooth_35
2300	2467.5	MetallImplants_36
2467.5	2635.01	MetallImplants_37
2635.01	2802.51	MetallImplants_38
2802.51	2970.02	MetallImplants_39
2970.02	3000	MetallImplants_40
3000	3001	MetallImplants_41

Anexo C

Archivos de calibración para la importación del fantoma

La generación del descriptor de conversión de unidades Hounsfield se realizó mediante la ejecución del comando *HounsfieldMaterialGenerator* incorporado en los paquetes de simulación de GATE V8.1. La ejecución de este comando requirió de dos archivos de calibración: *Schneider2000MaterialsTable.txt* y *Schneider2000DensitiesTable.txt*.

C.1. Archivo *Schneider2000MaterialsTable.txt*

```
[Elements]
Hydrogen Carbon Nitrogen Oxygen Sodium Magnesium Phosphor Sulfur Chlorine Argon
Potassium Calcium Titanium Copper Zinc Silver Tin

[/Elements]
#=====
# HU H C N O Na Mg P S Cl Ar K Ca Ti Cu Zn Ag Sn
#=====
-1050 0 0 75.5 23.2 0 0 0 0 0 1.3 0 0 0 0 0 0 0 Air
-950 10.3 10.5 3.1 74.9 0.2 0 0.2 0.3 0.3 0 0.2 0 0 0 0 0 Lung
-120 11.6 68.1 0.2 19.8 0.1 0 0 0.1 0.1 0 0 0 0 0 0 0 AT_AG_SI1
-82 11.3 56.7 0.9 30.8 0.1 0 0 0.1 0.1 0 0 0 0 0 0 0 AT_AG_SI2
-52 11.0 45.8 1.5 41.1 0.1 0 0.1 0.2 0.2 0 0 0 0 0 0 0 AT_AG_SI3
-22 10.8 35.6 2.2 50.9 0 0 0.1 0.2 0.2 0 0 0 0 0 0 0 AT_AG_SI4
8 10.6 28.4 2.6 57.8 0 0 0.1 0.2 0.2 0 0.1 0 0 0 0 0 AT_AG_SI5
19 10.3 13.4 3.0 72.3 0.2 0 0.2 0.2 0.2 0 0.2 0 0 0 0 0 SoftTissus
80 9.4 20.7 6.2 62.2 0.6 0 0 0.6 0.3 0 0.0 0 0 0 0 0 ConnectiveTissue
120 9.5 45.5 2.5 35.5 0.1 0 2.1 0.1 0.1 0 0.1 4.5 0 0 0 0 Marrow_Bone01
200 8.9 42.3 2.7 36.3 0.1 0 3.0 0.1 0.1 0 0.1 6.4 0 0 0 0 Marrow_Bone02
300 8.2 39.1 2.9 37.2 0.1 0 3.9 0.1 0.1 0 0.1 8.3 0 0 0 0 Marrow_Bone03
400 7.6 36.1 3.0 38.0 0.1 0.1 4.7 0.2 0.1 0 0 10.1 0 0 0 0 Marrow_Bone04
500 7.1 33.5 3.2 38.7 0.1 0.1 5.4 0.2 0 0 0 11.7 0 0 0 0 Marrow_Bone05
600 6.6 31.0 3.3 39.4 0.1 0.1 6.1 0.2 0 0 0 13.2 0 0 0 0 Marrow_Bone06
700 6.1 28.7 3.5 40.0 0.1 0.1 6.7 0.2 0 0 0 14.6 0 0 0 0 Marrow_Bone07
800 5.6 26.5 3.6 40.5 0.1 0.2 7.3 0.3 0 0 0 15.9 0 0 0 0 Marrow_Bone08
900 5.2 24.6 3.7 41.1 0.1 0.2 7.8 0.3 0 0 0 17.0 0 0 0 0 Marrow_Bone09
1000 4.9 22.7 3.8 41.6 0.1 0.2 8.3 0.3 0 0 0 18.1 0 0 0 0 Marrow_Bone10
1100 4.5 21.0 3.9 42.0 0.1 0.2 8.8 0.3 0 0 0 19.2 0 0 0 0 Marrow_Bone11
1200 4.2 19.4 4.0 42.5 0.1 0.2 9.2 0.3 0 0 0 20.1 0 0 0 0 Marrow_Bone12
1300 3.9 17.9 4.1 42.9 0.1 0.2 9.6 0.3 0 0 0 21.0 0 0 0 0 Marrow_Bone13
1400 3.6 16.5 4.2 43.2 0.1 0.2 10.0 0.3 0 0 0 21.9 0 0 0 0 Marrow_Bone14
```

