

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

SIMULACIONES MONTE CARLO PARA LA ESTIMACIÓN DE
DOSIS EN PULMONES ASOCIADAS A IMÁGENES
TOMOGRÁFICAS OBTENIDAS EN EL TOMÓGRAFO
“BRILLIANCE BIG BORE” DEL HOSPITAL ONCOLÓGICO
SOLCA - QUITO

TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE FÍSICO

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

GEOVANNY SANTIAGO YÉPEZ YÁNEZ
geovanny.santiago.yepes@gmail.com

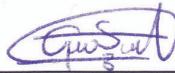
Director: MARCO VINICIO BAYAS REA, Ph.D.
marco.bayas@epn.edu.ec

QUITO, ENERO 2017

DECLARACIÓN

Yo, GEOVANNY SANTIAGO YÉPEZ YÁNEZ, 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.

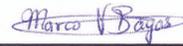
A través de la presente declaración cedo mis derechos de propiedad intelectual, correspondientes a este trabajo, a la Escuela Politécnica Nacional, según lo establecido por la Ley de Propiedad Intelectual, por su reglamento y por la normatividad institucional vigente.



Geovanny Santiago Yépez Yáñez

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por YÉPEZ YÁNEZ GEOVANNY SANTIAGO, bajo mi supervisión.



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

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar agradezco a mi profesor Marco Bayas, por guiarme con paciencia y dedicación durante todo este proyecto. También agradezco al Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo de Quito, en especial a Yolanda Défaz y Alejandro Coloma por su colaboración en el proyecto y en las mediciones experimentales.

DEDICATORIA

*A mi hermana Karol Ann... De toda la luz que ha existido en mi vida tú eres la más
intensa*

Contenidos

Lista de Figuras	VIII
Lista de Tablas	x
Resumen	XII
Abstract	XIII
1. Tomografía computarizada por emisión de rayos X	1
1.1. Características y componentes	1
1.1.1. Características del haz de rayos-X	3
1.1.2. Adquisición de imágenes CT	4
1.2. Aspectos físicos de la radiación utilizada en tomografía	8
1.2.1. Interacción de la radiación en CT con la materia	8
1.2.1.1. Transporte de fotones de rayos-X en un material	8
1.2.1.2. Transporte de electrones en un material	10
1.2.2. Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia	10
1.2.2.1. Dosis absorbida	10
1.2.2.2. Transferencia lineal de energía	11
1.2.2.3. Dosis equivalente	12
1.2.2.4. Dosis efectiva	12
1.3. Radioprotección en tomografía computarizada	13
1.3.1. Índice de dosis para tomografía computarizada	14
1.3.1.1. $CTDI_{\infty}$ y $CTDI_{100}$	15
1.3.1.2. $CTDI^{p_j}$, $CTDI_w$ y $CTDI_{VOL}$	16
1.3.1.3. Dose length product (DLP) y dosis efectiva	17
1.3.2. Dosimetría en pacientes	18

1.3.2.1.	Estimaciones basadas en el CTDI	18
1.3.2.2.	Estimación de dosis en órganos basados en cálculos Monte Carlo	19
2.	Métodos	20
2.1.	Método Monte Carlo para el transporte de la radiación en la materia	20
2.1.1.	Plataforma de simulación GATE	22
2.1.1.1.	Arquitectura	22
2.1.1.2.	Sistemas y actores	23
2.2.	Procesamiento de imágenes tomográficas	24
2.2.1.	Lectura, recorte y segmentación de imágenes DICOM	24
2.2.2.	Importación de la imagen tomográfica en GATE	27
2.2.2.1.	Método de parametrización volumétrica regular (PV)	27
2.2.2.2.	Método de parametrización volumétrica anidada (NPV)	28
2.2.2.3.	Método de parametrización volumétrica regionalizada (RV)	28
2.2.2.4.	Descriptores de conversión para la definición de los materiales	30
2.3.	Cálculo de la dosis en pulmones	32
2.3.1.	Descripción del tomógrafo BBB	32
2.3.2.	Descripción de la imagen tomográfica	33
2.3.3.	Simulaciones Monte Carlo	34
2.3.3.1.	Modelización de los componentes principales de la geometría	35
2.3.3.2.	Simulación del espectro de rayos-X	35
2.3.3.3.	Modelización del filtro Bow-Tie	38
2.3.3.4.	Región de parámetros aceptables	39
2.3.3.5.	Definición de los procesos físicos	41
2.3.3.6.	Implementación de los actores	41
3.	Construcción del fantoma e implementación en GATE	42
3.1.	Verificación de la linealidad en la escala Hounsfield	42
3.2.	Recorte y segmentación de la imagen CT	44
3.3.	Implementación del fantoma en GATE	47
3.3.1.	Conversión de datos y parametrización volumétrica	47
3.3.2.	Descriptores de conversión	48
3.3.3.	Geometría de simulación	50

3.3.4. Implementación de los actores para el cálculo MC	50
4. Cálculo de las dosis en pulmones	54
4.1. Factores de corrección por número de partículas simuladas	54
4.2. Dosis promedio en pulmones	55
4.3. Correcciones al indicador Θ	59
5. Conclusiones y discusión	63
Referencias	65
A. Script de recorte y segmentación	72
B. Archivos de calibración para la importación del fantoma	80
C. Bases de datos para la definición de materiales	82
D. Scripts de simulación	94
E. Scripts para el análisis de resultados	101
F. Resultados de las simulaciones MC	103

Lista de Figuras

1.1. Componentes geométricos principales y sistema de referencia xyz de un tomógrafo	2
1.2. Esquema representativo del sistema de tomografía helicoidal multicorte	4
1.3. Adquisición de una imagen tomográfica voxelizada	5
1.4. Escala Hounsfield para diferentes tejidos y sustancias dentro del cuerpo humano.	6
1.5. Visualización de imágenes tomográficas aplicando diferentes ventanas CT.	7
1.6. Porcentaje de contribución de varias interacciones a la sección eficaz total para un medio de Carbono, en función de la energía.	9
1.7. Fantomas de cabeza y cuerpo para las mediciones del CTDI.	14
1.8. Esquema de medición del CTDI y aportes a la dosis debido a los cortes contiguos.	16
1.9. Posiciones de la cámara de ionización en los fantomas para la medición del CTDI ^{Pj}	17
2.1. Visualización de la imagen tomográfica en MATLAB y 3DSlicer.	26
2.2. Métodos de parametrización volumétrica implementados en GATE. . .	29
2.3. Definición de los ángulos θ y ϕ para la determinación del área de irradiación A	36
2.4. Esquema del grosor del filtro <i>bow-tie</i> , $T(\phi)$, definido por el modelo de Boone.	38
2.5. Variación la forma del filtro <i>bow-tie</i> según los valores de los parámetros de escalamiento.	39
3.1. Fantoma de calibración utilizado en la verificación de la escala CT. . .	43
3.2. Proceso de recorte longitudinal realizado sobre la imagen tomográfica original.	45
3.3. Proceso de recorte superficial y segmentación realizado sobre la imagen tomográfica original.	46
3.4. Espectro de radiación simulado para 120 kVp y $\alpha = 19^\circ$	51

3.5. Geometría de simulación e implementación de los actores para el cálculo Monte Carlo en GATE.	52
4.1. Distribución de dosis en la sección central del pulmón derecho (Plano Axial)	56
4.2. Distribución de dosis en la sección central del pulmón izquierdo (Plano Axial)	57
4.3. Frecuencia de dosis para la sección central del pulmón derecho.	58
4.4. Frecuencia de dosis para la sección central del pulmón izquierdo.	58
4.5. Esquema del modelo de corrección para el indicador Θ	61

Lista de Tablas

2.1. Descripción de tejidos de acuerdo a la base de datos de materiales en GATE	30
2.2. Modelo de un descriptor de conversión de valores HU a materiales . . .	31
2.3. Características geométricas del tomógrafo BBB	32
2.4. Protocolos de adquisición comunes con el tomógrafo BBB del Hospital SOLCA Núcleo Quito.	33
2.5. Parámetros y características de la imagen tomográfica adquirida	33
2.6. Región de parámetros aceptables para la simulación del tomógrafo BBB	40
2.7. Errores promedio ϵ_{cue} y ϵ_{cab} para protocolos de cuerpo y cabeza en la región de parámetros aceptables.	40
3.1. Coeficientes de atenuación lineal y unidades Hounsfield para diferentes tipos de tejido.	43
3.2. Descripción de tejidos y materiales de acuerdo a la base de datos <i>Thorax-HUMaterials.db</i>	49
4.1. Indicadores de dosis Θ , dosis mínimas (D_{min}) y dosis máximas (D_{max}) para pulmón derecho e izquierdo.	57
4.2. Errores promedio, $\epsilon_{\{\Theta, D\}}$, entre los valores de Θ calculados y los resultados obtenidos con otros programas comerciales de cálculo dosimétrico .	59
4.3. Estimación de los porcentajes de dosis, δ , que aportan los cortes adyacentes debido a la superposición de los haces de rayos-X correspondientes a dos rotaciones helicoidales contiguas.	61
4.4. Estimación del aporte dosimétrico pulmonar de los cortes adyacentes debido a la superposición de los haces de rayos-X.	61
F.1. Aporte dosimétrico de los cortes adyacentes al pulmón derecho debido a la superposición de los haces de rayos-X.	103
F.2. Aporte dosimétrico de los cortes adyacentes al pulmón izquierdo debido a la superposición de los haces de rayos-X.	103

F.3. Indicadores dosimétricos para el pulmón derecho Θ , D_{min} y D_{max}	104
F.4. Indicadores dosimétricos para el pulmón izquierdo Θ , D_{min} y D_{max}	105

Resumen

La evaluación de dosis en pacientes ha sido recomendada como parte de todo programa de garantía de calidad en radiodiagnóstico. Aquí se reportan los resultados de los cálculos de dosis en pulmones, mediante simulaciones Monte Carlo (MC), basados en la información de una tomografía CT perteneciente a un paciente anónimo del Hospital oncológico SOLCA-Quito, Quito-Ecuador. La tomografía fue tomada con un escáner Philips Brilliance Big Bore del Departamento de Radioterapia del hospital. La exploración correspondió a un protocolo con los siguientes parámetros: 120 kVp, 200 mAs, NT = 24 mm. Los archivos DICOM obtenidos desde el escáner CT fueron segmentados empleando la herramienta computacional MATLAB, esto se utilizó para construir el fantoma voxelizado para las simulaciones Monte Carlo. Las simulaciones MC se realizaron con el programa de código libre GATE. Las dosis fueron calculadas para una sección axial central de 5 mm de ancho, usando un solo giro del *gantry*; la sección axial bajo estudio estuvo compuesta por 70884 vóxeles de $1.36 \times 1.36 \times 5.0 \text{ mm}^3$. Las dosis obtenidas oscilaron entre ~ 6 y 27 mGy con un promedio $12.25 \pm 0.02 \text{ mGy}$ para el pulmón derecho y $12.45 \pm 0.03 \text{ mGy}$ para el izquierdo. El procedimiento desarrollado aquí se puede utilizar para cualquier tipo de escáner CT, el requisito principal es la disponibilidad de un modelo computacional del escáner CT adecuado para simulaciones MC. Este enfoque permite tomar en cuenta las condiciones específicas tanto del paciente como del protocolo de irradiación, esto es importante para el cálculo de las dosis en órganos en pacientes sometidos a exploraciones repetidas. Se espera que este procedimiento constituya una herramienta en el desarrollo de protocolos CT que reduzcan al mínimo las dosis de órganos en pacientes que se someten a exámenes tomográficos computarizados en Ecuador.

MB

Abstract

Patient dose evaluation has been recommended as part of any quality assurance program in diagnostic radiology. Here we report the results of dose calculations in lungs, performed with Monte Carlo (MC) simulations, based on the information from a CT scan belonging to an anonymous patient from the oncology Hospital SOLCA-Quito, Quito-Ecuador. The CT scan was taken with a Philips Brilliance Big Bore scanner in the Radiotherapy Department of the hospital. The scan corresponded to a protocol with the following parameters: 120 kVp, 200 mAs, NT = 24 mm. The DICOM files obtained from the CT scanner were segmented using the computational tool MATLAB, this was used to build the voxelized phantom for the Monte Carlo simulations. The MC simulations were performed with the open source software GATE. The doses were calculated for a central axial slice of 5 mm, using a single turn of the gantry; the axial slice under study was composed of 70884 voxels of $1.36 \times 1.36 \times 5.0 \text{ mm}^3$. The doses obtained ranged from ~ 6 to 27 mGy with an average 12.25 ± 0.02 mGy for the right lung and 12.45 ± 0.03 mGy for the left one. The procedure developed here can be used for any kind of CT scanner, the main requirement is the availability of a computer model of the scanner suitable for MC simulations. This approach allows the specific conditions of both the patient and the irradiation protocol to be taken into account, this is important for the calculation of organ doses in patients subjected to repeated scans. We expect that this procedure will be a tool in the development of CT protocols that minimize the organ doses in patients that undergo computed tomography examinations in Ecuador.

M. J. S.

Capítulo 1

Tomografía computarizada por emisión de rayos X

Desde su implementación clínica en la década de los 70, la tomografía computarizada por rayos X (CT) ha desempeñado un papel muy importante en la medicina moderna [1, 2]. Su aplicación se ha extendido tanto para el diagnóstico médico como para el control en el tratamiento, con una creciente demanda de mayor calidad en imagen, precisión y velocidad [3]. Sin embargo, debido a que la técnica de diagnóstico por imagen CT hace uso de radiaciones ionizantes los órganos vitales de los pacientes pueden estar en riesgo de recibir dosis excesivas de radiación [2-5]. En el presente capítulo se realiza una breve revisión de los conceptos básicos asociados a tomografía computarizada, haciendo principal énfasis en las temáticas correspondientes a radioprotección y dosimetría en órganos internos.

1.1. Características y componentes

La tomografía computarizada por rayos-X es una técnica de diagnóstico y control médico que permite generar imágenes tridimensionales de la estructura interna de una persona; estas imágenes se dividen en varios cortes bidimensionales que corresponden a diferentes planos seleccionados del cuerpo del paciente. El equipamiento médico utilizado en la técnica CT está compuesto por un complejo arreglo de dispositivos, entre los cuales se encuentran: una fuente de rayos-X, una bandeja de detectores, filtros, colimadores, una camilla, láseres y computadores para el manejo de imágenes; algunos de estos componentes se encuentran en el interior del *gantry* mientras que otros se ubican fuera de él, al conjunto completo de estos dispositivos se lo denomina coloquialmente como *tomógrafo*.

El *gantry* es la parte física principal del equipo de tomografía, en su interior se ubican la fuente de rayos-X, los colimadores, un filtro *bow-tie* y una bandeja de detectores que orbita sincronizadamente con la fuente [6]. El *gantry* posee una abertura cilíndrica con un diámetro circular aproximado de 70 cm [6, 7], el centro de esta abertura define el isocentro del sistema, es decir, el origen del sistema de coordenadas del tomógrafo (ver Figura 1.1).

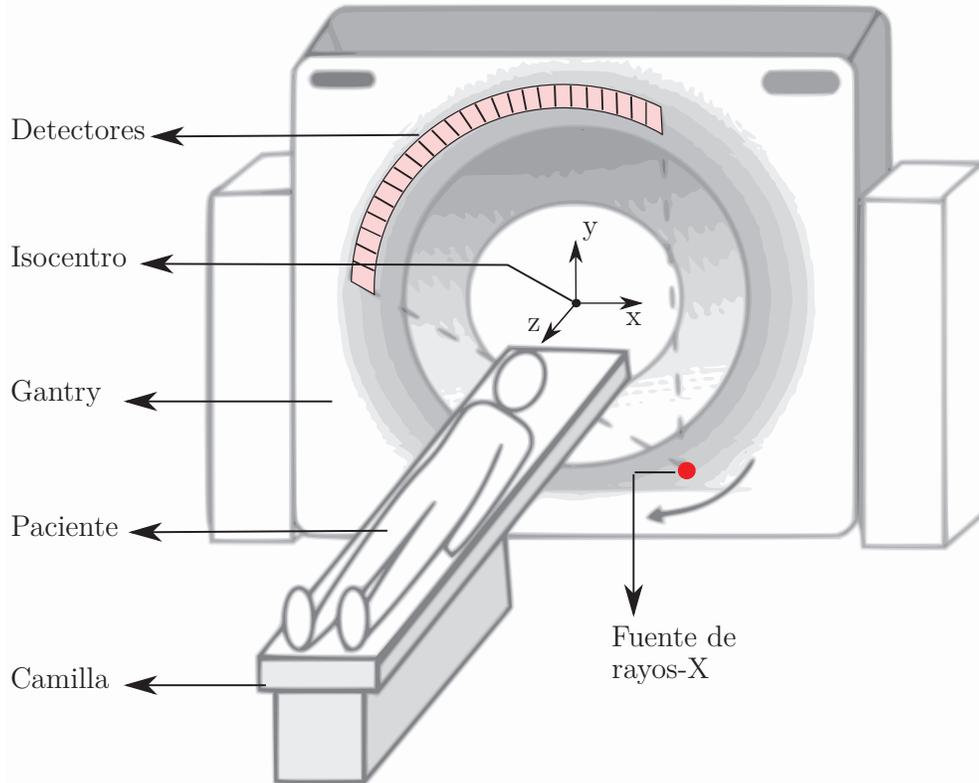


Figura 1.1: Componentes geométricos principales de un tomógrafo junto al sistema de referencia xyz con el isocentro en el punto $(0, 0, 0)$. **Figura adaptada de [6].**

La técnica CT puede clasificarse en dos tipos: *tomografía axial computarizada* y *tomografía helicoidal multicorte*; dependiendo de la forma en la que el escáner CT realice la adquisición de datos para la construcción de imágenes. La tomografía axial computarizada adquiere secuencialmente una serie de cortes, separados por espacios iguales, a través de una región específica del paciente; al finalizar cada corte se realiza una breve pausa para permitir que la camilla avance hasta una siguiente posición previamente establecida. Por el contrario, en tomografía helicoidal multicorte los datos se adquieren de forma continua, mientras la camilla avanza a través del *gantry*; el tubo de rayos-X describe una trayectoria aproximadamente helicoidal alrededor del paciente, el avance

de la mesa se coordina con el tiempo requerido para una rotación de 360° . Los tomógrafos helicoidales multicorte presentan una bandeja de detectores compuesta de un arreglo de varias filas, a medida que aumenta el número de filas irradiadas se adquiere un mayor número de cortes transversales en cada giro.

Durante el examen tomográfico el paciente recorre longitudinalmente la abertura del *gantry*; simultáneamente, el tubo de rayos-X produce un haz en forma de cono piramidal¹ que se encuentra en el plano xy del tomógrafo. Cuando la radiación atraviesa al paciente, un arreglo de detectores recoge proyecciones de rayos-X provenientes de diferentes regiones del cuerpo; esto define los distintos cortes, es decir, imágenes de secciones transversales de distintas partes del cuerpo. Si se combinan ordenadamente todos los cortes obtenidos se puede crear una imagen tridimensional de la anatomía interna del paciente. Al conjunto de todas estas secciones transversales se las denomina comúnmente como tomografía [6].

1.1.1. Características del haz de rayos-X

El espectro de energía de los fotones producidos en el tubo de rayos-X es heterogéneo y continuo, además, depende específicamente de la geometría del ánodo y del potencial eléctrico aplicado entre éste y el cátodo [6, 8]. Las diferencias de potencial típicas en tomografía computarizada oscilan entre los 80 kV y los 150 kV [8]. La energía máxima de los fotones está dada por la siguiente igualdad:

$$E_{max} = e \times V \tag{1.1}$$

donde e es la carga del electrón y V es el potencial eléctrico aplicado.

El haz de rayos-X generado en la fuente sufre procesos adicionales de colimación y atenuación. El sistema de colimación del escáner CT se encarga de definir el ancho del haz en la dirección longitudinal del tomógrafo (eje z), lo cual depende de las características del protocolo de adquisición. Por otra parte, el filtro *bow-tie* (nombrado así debido a su forma de corbatín) cumple la función de homogeneizar el flujo de fotones que llegan a los detectores; este filtro se posiciona a pocos centímetros de la fuente e introduce una atenuación variable de acuerdo a los diferentes ángulos de emisión en el plano xy . El resultado de esta atenuación es la disminución de la dosis en la periferia del paciente, evitando perder calidad en la imagen tomográfica adquirida [6].

¹Los escáneres CT multicorte modernos utilizan un haz en forma de cono piramidal en lugar de un haz en forma de abanico, de esta forma se irradia simultáneamente muchos anillos de detectores permitiendo obtener múltiples cortes axiales en un solo giro del *gantry* [7].

1.1.2. Adquisición de imágenes CT

La adquisición de imágenes en tomografía helicoidal multicorte se lleva a cabo mediante la construcción de una matriz tridimensional compuesta por una serie de cortes bidimensionales que corresponden a diferentes secciones transversales de la anatomía de un paciente.

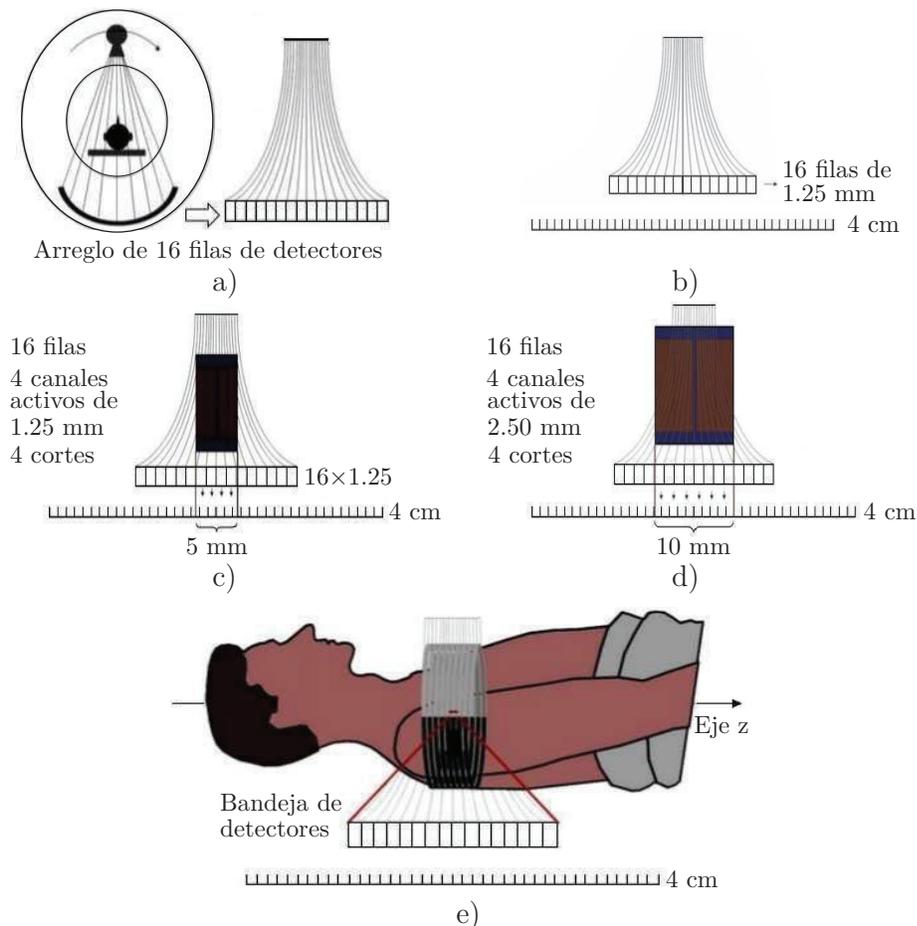


Figura 1.2: Esquema representativo del sistema de tomografía helicoidal multicorte. a) Arreglo de detectores irradiados por la fuente de rayos-X, vista axial y longitudinal. b) Bandeja de detección compuesta por 16 filas de detectores con un ancho de 1.25 mm. c) Arreglo de detectores de 16 filas con 4 canales activos de 1.25 mm, se obtienen 4 cortes simultáneos con un ancho de irradiación total de 5 mm. d) Arreglo de detectores de 16 filas con 4 canales activos de 2.50 mm, se obtienen 4 cortes simultáneos con un ancho de irradiación total de 10 mm. e) Adquisición de una imagen tomográfica con 4 canales activos de 1.25 mm.