1500	3.4	15.5	4.2	43.5	0.1	0.2	10.3	0.3	0	0	0	22.5	0	0	0	0	Marrow_Bone15	
1640	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	4	2	65	29	AmalgamTooth
2300	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	100	0	0	0	0	MetallImplants
3000	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	100	0	0	0	0	MetallImplants

C.2. Archivo *Schneider2000DensitiesTable.txt*

```

#=====
# HU      density g/cm3
#=====
-1000    1.21e-3
-98      0.93
-97      0.930486
14       1.03
23       1.031
100      1.119900
101      1.076200
1600     1.964200
3000     2.8

```

Anexo D

Prueba de hipótesis para el número de partículas

Para verificar la equivalencia entre los resultados obtenidos de las dosis medias en las simulaciones de la irradiación de 2 segundos, es decir, la irradiación del 25.58% del volumen total del fantoma. Se llevaron a cabo simulaciones MC con un aproximado de 3×10^8 y 3×10^9 partículas, con cuyos resultados se realizó las pruebas de hipótesis. Para ello se realizaron 10 y 20 simulaciones MC con 3×10^9 y 3×10^8 partículas respectivamente. La diferencia en el número de simulaciones empleadas se debe, al aumento del valor de la desviación estándar de los indicadores dosimétricos, conforme disminuye el número de partículas utilizadas durante la simulación MC.

Simulación	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo
N°	Θ (mGy)	Θ (mGy)
1	19.1210	17.3904
2	19.1194	17.3808
3	19.1167	17.3892
4	19.1187	17.3895
5	19.1215	17.3870
6	19.1135	17.3849
7	19.1257	17.3798
8	19.1218	17.3943
9	19.1200	17.3930
10	19.1150	17.3852
Promedio	19.1193	17.3872
Desviación	0.0036	0.0051

Tabla D.1: Indicador dosimétrico Θ para la irradiación de 2 segundos con 3×10^9 partículas.

Simulación N°	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo
	Θ (mGy)	Θ (mGy)
1	19.1246	17.3839
2	19.1224	17.3902
3	19.1412	17.3679
4	19.1379	17.3821
5	19.1273	17.3750
6	19.1180	17.3941
7	19.1133	17.3897
8	19.1237	17.3932
9	19.1355	17.3791
10	19.1488	17.3842
11	19.1162	17.3634
12	19.1113	17.4006
13	19.1272	17.4019
14	19.1090	17.3882
15	19.1390	17.3956
16	19.1212	17.3897
17	19.1227	17.3907
18	19.1269	17.3960
19	19.0968	17.3749
20	19.1061	17.4031
Promedio	19.1240	17.3871
Desviación	0.0130	0.0110

Tabla D.2: Indicador dosimétrico Θ para la irradiación de 2 segundos con 3×10^8 partículas.

Las pruebas de hipótesis se realizaron con un nivel de confianza del 99%, es decir nivel de significación del 1%, para ello $|z| \leq 2.57$. Así, se tiene:

■ **Pulmón derecho:**

Hipótesis nula, $H_0: \bar{x}_{108} = \bar{x}_{109}$

Hipótesis alternativa, $H_1: \bar{x}_{108} \neq \bar{x}_{109}$

$$z = \frac{19.1240 - 19.1193}{\sqrt{\frac{0.0130^2}{20} + \frac{0.0036^2}{10}}} = 1.51$$

Se acepta la hipótesis nula.