Varios de estos cortes se obtienen de forma simultánea durante una rotación helicoidal del arreglo fuente-detectores; la cantidad de cortes bidimensionales adquiridos por cada giro depende del número de canales activos, N , en el eje longitudinal del tomógrafo (ver Figura 1.2). La función de los detectores es recibir las proyecciones de rayos-X provenientes de diferentes cortes, registrando cada proyección bajo muchas

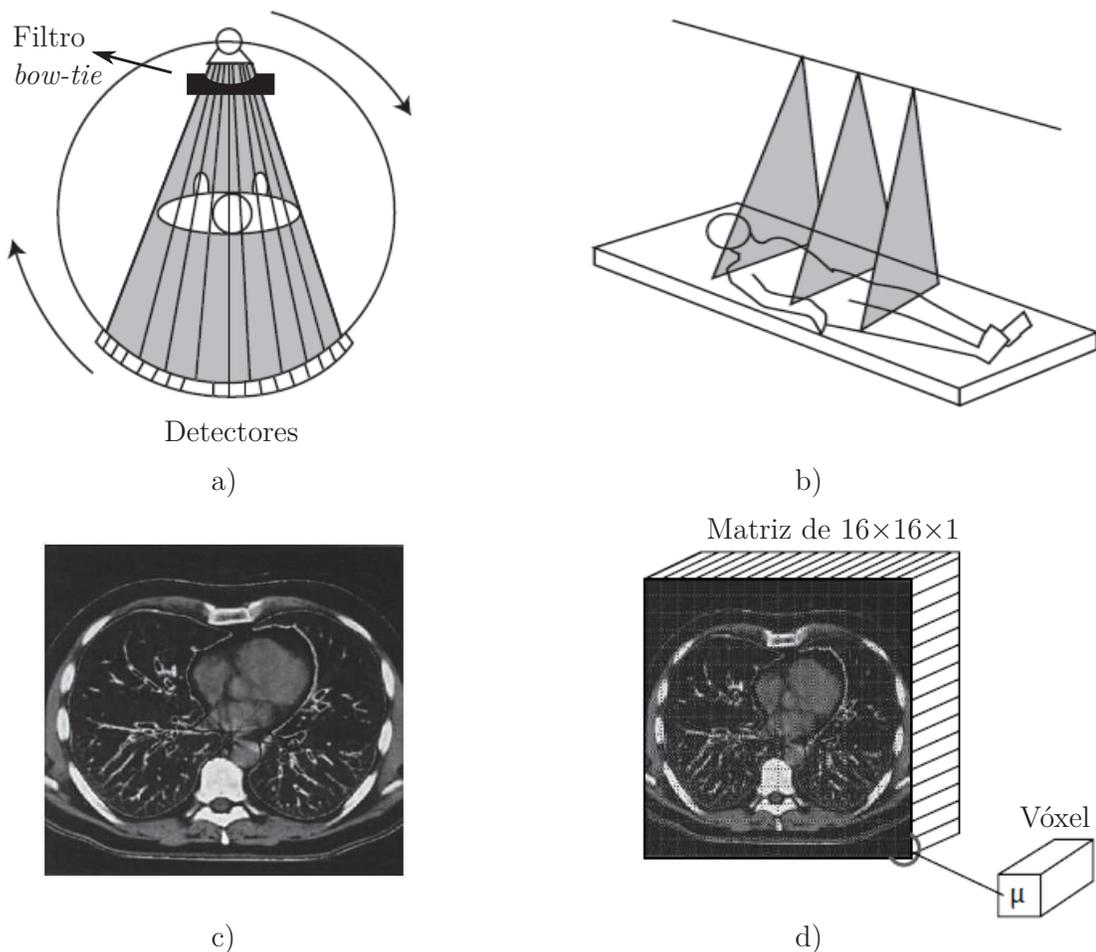


Figura 1.3: Adquisición de una imagen tomográfica voxelizada. a) Radiación recibida por el paciente mientras el tubo de rayos-X completa una órbita en sincronía con el arreglo de detectores. b) Distintos cortes para distintas órbitas del tubo de rayo-X. c) Corte transversal de una tomografía de tórax. d) Vóxeles del corte transversal distribuidos en una matriz tridimensional de $16 \times 16 \times 1$. **Figura adaptada de [6, 7].**

orientaciones diferentes a medida que el arreglo fuente-detectores gira alrededor del cuerpo [7]. Existe una variedad de técnicas matemáticas para convertir estas proyecciones de rayos-X en imágenes de cortes transversales, no obstante, la más importante y comúnmente utilizada de estas técnicas es la retroproyección filtrada [7]. 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 nuevamente (Figura 1.3); por lo tanto, existe la posibilidad de que cada corte transversal quede solapado con los cortes adyacentes, lo que permite obtener imágenes CT con una resolución espacial muy fina, logrando resoluciones más pequeñas que $0,3 \text{ mm}$ [7].

Las imágenes generadas en tomografía computarizada son inherentemente digitales,

donde μ_t es el coeficiente de atenuación lineal del tejido (que se encuentra dentro del vóxel) y μ_{H_2O} es el coeficiente de atenuación lineal del agua. Se puede notar en la Ecuación 1.2 que el agua tiene por definición un número CT igual a cero; los valores HU más altos corresponden a materiales más compactos, como los huesos, mientras que los valores más bajos se presentan en órganos que contienen aire, tales como los pulmones o los intestinos.

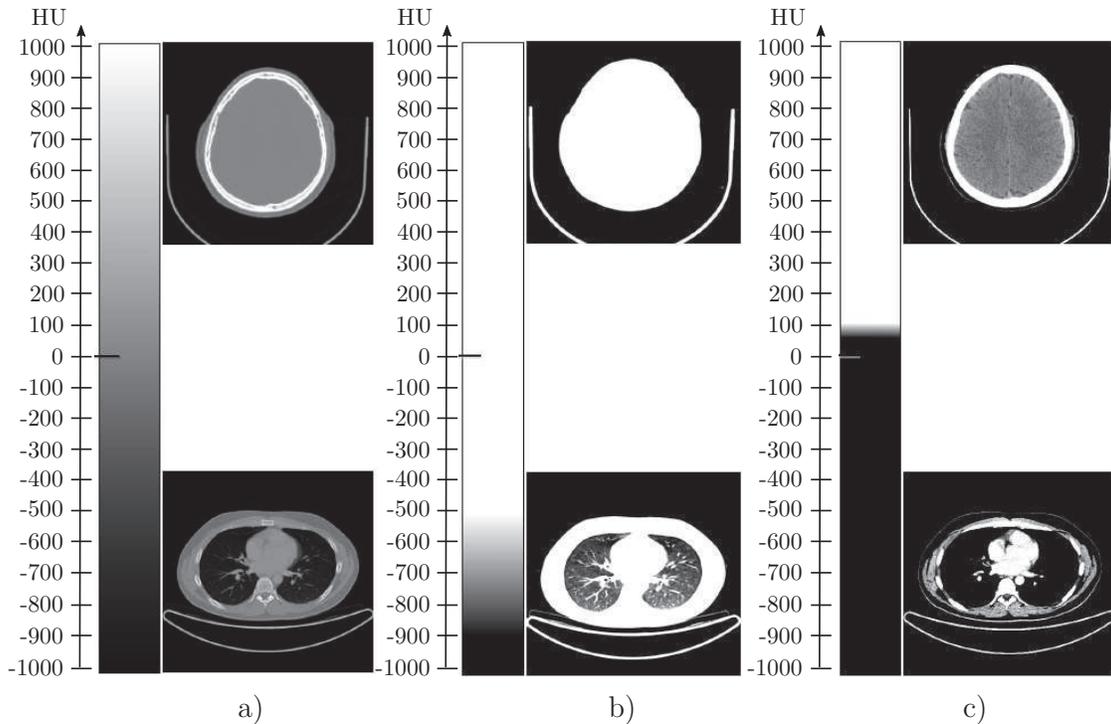


Figura 1.5: Visualización de una tomografía computarizada aplicando ventanas CT diferentes. a) Ventana CT de -1000 HU a 1000 HU, la escala de grises se distribuye en estos 2001 niveles diferentes. b) Ventana CT de -900 HU a -500 HU, la escala de grises se distribuye en estos 401 niveles diferentes. c) Ventana CT de -10 HU a 100 HU, la escala de grises se distribuye en estos 111 niveles diferentes. **Figura tomada de [12].**

Los valores HU son representados en la imagen tomográfica mediante la utilización de una escala de grises denominada *escala Hounsfield* [12]. La escala Hounsfield asigna diferentes rangos de valores HU a cada uno de los materiales presentes en el cuerpo humano (ver Figura 1.4); para esto utiliza la transformación lineal dada por la Ecuación 1.2, en la cual se relaciona cada coeficiente de atenuación con un valor numérico, tomando como valor referencial el coeficiente de atenuación lineal del agua. A pesar de que la escala Hounsfield es teóricamente una escala abierta, en el ámbito del diagnóstico por imagen se ha establecido un rango de valores útiles que abarca desde -1024 HU hasta 3071 HU, es decir, 4096 niveles HU muy bien diferenciados [16]. La percepción humana solo permite distinguir un máximo de 40 niveles diferenciados de

gris [12]; por lo tanto, distribuir toda la escala de grises en los 4096 valores HU en la imagen tomográfica conlleva a no poder visualizar una gran cantidad de información. Por este motivo, la visualización de algunos tipos específicos de tejido suele realizarse mediante la aplicación de las denominadas *ventanas CT*; las cuales, son el resultado matemático de transportar linealmente toda la escala de grises a un rango de valores HU reducido, tal como se muestra en la Figura 1.5.

1.2. Aspectos físicos de la radiación utilizada en tomografía

Las radiaciones ionizantes utilizadas en tomografía computarizada poseen energías que superan el potencial de ionización de los átomos, por lo tanto, tienen la capacidad de ionizar los tejidos vivos. Cuando este tipo de radiación atraviesa un tejido vivo libera un cierto número de partículas cargadas, las cuales posteriormente depositan energía en el tejido mediante interacciones de Coulomb directas con los electrones orbitales de los átomos del material [17–19]. Por este motivo, es importante controlar las dosis de radiación que reciben los pacientes en este tipo de exámenes, con el fin de encontrar un balance entre los riesgos potenciales debidos a la exposición a radiaciones y los posibles beneficios asociados [3, 20].

1.2.1. Interacción de la radiación en CT con la materia

Las radiaciones en CT son fotones de rayos-X que tienen la capacidad de ionizar indirectamente la materia; los fenómenos físicos involucrados en el proceso de ionización están relacionados con el transporte de fotones y electrones dentro de un material. A continuación se describe estos fenómenos físicos considerando el rango de energías de interés en aplicación médica, el cual no supera los 150 *keV* para el caso de radiodiagnóstico [6].

1.2.1.1. Transporte de fotones de rayos-X en un material

Cuando un haz de fotones de rayos-X viaja a través de un material sufre una serie de procesos físicos de absorción y dispersión. La interacción de los fotones con los átomos del material se cuantifica con el *coeficiente de atenuación*, μ , esta cantidad determina la intensidad media del haz de fotones (con una energía particular) transmitida por un material determinado [7]. La intensidad del haz transmitida está dada por la ley

exponencial de Beer:

$$I(x) = I(0)e^{-\mu \cdot x} \quad (1.3)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal, $I(0)$ es la intensidad del haz incidente e $I(x)$ es la intensidad del haz después de recorrer una distancia, x , en el material.

Cada tipo de interacción tiene asociada una sección eficaz que depende de la energía del fotón y del número atómico (Z) del medio atenuante. Las distintas interacciones aportarán diferentes porcentajes a la sección eficaz total, dependiendo del rango energético en el que se produzcan. Los procesos de interacción más importantes para la atenuación de rayos-X son: efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y dispersión Rayleigh.

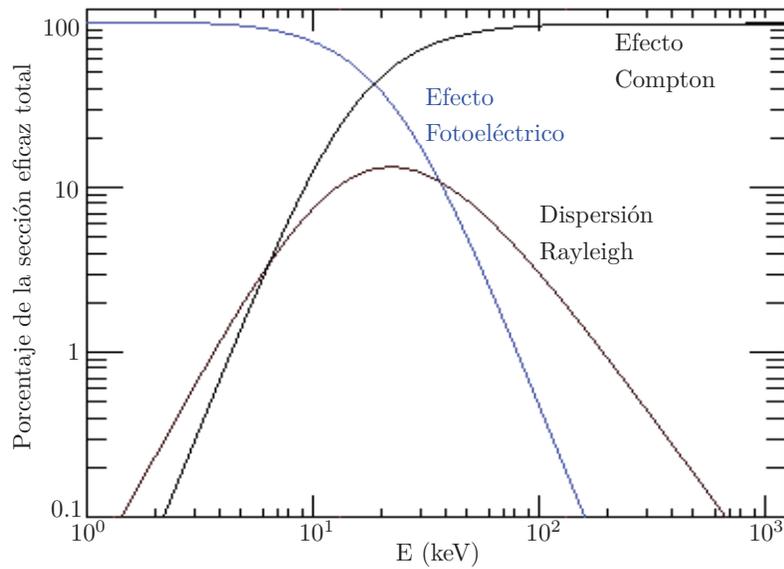


Figura 1.6: Porcentaje de contribución de varias interacciones a la sección eficaz total para un medio de Carbono, en función de la energía. **Figura adaptada de [21].**

Para el efecto fotoeléctrico la probabilidad de ocurrencia aumenta para fotones de baja energía y materiales con alto Z ; su sección eficaz también presenta ciertos picos de absorción cuando la energía del fotón incidente es muy cercana a la energía de una capa atómica. 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. En ciertos rangos de energía, 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 de Rayleigh disminuye al aumentar la energía del fotón. En la Figura 1.6 se muestra el porcentaje de contribución a la sección eficaz total de las interacciones relevantes para fotones de rayos-X, considerando un medio de Carbono ($Z = 6$).

1.2.1.2. Transporte de electrones en un material

Cuando un haz de electrones atraviesa un material sufre una serie de interacciones Coulómbicas directas con los átomos del medio. Estas interacciones pueden llevarse a cabo con los electrones de los orbitales atómicos o con los núcleos atómicos presentes en el material [8]. Como consecuencia, los electrones incidentes pueden perder su energía cinética mediante colisiones y efectos radiativos, o simplemente pueden sufrir dispersiones elásticas sin una pérdida energética significativa.

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 de la naturaleza de la interacción involucrada en la pérdida energética, el poder de frenado puede ser de dos tipos: *poder de frenado de colisión* o *poder de frenado radiativo*.

1. **Poder de frenado de colisión.** Esta cantidad describe la pérdida energética que sufre un electrón debido a colisiones inelásticas con los electrones de los orbitales atómicos. Si la energía de los electrones del haz incidente es lo suficientemente alta se puede llegar a ionizar los átomos del material, en consecuencia, se producirán electrones secundarios por ionización. La probabilidad de creación de electrones secundarios estará dada por la sección eficaz inelástica de Moller [22].
2. **Poder de frenado radiativo.** Esta cantidad describe la pérdida energética que sufre un electrón al interactuar directamente con un núcleo atómico. En este caso, el electrón incidente experimenta una desaceleración debido a la influencia del campo eléctrico del núcleo, esto da como resultado la emisión de un fotón de alta energía. Este proceso se conoce como Bremsstrahlung.

1.2.2. Cantidades que describen la interacción de la radiación ionizante con la materia

1.2.2.1. Dosis absorbida

La dosis absorbida se define en términos de la *energía impartida* (ϵ), una cantidad estocástica relacionada directamente con la energía radiante² (R). La energía impartida a un volumen V se define mediante la siguiente expresión:

$$\epsilon = (R_{in})_u - (R_{out})_u + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum W \quad (1.4)$$

²La *energía radiante*, R , es la energía de las partículas (excluyendo la energía de reposo) emitidas, transferidas o recibidas por un volumen cualquiera. Su unidad es el Joule (J) [23].

donde $(R_{in})_u$ es la energía radiante de las partículas neutras incidentes en V , $(R_{out})_u$ 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 ΣW es la energía neta obtenida de la masa en reposo en V [19].

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

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (1.5)$$

donde ϵ es el valor esperado de la energía impartida en el volumen finito 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 dV . Así, la dosis absorbida D sería una cantidad no estocástica y función puntual que representa el valor esperado de la energía impartida a un material por unidad de masa. Su unidad en el Sistema Internacional es el gray (Gy), el cual equivale a $1 Jkg^{-1}$.

1.2.2.2. Transferencia lineal de energía

La transferencia lineal de energía, **LET** (Linear Energy Transfer), describe la energía promedio depositada por unidad de longitud a lo largo del camino recorrido por una partícula ionizante [6, 7, 23]. Esta cantidad está inversamente relacionada con el poder de penetración; en otras palabras, mientras más grande sea el **LET** de una partícula menor será la profundidad alcanzada en el material. Así, los LETs más altos se presentarán en partículas de poca penetración, como los neutrones y las partículas alfa, mientras que los LETs más bajos corresponderán a radiaciones más penetrantes, como por ejemplo, fotones de rayos-X, rayos- γ y electrones. Tal es el caso de los rayos-X generados en tomografía computarizada, cuyos LETs alcanzan valores aproximados de $3 keV/\mu m$ para tejidos suaves [24].

Una de las aplicaciones que puede darse al **LET** es la discriminación del tipo de partículas que deben utilizarse en los distintos procedimientos radiológicos. Por ejemplo, en radiodiagnóstico se debe utilizar partículas de bajo **LET**, ya que el interés primordial en estos procedimientos es que las radiaciones ionizantes atraviesen los tejidos para luego recibir sus proyecciones en un arreglo de detectores. Este es precisamente el caso de la tomografía computarizada, técnica en la cual se emplea fotones de rayos-X cuyos LETs son menores a los LETs de otras partículas, como por ejemplo, los electrones, que son preferentemente usados en radioterapia [6].

1.2.2.3. Dosis equivalente

No todas las radiaciones ionizantes producen el mismo efecto biológico sobre los tejidos vivos; muchos de los daños que pueden causar dependen de distintos factores, entre estos, el tipo de radiación, la energía que poseen, e inclusive el tipo de tejido en el que inciden. Una forma de medir y definir los efectos que pueden causar las diversas formas de radiación en el tejido vivo es mediante la utilización de una cantidad denominada *efecto biológico relativo* (**RBE**).

El **RBE** de una partícula se define como el cociente entre dos magnitudes dosimétricas, D_{ref} y D , donde D_{ref} es la dosis depositada por una partícula estándar requerida para causar la misma cantidad de daño biológico que la dosis D producida por la partícula bajo consideración [6]. Las partículas estándar corresponden a fotones típicos de 200 keV comúnmente utilizados en técnicas de diagnóstico por imagen. Los rayos-X, rayos gamma y partículas beta (electrones y positrones) presentarán un **RBE** muy cercano a 1,0, dependiendo de la cantidad de energía que posean este tipo de radiaciones. En base al **RBE**, se define una nueva cantidad dosimétrica que toma en consideración la dosis absorbida por los tejidos y el tipo de radiación empleada. Esta cantidad se denomina *dosis equivalente* (H) y se expresa mediante la siguiente ecuación:

$$H = D \cdot \mathbf{RBE} \quad (1.6)$$

donde D es la dosis en grays y **RBE** es el efecto biológico relativo. Su unidad en el Sistema Internacional es el sievert (Sv).

1.2.2.4. Dosis efectiva

Los diferentes daños que puede causar la radiación también dependen del tipo de tejido que atraviesan; de hecho, cantidades iguales de dosis suministradas a distintos órganos producen efectos biológicos muy diferentes. Para tomar en cuenta la radiosensibilidad de los tejidos expuestos se define una nueva cantidad dosimétrica denominada *dosis efectiva*; esta cantidad estima el daño recibido mediante la suma de dosis para los diversos órganos, multiplicado por un factor de peso radiativo (w_i) [24–27].

$$Dosis\ efectiva = \sum_i D_i \cdot w_i \quad (1.7)$$

Los factores w_i son determinados mediante estudios de cohorte, los cuales son realizados por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP). Es importante mencionar que la dosis efectiva no puede ni debe ser utilizada para estimar el riesgo de

un paciente en particular sometido a procedimientos médicos con radiaciones ionizantes [26–28]; únicamente puede utilizarse como un estimador del detrimento radiológico por diferentes situaciones de exposición [6]. La unidad típica para la dosis efectiva es el mSv o el μSv .

1.3. Radioprotección en tomografía computarizada

Siempre ha existido una notable preocupación en cuanto a la dosis de radiación absorbida por pacientes sometidos a tomografías [3]; de hecho, existe una serie de informes en los EE.UU. que estiman datos de mortalidad debido al cáncer basándose en la exposición acumulativa a radiaciones CT [5, 21]. En consecuencia, el estudio de la dosis CT se ha convertido en un tema de gran interés, especialmente para los organismos de radioprotección.