■ **Pulmón izquierdo:**

Hipótesis nula, $H_0: \bar{x}_{108} = \bar{x}_{109}$

Hipótesis alternativa, $H_1: \bar{x}_{108} \neq \bar{x}_{109}$

$$z = \frac{17.3871 - 17.3872}{\sqrt{\frac{0.0110^2}{20} + \frac{0.0051^2}{10}}} = -0.03$$

Se acepta la hipótesis nula.

Anexo E

Códigos para el análisis de resultados

Los resultados obtenidos fueron almacenados en diferentes archivos de texto: *dose##l-Dose.txt* para el pulmón izquierdo y *dose##r-Dose.txt* para el pulmón derecho. Estos archivos fueron guardados automáticamente en el directorio *output* y fueron analizados mediante la ejecución de varios códigos programados en C++.

E.1. Código *parametrizacion.cpp*

El primero de estos códigos, *parametrización.cpp*, entrega un nuevo archivo de texto, *dosis##-parametrizada.txt*, en el cual se asignó una dosis a cada coordenada (x, y) . A continuación se muestra a manera de ejemplo, el código desarrollado para el análisis de los resultados obtenidos en la rodaja 22 del pulmón izquierdo:

```
#include <cmath>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <time.h>
#include <iomanip>
using namespace std;

int main (){
double e;
string s;
ifstream dosis22l;
dosis22l.open("dose22l-Dose.txt");
ofstream dosis22lp;
dosis22lp.open("dosis22l-parametrizada.txt");

for(int i=0;i<6;i++)
{
    getline(dosis22l,s);
}

for(double i=0; i<106; i++)
{
    for(double j=0; j<80; j++)
    {
        dosis22lp<<e;
    }
}
```

```

        cout << setprecision(12)<< fixed;
        dosis221p<<" "<<(j-40)*1.3671875<<" "<<(53-i)*1.3671875 <<" "<<e*1E+07<<endl;
    }
}

return 0;
}

```

Una vez creados los archivos *dosis##-parametrizada.txt* se asignó un valor HU a la coordenada de cada vóxel, posteriormente se realizó el análisis de datos para obtener: la frecuencia de dosis, los indicadores dosimétricos, los perfiles de dosis a lo largo del eje axial y las curvas DVH.

E.2. Código *frecuencia.cpp*

Para el primer análisis realizado con los archivos *dosis22-parametrizada.txt* (*dosis22l-parametrizada.txt* para el pulmón izquierdo) se utilizó el código *frecuencia.cpp*. Este código permitió determinar la distribución de las dosis correspondientes a: toda la sección pulmonar, al tejido pulmonar y al volumen pulmonar. A continuación se presenta el código de la distribución de dosis por vóxel correspondiente a volumen pulmonar:

```

#include <iostream>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#include <vector>
using namespace std;

int main(){
ifstream fin1("dosis22l-parametrizada.txt");
ifstream fin2("dosis22l-parametrizada.txt");
ifstream fin3("dosis22l-parametrizada.txt");
ofstream file("histograma_22l.txt");
double x, y, d, hu, w;
vector <double> count;
count.resize(100);
double dmax=0., dmin=1000.;

do{
    fin1 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        if(d < dmin)
        {
            dmin = d;
        }
    }
}while (!fin1.eof());

do{
    fin2 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        if(d > dmax)
        {
            dmax = d;
        }
    }
}while (!fin2.eof());

```



```

w=(dmax-dmin)/100.0;

for(int i=0;i<100;i++)
{
    count[i]=0;
}

do{
    fin3 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        for(int i=0;i<100;i++)
        {
            if(i*w<d and d<(i+1)*w)
            {
                count[i]++;
                i=100;
            }
        }
    }
}while (!fin3.eof());

for(int i=0; i<100; i++)
{
    file<<(2*i+1)*w/2<<" "<<count[i]<<endl;
}

return 0;
}

```

E.3. Código *datos-dosis.cpp*

El código *datos-dosis.cpp* utilizó los archivos *dosis22-parametrizada.txt* (*dosis22-parametrizada.txt* para el pulmón izquierdo) para realizar un proceso de discriminación de datos, con lo cual se tomó en cuenta la dosis perteneciente a toda la sección, al tejido pulmonar y al volumen pulmonar. Ejecutando el código *datos-dosis.cpp* se obtiene los indicadores dosimétricos y el archivo de texto *isodosis22.txt* para posteriormente graficar las curvas de isodosis. A continuación se muestra a manera de ejemplo el código para obtener los datos del volumen pulmonar (para la sección completa y el tejido pulmonar se tienen códigos análogos):

```

#include<iostream>
#include <iostream>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>

using namespace std;

int main(){
ifstream fin1("dosis221-parametrizada.txt");
ifstream fin2("dosis221-parametrizada.txt");
ifstream fin3("dosis221-parametrizada.txt");
ifstream fin4("dosis221-parametrizada.txt");
ifstream fin5("dosis221-parametrizada.txt");
ofstream finout("isodosis221_fa.txt");

double x, y, d, s;
int hu;

```

```

double suma_fa=0., sumatoria_fa=0., desv_fa=0., dmax_fa=0., dmin_fa=1000., promedio_fa;
int count_fa=0;

do{
    fin1 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        suma_fa = suma_fa + d;
        count_fa=count_fa+1;
    }
}while (!fin1.eof());
promedio_fa = suma_fa/count_fa;
cout << "N voxeles filtro volumen pulmonar =" << " " << count_fa << endl;
cout << "Dosis promedio filtro volumen pulmonar =" << " " << promedio_fa << endl;

do{
    fin2 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        sumatoria_fa = sumatoria_fa + (d-promedio_fa)*(d-promedio_fa);
    }
}while (!fin2.eof());
desv_fa=sqrt(sumatoria_fa/(count_fa-1));
cout << "Desviaci n estandar filtro volumen pulmonar =" << " " << desv_fa << endl;

do{
    fin3 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        if(d < dmin_fa)
        {
            dmin_fa = d;
        }
    }
}while (!fin3.eof());
cout<<"dmin filtro volumen pulmonar = "<< dmin_fa << endl;

do{
    fin4 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        if(d > dmax_fa)
        {
            dmax_fa = d;
        }
    }
}while (!fin4.eof());
cout<<"dmax filtro volumen pulmonar = "<< dmax_fa << endl;

do{
    fin5 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        finout << y << " " << x << " " << d << endl;
    }
}while (!fin5.eof());

return 0;
}

```

E.4. Código *DVH.cpp*

El código *DVH.cpp* empleó los archivos *dosis22r-parametrizada.txt* (*dosis22l-parametrizada.txt* para el pulmón izquierdo) para obtener el archivo *DVH.txt*, y

posteriormente graficar las curvas DVH, esto tomando en cuenta únicamente los vóxeles pertenecientes a volumen y tejido pulmonar. A continuación se presenta el código considerando únicamente el volumen pulmonar:

```

#include<iostream>
#include <iostream>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <math.h>
#include <vector>
using namespace std;

int main(){
ifstream fin1("dosis221-parametrizada.txt");
ifstream fin2("dosis221-parametrizada.txt");
ifstream fin3("dosis221-parametrizada.txt");
ofstream file("DVH_221.txt");
double x, y, d, hu, w, data=10000.;
double count[10000];
double countmax = 0.0;
double dmax=0., dmin=1000.;

do{
    fin1 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        if(d < dmin)
        {
            dmin = d;
        }
    }
}while (!fin1.eof());

do{
    fin2 >> x >> y >> d >> hu;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        if(d > dmax)
        {
            dmax = d;
        }
    }
}while (!fin2.eof());

w=(dmax-dmin)/data;

for(int i=0;i<data;i++)
{
    count[i]=0;
}

do{
    fin3 >> x >> y >> d;
    if(hu>-1001 and hu<-499)
    {
        for(int i=0;i<data;i++)
        {
            if(d >= dmin+(w*(i)) )
            {
                count[i]=count[i]+1;
            }
        }
    }
}while (!fin3.eof());

for(int i=0; i<data; i++)
{
    file<<dmin+(w*(i))<<" "<<count[i]*100/count[0]<<endl;
}