Cuando una dosis de radiación es depositada lentamente en los tejidos del organismo se utiliza el término *dosis crónica*. Por lo general, estas son relativamente bajas y corresponden al régimen estocástico de los efectos de la radiación [7, 27]. Por esta razón resulta imposible establecer una relación directa entre la dosis crónica absorbida y la severidad de una enfermedad por radiación. Sin embargo, se conoce que las exposiciones en el régimen estocástico presentan efectos de carácter acumulativo [7, 27]; esto significa que cualquier individuo que haya recibido una dosis crónica de radiación, acumulará un riesgo de por vida de desarrollar cáncer con el tiempo. Por lo tanto, la probabilidad de que una persona sufra de un cáncer debido a una dosis crónica de radiación dependerá del número de exposiciones y de la magnitud de la dosis absorbida. Las dosis entregadas en tomografía computarizada pertenecen a esta categoría.

El efecto de la radiación ionizante en la materia viva involucra una serie de mecanismos microscópicos, a través de los cuales, se puede provocar cambios genéticos y muerte celular. Estos cambios genéticos se refieren a cualquier tipo de daño en el ADN (ácido desoxirribonucleico) de los cromosomas, los cuales contienen la información fundamental para el desarrollo y funcionamiento de todos los organismos. Cuando las radiaciones ionizantes atraviesan las células de los tejidos 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 del ácido desoxirribonucleico (ADN) [7, 21]. Las principales lesiones que puede producirse son: roturas simples o dobles en los filamentos del ADN, daños en los ácidos nucleicos y enlaces cruzados formados entre distintas moléculas de ADN [7].

1.3.1. Índice de dosis para tomografía computarizada

El *índice de dosis para tomografía computarizada*, CTDI, fue planteado originalmente como una medida experimental para cuantificar la emisión de radiación de un escáner CT al realizar una tomografía compuesta por múltiples cortes [29–31]. Con el pasar de los años, varias modificaciones han sido introducidas a la definición original, con la finalidad de tomar en cuenta las nuevas modalidades de los tomógrafos modernos [2, 3, 28, 32].

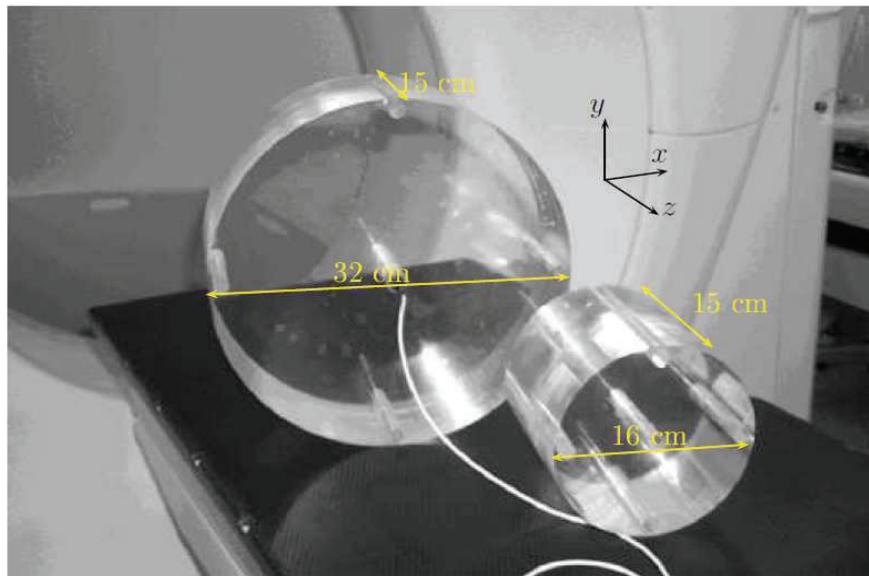


Figura 1.7: Fantomas de cabeza y cuerpo para las mediciones del CTDI con diámetros de 16 *cm* y 32 *cm* respectivamente. **Figura tomada de [6].**

Los conceptos relacionados con el CTDI están muy bien documentados y han sido constantemente evaluados por las instituciones y organizaciones de radioprotección competentes, como por ejemplo, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), la Comisión Electrotécnica Internacional (IEC) y la Agencia Internacional de Energía Atómica (IAEA) [33–35]. Es importante mencionar que el concepto de CTDI fue propuesto y establecido por la Administración de Alimentos y Medicamentos (FDA, por sus siglas en inglés) a finales de los años 70 [36], por lo que cuenta con un registro oficial en el Código de Regulaciones Federales de los Estados Unidos [28, 29, 31].

Las mediciones experimentales del CTDI se llevan a cabo acoplado una cámara de ionización tipo lápiz dentro de un fantoma cilíndrico de polimetil-metacrilato (PMMA), el cual está alineado con el isocentro del tomógrafo. Los fantomas de PMMA utilizados tienen 15 *cm* de longitud con diámetros de 16 *cm* para estudios de cabeza y 32 *cm* para estudios de cuerpo (Figura 1.7); además, cuentan con cinco perforaciones (cuatro

periféricas y una central) en las cuales se inserta la cámara de ionización. El CTDI se mide con la mesa completamente estática mientras el tubo de rayos-X completa un giro alrededor del fantoma; los valores obtenidos dependerán de las condiciones de operación especificadas por el protocolo de adquisición. La unidad típica del CTDI es el gray, sin embargo, en algunas ocasiones se lo normaliza dividiendo para el producto corriente por tiempo de exposición del tubo de rayos-X [4].

1.3.1.1. CTDI_∞ y CTDI₁₀₀

El CTDI_∞ se define como la integral del perfil de dosis sobre un eje paralelo al plano axial del tomógrafo, dividida para el ancho total de irradiación en el isocentro del tomógrafo [2, 3, 28–30, 32]. Su expresión es la siguiente:

$$CTDI_{\infty} = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z)dz \quad (1.8)$$

donde T es el ancho de cada canal de detección activo, N es el número de cortes adquiridos por cada rotación y $D(z)$ es el perfil de dosis a lo largo del eje z . 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. Un esquema representativo de la medición experimental del CTDI_∞ se muestra en la Figura 1.8.

La definición del CTDI_∞, expresada en la Ecuación 1.8, toma en consideración todas las contribuciones al perfil de dosis debido a la radiación dispersa proveniente del medio circundante. Por lo tanto, el CTDI siempre será mayor que la dosis medida para la exposición de una sola sección transversal, tal como se muestra en la Figura 1.8. A pesar de que la definición formal del CTDI_∞ asegura que todo el perfil de dosis sea tomado en consideración, en la práctica resulta imposible realizar la medición, ya que los límites de integración no están definidos. Para resolver este problema la AAPM introdujo el uso de cámaras de ionización con un volumen activo de 3 cm^3 y una longitud activa de 100 mm [29]. Así, se modificó la definición anterior estableciendo límites de integración entre -50 mm y 50 mm :

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} D(z)dz \quad (1.9)$$

En la actualidad el CTDI₁₀₀ es la magnitud derivada del CTDI más utilizada, ya que las cámaras de ionización de uso clínico tienen una longitud sensible de 100 mm [6].

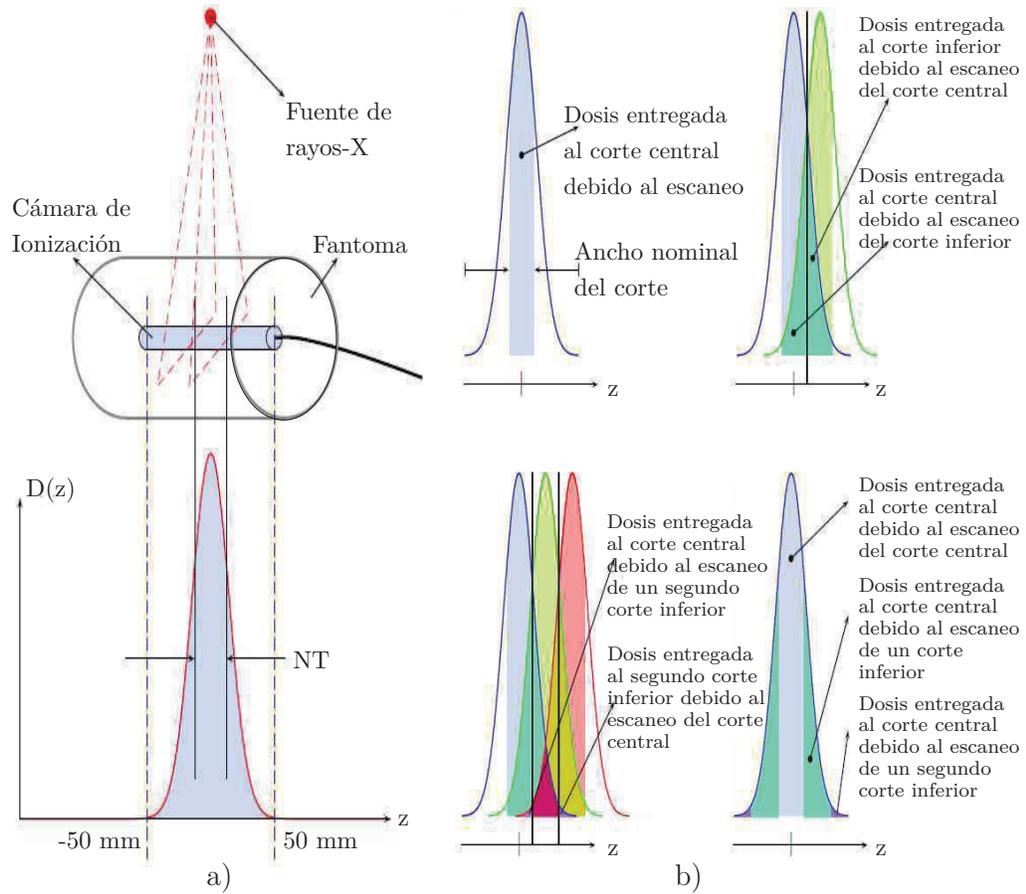


Figura 1.8: Esquema de medición del CTDI y aportes a la dosis debido a los cortes contiguos. a) El fantoma permanece estático mientras la fuente de rayos-X lo orbita e irradia durante un segundo; la cámara de ionización mide la exposición recibida y la transforma en dosis depositada a lo largo del eje z , es decir, la integral del perfil de dosis $\int D(z)dz$. También se muestra el ancho del haz en el isocentro NT . b) Ejemplo de la construcción del CTDI, considerando los aportes dosimétricos de los cortes contiguos. **Figura adaptada de [6].**

1.3.1.2. $CTDI^{pj}$, $CTDI_w$ y $CTDI_{VOL}$

Los fantomas de PMMA cuentan con cinco perforaciones en las cuales se puede insertar una cámara de ionización. El $CTDI^{pj}$ representa el CTDI medido en una posición j específica del fantoma, ya sea en el centro o en la periferia. El subíndice j toma valores de 0, 1, 2, 3 y 4, los cuales corresponden a las posiciones central, anterior, lateral derecha, posterior y lateral izquierda, respectivamente (ver Figura 1.9).

El $CTDI_w$ es un índice que combina todos los valores $CTDI^{pj}$ obtenidos, fue introducido por Leitz en 1995 [2, 28] y está incluido en los protocolos de la Comisión Electrotécnica Internacional [25, 31, 32]. Su expresión es la siguiente:

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \left[CTDI^{p0} + 2 \left(\frac{CTDI^{p1} + CTDI^{p2} + CTDI^{p3} + CTDI^{p4}}{4} \right) \right] \quad (1.10)$$

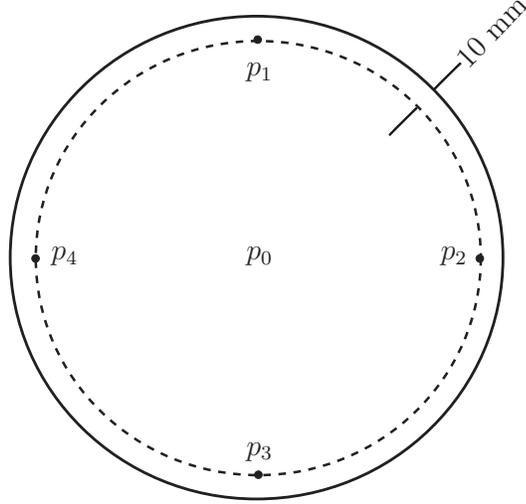


Figura 1.9: Posiciones de la cámara de ionización en los fantomas para la medición del $CTDI_{p_j}$. Figura tomada de [6].