```

```
return 0;
}
```

E.5. Código *dosis-promedio-vs-z.cpp*

Los archivos para graficar el perfil de dosis a lo largo del eje axial se realizaron considerando todos los archivos *dosis###-parametrizada.txt*; obteniendo la dosis promedio a lo largo del eje axial, esto tomando en cuenta únicamente los vóxeles pertenecientes a volumen y tejido pulmonar. Para ello se utilizó el código *dosis-promedio-vs-z.cpp*; a continuación se muestra el código para el volumen pulmonar izquierdo:

```
#include <iostream>
#include <fstream>
#include <cmath>
using namespace std;

int main (){
double x, y, z, d;
double suma, promedio;
int count;
ofstream fileout("dosis_promedio_l_vs_z.txt");

//COMO EJEMPLO SE COLOCO EL CODIGO UNICAMENTE PARA 2 RODAJAS

//RODAJA 21
suma=0.;
sumatoria=0.;
count=-1;
z=7.5;
ifstream fin21("dosis21l-parametrizada.txt");

do{
fin21>> x >> y >> d;
if(hu>-1001 and hu<-499)
{
suma = suma + d;
count=count+1;
}
}while (!fin21.eof());
promedio = suma/count;
fileout<<z<<" "<<promedio<<"\n";

//RODAJA 22
suma=0.;
count=0;
z=2.5;
ifstream fin22("dosis22l-parametrizada.txt");

do{
fin22 >> x >> y >> d;
if(hu>-1001 and hu<-499)
{
suma = suma + d;
count=count+1;
}
}while (!fin22.eof());
promedio = suma/count;
fileout<<z<<" "<<promedio<<"\n";

return 0;
}
```

Anexo F

Resultados de las simulaciones

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	32.8939	31.8762	32.3723	31.9393	30.5671	31.2028	31.9393	30.5707	31.2039
2	32.8931	31.8339	32.3502	31.9537	30.5372	31.1935	31.9537	30.5413	31.1948
3	32.8782	31.8584	32.3428	31.9281	30.5559	31.1916	31.9281	30.5601	31.1930
4	32.8923	31.8422	32.3540	31.9380	30.5359	31.1855	31.9380	30.5400	31.1868
5	32.8727	31.8265	32.3365	31.9212	30.5196	31.1670	31.9212	30.5225	31.1696
6	32.8985	31.8168	32.3441	31.9562	30.5077	31.1788	31.9562	30.5120	31.1802
7	32.8836	31.8492	32.3534	31.9414	30.5462	31.1926	31.9414	30.5498	31.1936
8	32.8792	31.8296	32.3412	31.9415	30.5291	31.1835	31.9415	30.5329	31.1846
9	32.8724	31.8496	32.3481	31.9180	30.5384	31.1776	31.9180	30.5425	31.1789
10	32.8443	31.8335	32.3399	31.9479	30.5360	31.1901	31.9479	30.5401	31.1914
Promedio	32.8859	31.8416	32.3483	31.9385	30.5373	31.1863	31.9385	30.5413	31.1877
Desviación	0.0097	0.0174	0.0103	0.0128	0.0169	0.0101	0.0128	0.0168	0.0098