Ahora, para incluir el espaciado entre dos cortes contiguos correspondientes a dos rotaciones del *gantry*, se define el $CTDI_{VOL}$ [25, 31, 32], cuya expresión es:

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (1.11)$$

donde $p = b/NT$ se conoce como el pitch y b es la distancia que avanza la camilla en cada rotación del *gantry*. Esta definición es útil para evaluar la eficiencia en la dosis en función de la “densidad” de irradiación [6].

1.3.1.3. Dose length product (DLP) y dosis efectiva

El DLP se define como el producto entre la longitud total del escaneo y el $CTDI_{VOL}$. Evidentemente el DLP es un indicador más completo que el $CTDI_{VOL}$, ya que refleja la energía total impartida por la tomografía para un examen en particular. Su expresión es la siguiente:

$$DLP = CTDI_{VOL} \cdot L \quad (1.12)$$

donde L es la longitud total de escaneo. Es importante tener en cuenta que la longitud del escaneo es diferente a la longitud de la imagen adquirida.

Conociendo el DLP se puede estimar el valor de la dosis efectiva, esto se lo hace mediante el uso de los *coeficientes* k , los cuales son obtenidos por la Comisión Europea a partir de una gran base de datos que relaciona linealmente el DLP con la dosis efectiva [27, 28, 31].

$$Dosis\ efectiva \approx k \times DLP \quad (1.13)$$

Los coeficientes k dependen de la región anatómica bajo irradiación y del fantoma utilizado. La unidad típica para estos coeficientes es el $mSv \cdot mGy^{-1} \cdot m^{-1}$. Los valores de dosis efectiva estimados con este método concuerdan bastante bien con los valores obtenidos con el método de los factores w , reportando errores que no superan el 15% [27].

1.3.2. Dosimetría en pacientes

Para el caso del CTDI, los indicadores técnicos derivados se encuentran claramente definidos, sus procedimientos de medición son fijos y están prescritos adecuadamente en las disposiciones oficiales emitidas por los organismos de radioprotección. Por el contrario, la situación respecto a las estimaciones de dosis en pacientes es mucho más compleja, especialmente si se toma en consideración la dosis en órganos internos. La complejidad radica principalmente en la gran variación que existe en cuanto al tamaño y la anatomía de los pacientes; lo que se traduce a dosis absorbidas diferentes para cada persona, incluso si los pacientes se encuentran bajo los mismos parámetros de exposición [32]. No obstante, es posible establecer ciertas metodologías que permitan estimar la dosis de radiación absorbida por los pacientes, en particular los valores de dosis en órganos. A continuación se discute algunos de estos métodos.

1.3.2.1. Estimaciones basadas en el CTDI

En 2011, la Asociación Americana de Físicos en Medicina propuso una nueva metodología basada en el CTDI para realizar las estimaciones de dosis en pacientes sometidos a tomografías [32]. Para ello, introdujeron el concepto de estimación de dosis para tamaños específicos, SSDE (Size-Specific Dose Estimates), un indicador dosimétrico derivado del $CTDI_{VOL}$ que toma en consideración las dimensiones de los pacientes mediante el uso de factores de conversión f .

$$SSDE = f \times CTDI_{VOL} \quad (1.14)$$

Los factores de conversión son obtenidos mediante cálculos Monte Carlo (MC) y procedimientos de ajuste, utilizando el diámetro de los pacientes como un parámetro antropométrico. Obviamente, la determinación de los diámetros de los pacientes es un requisito necesario para la aceptación general del concepto del SSDE; es por esta razón que los informes de la AAPM ofrecen cuatro opciones diferentes de diámetros para los pacientes: lateral, anterior-posterior (AP), AP + lateral y el diámetro eficaz [32].

1.3.2.2. Estimación de dosis en órganos basados en cálculos Monte Carlo

El método Monte Carlo puede aplicarse a cualquier tipo de tomógrafo para simular la irradiación sobre un paciente y calcular la dosis en órganos específicos. Para esto se utiliza fantasmas antropomórficos [4, 37, 38]; los cuales, pueden ser construidos de forma completamente matemática, como los proporcionados por el Oak Ridge National Laboratory (ORNL), o pueden desarrollarse a partir de las imágenes CT obtenidas en los estudios tomográficos [37, 39]. Los órganos de interés también pueden definirse utilizando la información de las imágenes tomográficas; sus representaciones como fantasmas voxelizados constituyen la base para los cálculos MC de distribuciones de dosis. Las dosis absorbidas en los órganos internos son calculadas directamente como el valor promedio de las dosis de todos los vóxeles asignados al órgano respectivo [4]. Cabe recalcar que, además de la creación del fantoma, también es importante modelizar la geometría específica del tomógrafo utilizado; solo de esta forma se logra incluir los parámetros del protocolo de adquisición en los cálculos dosimétricos.

El objetivo general de este trabajo es plantear una metodología estándar para el cálculo de las dosis absorbidas por los órganos internos de pacientes sometidos a una tomografía computarizada. La metodología desarrollada se basa en dos técnicas fundamentales: el método Monte Carlo (MC) y el tratamiento de imágenes CT. El método MC permite simular el transporte de la radiación en la materia, lo que posibilita realizar estudios dosimétricos de alta precisión [17]; por otra parte, el tratamiento de imágenes CT proporciona información realista en cuanto a la anatomía del paciente. Gracias a estos dos procedimientos se ha logrado considerar de manera realista las propiedades físicas, estructurales y anatómicas involucradas con esta técnica de diagnóstico.

Actualmente las magnitudes dosimétricas reportadas en las consolas de los tomógrafos, de acuerdo a las exigencias de la IEC, son el $CTDI_{VOL}$ y el DLP [25, 28]; con estas dos cantidades se realizan los cálculos de dosis efectiva para cada estudio. Sin embargo, las estimaciones de dosis de pacientes basadas en el CTDI no pueden considerarse como buenos indicadores dosimétricos, ya que el CTDI únicamente proporciona información relacionada con los parámetros de funcionamiento del escáner [31]. Por lo tanto, es necesario introducir un nuevo indicador que, utilizando información sobre el tamaño del paciente y su anatomía, permita estimar las dosis absorbidas por los órganos del paciente. En este trabajo en particular, se utilizaron simulaciones MC para estimar la dosis absorbida por los pulmones de una paciente sometida a una tomografía computarizada. Los pulmones fueron seleccionados como órganos de estudio debido a su considerable sensibilidad a la radiación [25, 40].

Capítulo 2

Métodos

En las simulaciones MC se utilizó un fantoma voxelizado construido a partir de una imagen tomográfica obtenida en un estudio CT realizado a la paciente, conjuntamente con la modelización de un tomógrafo Brilliance Big Bore (BBB) previamente validada [6]. El tomógrafo modelizado corresponde al escáner Philips BBB perteneciente al Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo de Quito. El código MC empleado en este trabajo fue el GEometry ANd Tracking 4 (GEANT4) [41], específicamente su plataforma de simulación para aplicaciones médicas: GEANT4 Application for Tomographic Emmission (GATE) [42–44]. Las simulaciones se realizaron en el Laboratorio de Modelos Computacionales Avanzados del Departamento de Física de la Escuela Politécnica Nacional.

2.1. Método Monte Carlo para el transporte de la radiación en la materia

En Física Médica el método MC es empleado para modelizar el transporte de la radiación en los tejidos vivos. Con esta técnica estocástica se puede simular las trayectorias de las partículas ionizantes a lo largo de cualquier volumen de interés, mediante el uso las distribuciones de probabilidad que gobiernan las interacciones de la radiación con la materia. El seguimiento de las partículas ionizantes (fotones y electrones) se realiza hasta que su energía sea menor a cierto umbral, o hasta que escapen del volumen de interés. Los procesos físicos llevados a cabo durante el viaje de cada partícula son almacenados en diferentes historias [6, 22]; con la información adquirida de los procesos físicos producidos en un gran número de trayectorias se logra calcular magnitudes físicas de gran interés, como la dosis [6, 22, 43, 45].

M. J. P.

Es importante señalar que los algoritmos utilizados para el transporte de la radiación difieren de acuerdo al tipo de partícula ionizante. Por ejemplo, las historias de los fotones son obtenidas mediante procesos de muestreo detallado, denominados comúnmente como simulaciones análogas [22, 40, 45]; mientras que las historias de los electrones son simuladas utilizando algoritmos de historia condensada [22, 40, 45, 46].

Las simulaciones análogas consisten en tres pasos principales, los cuales se explican a continuación [45]:

1. **Selección de la distancia a la siguiente interacción.** A una distancia r , se evalúa la probabilidad de interacción en el intervalo $[r; r + dr]$ según la distribución:

$$p(r)dr = e^{-\mu r} \mu dr \quad (2.1)$$

donde μ es el coeficiente de atenuación lineal del material. La distancia d que recorre la partícula se asigna aleatoriamente mediante el método de la transformada inversa, en el cual se iguala la probabilidad acumulada a un número aleatorio uniforme, ξ , entre cero y uno:

$$\int_0^d p(r)dr = \xi \Rightarrow d = -\frac{\ln(1 - \xi)}{\mu} \quad (2.2)$$

2. **Transporte de la partícula al lugar de interacción.** Mediante un trazado simple de rayos se lleva a la partícula ionizante al sitio de interacción, tomando en consideración las restricciones geométricas del volumen de interés.
3. **Selección del tipo de interacción.** Cuando la partícula ionizante llega al sitio de interacción se debe escoger el tipo de proceso físico que se llevará a cabo. Cada interacción está caracterizada por su sección eficaz σ_i ; la sección eficaz total estará dada por la suma de todas las interacciones posibles $\sigma = \sum \sigma_i$. Para la selección del proceso se crea un número aleatorio, η , con distribución uniforme entre 0 y 1. El proceso físico con sección eficaz σ_j ocurrirá bajo la condición:

$$\sum_i^{j-1} \sigma_i \leq \eta\sigma \leq \sum_i^j \sigma_i \quad (2.3)$$

Cuando las partículas cargadas atraviesan un material experimentan un gran número de interacciones físicas; esto hace que la simulación explícita del transporte de electrones sea por lo general ineficiente [22]. Para resolver este inconveniente se emplean los algoritmos de historia condensada, los cuales están fundamentados en las teorías de

dispersión múltiple; la gran ventaja de estos algoritmos es que permiten optimizar el tiempo de cómputo manteniendo resultados aceptables [22, 40, 45, 46]. La idea básica de este método consiste en dividir el camino del electrón en una serie de pasos, en los cuales se agrupan los efectos de un gran número de interacciones individuales. Los efectos globales como la pérdida de energía, desplazamiento y cambio de dirección de la partícula cargada se calculan al finalizar cada serie de pasos [7].