Tabla F.1: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 12 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	6.7548	2.1999	4.4201	6.6889	2.1496	4.2517	6.6889	2.1502	4.2501
2	6.7365	2.2004	4.4114	6.6671	2.1509	4.2432	6.6671	2.1514	4.2407
3	6.7439	2.2025	4.4161	6.6750	2.1531	4.2481	6.6750	2.1536	4.2455
4	6.7440	2.1987	4.4142	6.6730	2.1470	4.2439	6.6730	2.1475	4.2413
5	6.7522	2.1997	4.4187	6.6810	2.1472	4.2477	6.6810	2.1478	4.2452
Promedio	6.7463	2.2002	4.4161	6.6769	2.1496	4.2469	6.6769	2.1501	4.2446
Desviación	0.0073	0.0014	0.0035	0.0083	0.0026	0.0035	0.0083	0.0026	0.0038

Tabla F.2: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 0.3 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	9.8818	4.0920	6.9141	9.4169	3.7323	6.3660	9.4169	3.7323	6.3624
2	9.8843	4.0934	6.9160	9.4194	3.7332	6.3676	9.4194	3.7339	6.3644
3	9.8788	4.0955	6.9144	9.4049	3.7347	6.3617	9.4049	3.7355	6.3585
4	9.8720	4.0907	6.9087	9.4038	3.7323	6.3599	9.4038	3.7331	6.3567
5	9.8720	4.0844	6.9054	9.4030	3.7255	6.3559	9.4030	3.7263	6.3527
Promedio	9.8778	4.0912	6.9117	9.4098	3.7316	6.3624	9.4098	3.7322	6.3589
Desviación	0.0056	0.0042	0.0045	0.0077	0.0036	0.0049	0.0077	0.0035	0.0046

Tabla F.3: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 0.5 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	13.0952	12.3126	12.7428	12.2693	11.4481	11.8286	12.2693	11.4496	11.8288
2	13.1086	12.3201	12.7044	12.2845	11.4537	11.8386	12.2845	11.4552	11.8389
3	13.1082	12.3113	12.6997	12.2886	11.4483	11.8376	12.2886	11.4500	11.8380
4	13.1077	12.3201	12.7040	12.2801	11.4518	11.8355	12.2801	11.4533	11.8358
5	13.1048	12.3245	12.7048	12.2845	11.4610	11.8425	12.2845	11.4626	11.8429
Promedio	13.1049	12.3177	12.711	12.2814	11.4526	11.8366	12.2814	11.4541	11.8375
Desviación	0.0056	0.0056	0.0178	0.0074	0.0053	0.0051	0.0074	0.0053	0.0052

Tabla F.4: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 1 segundo.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	20.3555	18.7457	19.5304	19.1224	17.3872	18.1911	19.1224	17.3902	18.1916
2	20.3497	18.7461	19.5277	19.1180	17.3911	18.1912	19.1180	17.3941	18.1917
3	20.3523	18.7152	19.5132	19.1162	17.3603	18.1738	19.1162	17.3634	18.1744
4	20.3505	18.7438	19.5269	19.1212	17.3869	18.1904	19.1212	17.3897	18.1908
5	20.3376	18.7345	19.5159	19.0968	17.3720	18.1711	19.0968	17.3749	18.1716
Promedio	20.3491	18.7371	19.5230	19.1149	17.3795	18.1835	19.1149	17.3825	18.1840
Desviación	0.0068	0.0131	0.0079	0.0104	0.0129	0.0102	0.0104	0.0129	0.0101