2.1.1. Plataforma de simulación GATE

GATE es una plataforma libre de simulación MC para el transporte de partículas con aplicaciones médicas en radiodiagnóstico y radioterapia [42]; fue desarrollada por la colaboración OpenGATE a partir del 2001, lanzando su primera versión en el año 2004. Su creación fue motivada debido a la inexistencia de una herramienta amigable capaz de simular los procesos físicos que ocurren en geometrías complejas, como las que se presentan en los escáneres de tomografía, específicamente en PET y SPECT [42, 43]. En el 2014 se lanzó la versión GATE V7.0, que fue mejorada para permitir la simulación de equipos de radioterapia y tomografía computarizada, así como la posibilidad de dar lectura a imágenes tomográficas para diseñar simulaciones basadas en datos de pacientes reales. La validación de la plataforma de simulación GATE se ha realizado de varias formas, ya sea mediante comparaciones con otros códigos de propósito general, tales como EGS4, MCNP y FLUKA [47, 48], así como mediante comparaciones con resultados experimentales [7, 44, 49, 50].

2.1.1.1. Arquitectura

La arquitectura básica del código GATE se compone de un núcleo Geant4 rodeado por tres capas específicas: *capa core*, *capa de aplicación* y *capa de usuario* [43]. En la capa *core* se definen los elementos básicos de simulación tales como: herramientas para la construcción de la geometría, definición del origen, rastreo de las partículas, configuración de los procesos físicos, gestión del tiempo del reloj virtual y manejo de la visualización. La capa de aplicación utiliza los elementos básicos de la capa *core* para modelizar los objetos y los procesos específicos que se emplearán en los diferentes sistemas (más adelante se definirá el significado de sistemas en GATE). Por último, la capa de usuario proporciona mecanismos sencillos para la configuración de la simulación, utilizando únicamente secuencias de comandos simples sin ningún tipo de codificación en C++. La capa *core* y la capa de aplicación constituyen los niveles de desarrollo, cualquier nueva aplicación que se desee implementar debe adaptarse mediante cambios en estas capas, para lo cual se requiere un conocimiento de programación en C++. Las

simulaciones en GATE se realizan mediante el uso de macros o “scripts” que ejecutan los siguientes pasos [40, 51]:

1. Definición de la geometría del escáner.
2. Introducción de datos para la construcción del fantoma.
3. Selección de los procesos físicos y sus modelos empleados.
4. Configuración del arreglo de detectores.
5. Definición de las fuentes radiativas.
6. Especificación del formato de los datos de salida.
7. Inicialización de la simulación.
8. Adquisición de datos.

2.1.1.2. Sistemas y actores

En GATE, un *sistema* se define como una familia de geometrías compatible con uno o varios formatos de salida de datos. Los sistemas disponibles en GATE son los siguientes: scanner, PETscanner, SPECTHead, cylindricalPET, ecat, CPET, OPET y OpticalSystem. Cada sistema presenta un número específico de niveles³ con una organización jerárquica fija y un formato de salida de datos determinado [40]; por este motivo es importante definir con qué familia de geometrías se trabajará en la simulación, ya que el manejo de datos varía dependiendo del tipo de sistema seleccionado. Sin embargo, existe la posibilidad de realizar simulaciones de ciertos procesos físicos sin la necesidad de escoger algún tipo de sistema predefinido.

Para aplicaciones en radioterapia y radiodiagnóstico se ha desarrollado ciertas herramientas que permiten recolectar información durante el proceso de simulación, dichas herramientas se denominan *actores* [40, 43]. En GATE, los actores son utilizados para almacenar información relacionada con las interacciones que sufre una partícula al atravesar un material. Con dicha información se puede calcular cantidades físicas de interés [43], tales como, la energía depositada, el número de partículas creadas en un volumen, la dosis absorbida, etc. La lista de actores disponibles en GATE V7.0 es la siguiente: simulation statistic, electromagnetic (EM) properties, dose measurement,

³Cada nivel tiene asignado una geometría de volumen físico que estará dentro de un volumen superior.

kill track, stop on script, track length, energy spectrum, production and stopping particle position, secondary production, delta kinetic energy, number of particles entering volume, Q-value, CrossSectionProductionActor y WashOutActor [51].

El manejo del tiempo y movimientos en GATE es diferente en comparación con otros códigos MC. La sincronización de las fuentes de radiación con los movimientos de las distintas geometrías permite simular condiciones de adquisición reales, en las cuales se puede incluir la rotación del escáner o los cambios en la actividad de las fuentes [6]. No obstante, el núcleo GEANT4 requiere que la geometría permanezca estática durante el proceso de simulación, por lo cual es necesario realizar una discretización del movimiento. En otras palabras, las simulaciones en GATE deben llevarse a cabo utilizando una serie de pasos o movimientos discretos que se aproximen al movimiento continuo real. El usuario define los intervalos de tiempo en los cuales la geometría de simulación permanecerá estática. Adicionalmente, se debe definir el número total de historias con las que se trabajará, para ello se debe determinar el número de partículas que producirá de la fuente (tasa de creación de partículas) junto al tiempo total de adquisición [6].

2.2. Procesamiento de imágenes tomográficas

Todos los escáneres CT almacenan las imágenes tomográficas adquiridas en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) [7, 11], el cual fue introducido con la finalidad de establecer estándares de comunicación en Física Médica [52]. De esta forma se puede compartir las imágenes CT entre una gran variedad de programas computacionales, así como realizar comparaciones con otros métodos de diagnóstico por imagen [7, 11]. Sin embargo, GATE V7.0 puede leer únicamente archivos de imágenes tomográficas si estos se encuentran en formato ASCII, MetaImage, Analyze o Interfile [40, 51], por lo que fue necesario realizar un procesamiento previo a todas las imágenes DICOM obtenidas del tomógrafo.

2.2.1. Lectura, recorte y segmentación de imágenes DICOM

Una imagen DICOM es una matriz bidimensional $m \times n$ que representa una sección axial específica de la anatomía de un paciente; cada entrada de la matriz corresponde a un píxel que a su vez tiene asignado un número CT o unidad Hounsfield [7, 53, 54]. Para dar lectura y procesamiento a las imágenes DICOM existe una gran variedad de programas computacionales. En este trabajo se utilizó el *software* MATLAB (MATrix

LABoratory) [55] para realizar las operaciones geométricas necesarias a las imágenes DICOM disponibles. Antes de procesar las imágenes en MATLAB estas se analizaron con la ayuda de los programas VV [56], ImageJ [57] y 3DSlicer [58, 59], con el fin de seleccionar los cortes de interés para la creación del fantoma.

Una de las razones principales para haber utilizado el software MATLAB es su extensa librería, la cual permite la manipulación y modificación de imágenes en formato DICOM [53]. Además, el conjunto de herramientas y aplicaciones que posee este software permiten integrar procesamiento, visualización y programación en un solo ambiente, lo que posibilita elaborar soluciones a una gran variedad de problemas informáticos, especialmente aquellos que se representan mediante matrices [53].

Las operaciones geométricas elementales que se pueden realizar a las imágenes tomográficas son: aumento (*zoom*), traslación, rotación, recorte y segmentación [53]. Siendo estas dos últimas las operaciones que se aplicaron en la imagen tomográfica bajo estudio. La tomografía utilizada constó de 78 imágenes DICOM, cada una de ellas con 512×512 píxeles; los niveles de gris y las coordenadas de cada píxel se observaron mediante la utilización de las herramientas de visualización de MATLAB, tal y como se muestra en la Figura 2.1. Es importante mencionar que los niveles de gris observados en las imágenes DICOM no coincidieron con las unidades Hounsfield esperadas; de hecho sus valores fueron mucho más altos, mostrando un rango de gris entre 0 y 4095, el cual es muy diferente al rango de la escala CT que comprende valores entre -1024 y 3071 [16]. No obstante, esta diferencia se debió a que el software MATLAB siempre realiza una traslación en la escala CT, de manera que todos los niveles de gris sean mayores o iguales a cero; por lo tanto, existe una relación lineal directa entre los niveles de gris y las unidades Hounsfield teóricas esperadas.

El recorte y la segmentación son procesos geométricos que se utilizan para subdividir una imagen tomográfica en una o varias regiones anatómicas de interés. El grado de estas subdivisiones depende del tipo de problema y de la solución que se desee plantear. Tanto la segmentación como el recorte deben detenerse cuando los objetos de interés han sido completamente aislados. Los criterios empleados para estos procedimientos generalmente se basan en los valores de intensidad de los niveles de gris (unidades Hounsfield), de acuerdo a esto se dividen en dos enfoques [53]: discontinuidad y similitud. El primer enfoque se centra en discriminar objetos de la imagen tomográfica basándose en los cambios abruptos de intensidad, como por ejemplo, las fronteras entre dos estructuras anatómicas diferentes. El segundo enfoque, por el contrario, consiste en subdividir a la imagen CT en varias regiones u objetos con valores de intensidad

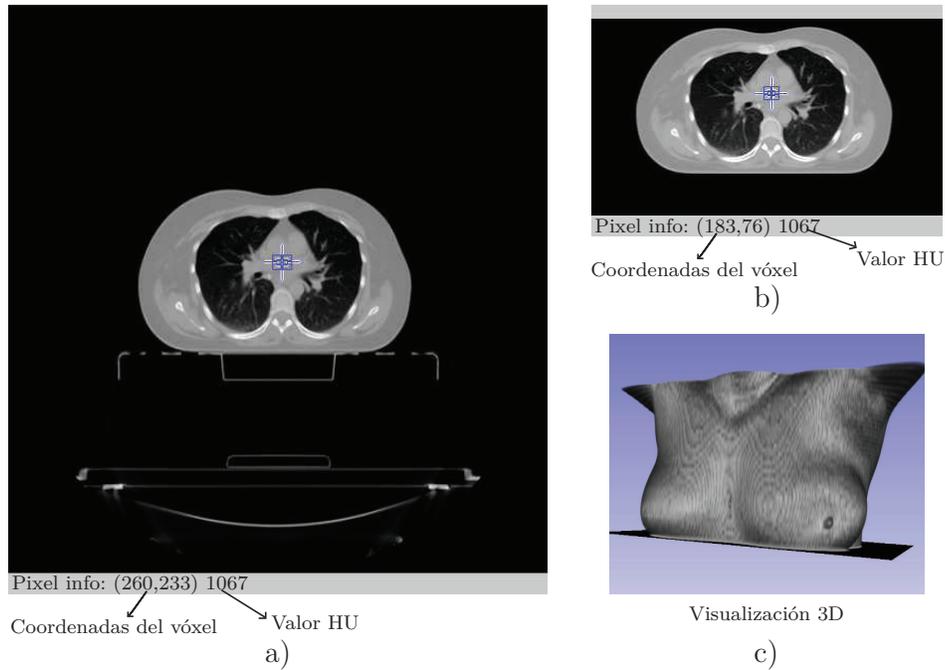


Figura 2.1: Visualización de la imagen tomográfica en MATLAB y 3DSlicer. a) Corte central de la imagen tomográfica original, de 512×512 píxeles, visualizado en el software MATLAB. MATLAB traslada 1024 unidades a todos los valores HU de la imagen, de tal forma que la escala CT sea siempre positiva. b) Corte central de la imagen tomográfica modificada (fantoma), de 358×198 píxeles, visualizado en el software MATLAB. Los valores HU de los vóxeles que rodearon el cuerpo de la paciente fueron reducidos a un valor de cero (aire). c) Visualización del fantoma voxelizado en el programa 3DSlicer.

relativamente similares, basándose en un conjunto de criterios de similitud previamente determinado. En esta investigación se utilizó ambos enfoques, implementando un algoritmo muy sencillo desarrollado en MATLAB (ver Anexo A), este algoritmo tuvo como objetivo principal descartar cualquier vóxel o valor HU (dependiendo del caso) fuera de la anatomía del paciente.