Tabla F.5: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 2 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	21.2769	23.2845	22.3059	20.0494	22.2120	21.2100	20.0494	22.2146	21.2128
2	21.2593	23.2606	22.2851	20.0270	22.1918	21.1889	20.0270	22.1942	21.1915
3	21.2645	23.2867	22.2523	20.0321	22.2255	21.2093	20.0321	22.2282	21.2121
4	21.2440	23.2530	22.2738	20.0185	22.1852	21.1814	20.0185	22.1877	21.1841
5	21.2544	23.2520	22.2783	20.0264	22.1831	21.1839	20.0264	22.1859	21.1868
Promedio	21.2598	23.2674	22.2791	20.0307	22.1997	21.1947	20.0307	22.2021	21.1975
Desviación	0.0122	0.0170	0.0194	0.0115	0.0187	0.0139	0.0115	0.0185	0.0139

Tabla F.6: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 3 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	25.0904	23.6256	24.3396	23.7898	22.1036	22.8848	23.7898	22.1069	22.8855
2	25.0428	23.5530	24.2792	23.7554	22.0364	22.8328	23.7554	22.0395	22.8334
3	25.0918	23.6168	24.3358	23.8014	22.0906	22.8832	23.8014	22.0938	22.8838
4	24.9551	23.4113	24.1638	23.6649	21.8707	22.7019	23.6649	21.8737	22.7024
5	25.0942	23.6207	24.3389	23.8145	22.1049	22.8970	23.8145	22.1080	22.8975
Promedio	25.0549	23.5655	24.2915	23.7652	22.2445	22.8399	23.7652	22.0444	22.8415
Desviación	0.0597	0.0911	0.0758	0.0602	0.3558	0.0810	0.0602	0.0994	0.0810

Tabla F.7: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 4 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	25.0478	27.2154	26.1589	23.8649	26.1206	25.0755	23.8649	26.1232	25.0784
2	25.0434	27.2078	26.1528	23.8643	26.1190	25.0744	23.8643	26.1215	25.0772
3	25.0365	27.2026	26.1468	23.8622	26.1131	25.0702	23.8622	26.1161	25.0733
4	25.0326	27.2133	26.1504	23.8526	26.1254	25.0724	23.8526	26.1282	25.0754
5	25.0315	27.2277	26.1572	23.8643	26.1403	25.0858	23.8643	26.1403	25.0873
Promedio	25.0384	27.2134	26.1530	23.8617	26.1457	25.0757	23.8617	26.1259	25.0783
Desviación	0.0070	0.0094	0.0048	0.0052	0.0441	0.0060	0.0052	0.0092	0.0054

Tabla F.8: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 5 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	28.1750	26.8834	27.5130	26.9731	25.4011	26.1294	26.9731	25.4042	26.1301
2	28.1776	26.9070	27.5263	26.9756	25.4190	26.1402	26.9756	25.4221	26.1409
3	28.1600	26.8895	27.5088	26.9661	25.4136	26.1329	26.9661	25.4168	26.1336
4	28.1765	26.8905	27.5273	26.9844	25.4115	26.1402	26.9844	25.4149	26.1411
5	28.1544	26.8714	27.4968	26.9600	25.3868	26.1157	26.9600	25.3901	26.1164
Promedio	28.1687	26.8884	27.5144	26.9718	25.4064	26.1317	26.9718	25.4092	26.1326
Desviación	0.0107	0.0129	0.0128	0.0093	0.0127	0.0101	0.0093	0.0129	0.0097

Tabla F.9: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 6 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	27.6093	29.9336	28.8007	26.5352	28.8970	27.8028	26.5352	28.9003	27.8060
2	27.5956	29.9421	28.7984	26.5310	28.9154	27.8107	26.5310	28.9186	27.8139
3	27.5938	29.9447	28.7988	26.5144	28.9191	27.8050	26.5144	28.9222	27.8082
4	27.6174	29.9412	28.8085	26.5463	28.9077	27.8132	26.5463	28.9107	27.8168
5	27.5850	29.9256	28.7847	26.5196	28.8999	27.7971	26.5196	28.9028	27.8002
Promedio	27.6002	29.9374	28.7982	26.5293	28.9078	27.8058	26.5293	28.9109	27.8090
Desviación	0.0129	0.0078	0.0086	0.1268	0.0096	0.0064	0.1268	0.0096	0.0066

Tabla F.10: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 7 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	30.3279	29.1857	29.7400	29.2308	27.7742	28.4490	29.2308	27.7781	28.4502
2	30.3321	29.1655	29.7341	29.2441	27.7585	28.4468	29.2441	27.7622	28.4478
3	30.3372	29.1783	29.7432	29.2424	27.7684	28.4513	29.2424	27.7716	28.4521
4	30.3247	29.1628	29.7291	29.2229	27.7605	28.4380	29.2229	27.7637	28.4388
5	30.3288	29.1951	29.7477	29.2351	27.7833	28.4559	29.2351	27.7868	28.4569
Promedio	30.3301	29.1975	29.7388	29.2351	27.7690	28.4482	29.2351	27.7727	28.4492
Desviación	0.0048	0.0510	0.0074	0.0087	0.0102	0.0066	0.0087	0.0102	0.0067

Tabla F.11: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 8 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	29.4048	31.8599	30.6632	28.4267	30.9096	29.7593	28.4267	30.9130	29.7627
2	29.4265	31.8518	30.6696	28.4411	30.8998	29.7607	28.4411	30.9031	29.7640
3	29.4214	31.8524	30.6675	28.4429	30.8979	29.7605	28.4429	30.9007	29.7636
4	29.4250	31.8717	30.6791	28.4456	30.9101	29.7683	28.4456	30.9134	29.7716
5	29.4325	31.8431	30.6681	28.4542	30.8824	29.7574	28.4542	30.8855	29.7606
Promedio	29.4226	31.8558	30.6695	28.4421	30.8999	29.7612	28.4421	30.9031	29.7645
Desviación	0.0104	0.0107	0.0059	0.0099	0.0113	0.0042	0.0099	0.0114	0.0042

Tabla F.12: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 9 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	31.8508	30.7694	31.2965	30.8463	29.4204	30.0810	30.8463	29.4244	30.0823
2	31.8454	30.7670	31.2926	30.8320	29.4137	30.0708	30.8320	29.4179	30.0722
3	31.8434	30.7704	31.2934	30.8320	29.4214	30.0749	30.8320	29.4254	30.0762
4	31.8474	30.7721	31.2962	30.8362	29.4173	30.0747	30.8362	29.4213	30.0759
5	31.8504	30.7879	31.3058	30.8356	29.4453	30.0894	30.8356	29.4490	30.0905
Promedio	31.8475	30.7734	31.2969	30.8364	29.4236	30.0782	30.8364	29.4276	30.0794
Desviación	0.0032	0.0083	0.0053	0.0059	0.0125	0.0073	0.0059	0.0123	0.0072

Tabla F.13: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 10 segundos.

Simulación N°	Θ (mGy)								
	Sección completa			Tejido pulmonar			Volumen pulmonar		
	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global	Pulmón derecho	Pulmón izquierdo	Valor global
1	30.6797	33.1765	31.9595	29.7798	32.2702	31.1164	29.7798	32.2738	31.1199
2	30.6702	33.2536	31.9944	29.7646	32.2453	31.0960	29.7646	32.2486	31.0993
3	30.6848	33.1597	31.9534	29.7853	32.2530	31.1097	29.7853	32.2565	31.1132
4	30.6756	33.1619	31.9490	29.7626	32.2592	31.1025	29.7626	32.2628	31.1060
5	30.6896	33.1792	31.9657	29.7979	32.2783	31.1291	29.7979	32.2815	31.1324
Promedio	30.6799	33.1664	31.9644	29.7780	32.2612	31.1107	29.7780	32.2646	31.1142
Desviación	0.0076	0.0114	0.0179	0.0147	0.0132	0.0128	0.0147	0.0132	0.0123

Tabla F.14: Indicadores dosimétricos para la irradiación de 11 segundos.