Para realizar el recorte de la imagen tomográfica se buscó los límites máximos de área en cada sección transversal, procurando que todas las estructuras anatómicas de interés queden incluidas en la imagen. Todos los elementos que se encontraron por fuera de estos límites fueron eliminados; adicionalmente, el proceso de segmentación eliminó todos los niveles de gris que se encontraron por fuera del cuerpo de la paciente. Es así que, de un conjunto de 78 imágenes DICOM con 512×512 píxeles, se terminó con 43 imágenes de 358×198 píxeles cada una (ver Figura 2.1). En otras palabras, a partir de la imagen tomográfica original se construyó una nueva imagen CT (fantoma voxelizado) de dimensiones rectangulares, en la cual únicamente existió información concerniente a

la anatomía de la paciente. Para realizar estos procedimientos se utilizaron simultáneamente varios programas computacionales: MATLAB, VV, 3DSlicer e ImageJ [55–59]. Una descripción más detallada del proceso de construcción e implementación del fantoma puede verse en el Capítulo 3.

2.2.2. Importación de la imagen tomográfica en GATE

A partir de una imagen tomográfica simple se puede construir un gran número de nuevas imágenes CT, las cuales pueden ser utilizadas como fantomas voxelizados para diferentes estudios. El propósito principal de la construcción de fantomas voxelizados es utilizarlos como mapas de atenuación antropomórfica no homogénea, de esta forma, al implementarlos en las simulaciones se consigue reproducir las adquisiciones de una forma muy realista [51]. La plataforma de simulación GATE tiene la capacidad de dar lectura a todos fantomas voxelizados construidos a partir de datos clínicos reales, siempre y cuando se le provea de un archivo de texto para la descripción de los materiales y de una imagen tridimensional almacenada en uno de los siguientes formatos: ASCII, Interfile, Analyze o MetaImage [40, 51]. El archivo de texto debe proporcionar el número de subdivisiones⁴ del fantoma, definir los intervalos HU asociados a cada subdivisión y adjuntarlos con el nombre del material correlacionado.

Para importar el fantoma digital a una geometría voxelizada en GATE, se necesita de un método conveniente que permita describir múltiples volúmenes dentro de otro volumen más grande [51]. Obviamente, esta descripción puede ocasionar un problema de consumo de memoria y, por lo tanto, afectar la eficiencia del algoritmo de seguimiento. Para reducir el consumo de memoria y mejorar el tiempo de cómputo durante la simulación, a menudo se emplean métodos de parametrización de volumen (derivados del Geant4) junto con sus correspondientes algoritmos de navegación. A continuación se explica los tres métodos de parametrización que se pueden emplear en GATE.

2.2.2.1. Método de parametrización volumétrica regular (PV)

Con el método PV, cada vóxel rectangular del fantoma es representado por un mismo volumen. En un tiempo dado, existe un solo volumen efectivo rodeado por seis volúmenes vecinos cuyas dimensiones, ubicación y composición cambian dinámicamente [51]. El navegador regular utiliza el algoritmo de búsqueda para encontrar únicamente a los vecinos del vóxel efectivo, lo que reduce drásticamente el tiempo de búsqueda (ver

⁴El número de subdivisiones indican la cantidad de materiales diferentes que se encuentran dentro del fantoma

Figura 2.2 a). El algoritmo de navegación PV realiza una rápida identificación de los vóxeles vecinos, sin una gran sobrecarga de la memoria; esto constituye la principal fuente de la aceleración del algoritmo de navegación regular [51]. Además, los límites entre vóxeles que comparten el mismo material pueden ser ignorados. Con este método, la geometría del fantoma solo limitaría el algoritmo de seguimiento cuando se alcanzan las fronteras entre vóxeles pertenecientes a diferentes materiales, proporcionando una reducción significativa en el número de etapas de propagación. Sin embargo, esta parametrización depende fuertemente del número de vóxeles diferentes presentes en el fantoma, por lo tanto, a mayor número de materiales menor será la velocidad de simulación. En conclusión, el tiempo de simulación ahorrado mediante la parametrización regular depende directamente del número de vóxeles y del número de diferentes materiales contenidos en el fantoma.

2.2.2.2. Método de parametrización volumétrica anidada (NPV)

El método NPV se fundamenta en el enfoque de parametrización PV. Este método permite almacenar en la memoria una sola representación vóxel, la cual, cambiará dinámicamente su ubicación y composición en el tiempo de ejecución durante la navegación [51]. La representación anidada divide el volumen del fantoma a lo largo de las tres direcciones principales, lo que facilita el hallazgo de los vóxeles vecinos. El método NPV supone que la geometría tridimensional es regular, lo que implica que todos los vóxeles del fantoma tienen la misma forma y tamaño, pero, sus materiales varían de acuerdo a la posición. El uso de la representación anidada divide a los fantomas en varios volúmenes de composición homogénea, los cuales son paralelepípedos de dimensiones variables (ver Figura 2.2 b). El principal inconveniente con este método es que las todas partículas se ven obligadas a detenerse en las fronteras de los paralelepípedos, generando un paso adicional y costo en el tiempo de simulación, incluso si los paralelepípedos vecinos comparten el mismo contenido.

2.2.2.3. Método de parametrización volumétrica regionalizada (RV)

Este método de parametrización se basa en la construcción de un volumen implícito asociado directamente con el fantoma voxelizado. Para esto, se realiza un proceso de segmentación al fantoma con la finalidad de subdividirlo en múltiples regiones homogéneas. Con la información adquirida se construye un nuevo volumen, denominado como volumen segmentado o imagen RV (ver Figura 2.2 c), acoplado con un procedimiento de segmentación adaptado y un mapa de distancias, lo que permite minimizar

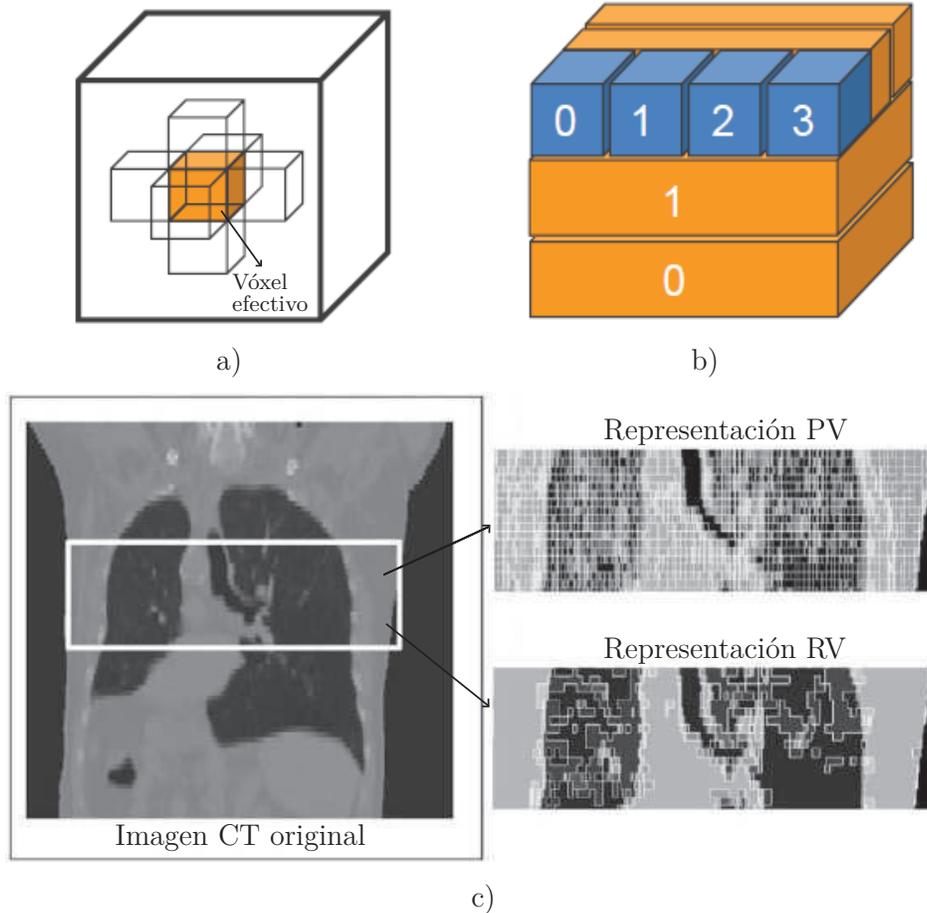


Figura 2.2: Métodos de parametrización volumétrica implementados en GATE. a) Método de parametrización volumétrica regular (PV): un vóxel efectivo rodeado de seis vóxeles vecinos. b) Método de parametrización volumétrica anidad (NPV): el volumen del fantoma es dividido en varios volúmenes de composición homogénea y dimensiones variables. c) Comparación entre el método de parametrización PV y el método de parametrización volumétrica regionalizada (RV). El número de fronteras se reduce drásticamente con la parametrización RV. **Figura adaptada de [60].**

el número de fronteras durante la simulación [51]. En otras palabras, la imagen voxelizada original es asociada con el nuevo volumen segmentado, de manera que todos los algoritmos de seguimiento se llevan a cabo en la imagen RV. El método RV permite reducir el tiempo cómputo hasta un factor de 15, manteniendo el consumo de memoria bajo, sin ninguna modificación en el gestor de transporte [51]. Al igual que con otros métodos, la aceleración está relacionada con la complejidad de la geometría y el número de diferentes materiales utilizados. Su principal ventaja es la optimización del número de pasos, eliminando todos los pasos adicionales innecesarios entre vóxeles adyacentes que comparten un mismo material. Sin embargo, el costo de cada paso se incrementa si el número de pasos no se logra reducir lo suficiente; esto ocurre generalmente cuando

existe una gran cantidad de fronteras entre materiales. El método de parametrización RV es utilizado especialmente para el cálculo de dosis en imágenes CT [51].

2.2.2.4. Descriptores de conversión para la definición de los materiales

Para llevar a cabo las simulaciones en GATE se requiere de algunos archivos de texto adicionales que permitan identificar y describir los diferentes tipos de tejidos o compuestos que se encuentran presentes en el fantoma. Dichos archivos deben proporcionar la información necesaria que posibilite la conversión de los valores HU de los vóxeles (niveles de gris) en diferentes tipos de materiales, de acuerdo a un criterio de conversión fundamentado en los valores HU de la escala Hounsfield. Este proceso siempre se realiza de la misma forma y es independiente del algoritmo de navegación seleccionado [51].

Tejido	ρ $g\ cm^{-3}$	Fracción de masa f								
		H	C	N	O	P	Ca	Na	Fe	Otros
Músculo	1.05	0.102	0.143	0.034	0.710	0.002	—	0.001	—	0.008
Pulmón	0.26	0.103	0.105	0.031	0.749	0.002	—	0.002	—	0.008
H. espinal	1.42	0.063	0.261	0.039	0.436	0.061	0.133	0.001	—	0.006
Costilla	1.92	0.034	0.155	0.042	0.435	0.103	0.225	0.001	—	0.005
T. adiposo	0.92	0.120	0.640	0.008	0.229	0.002	0.001	—	—	—
Sangre	1.06	0.102	0.110	0.033	0.745	0.001	—	0.001	0.001	0.007
Corazón	1.05	0.104	0.139	0.029	0.718	0.002	—	0.001	—	0.007
Riñón	1.05	0.103	0.132	0.030	0.724	0.002	0.001	0.002	—	0.006
Hígado	1.06	0.102	0.139	0.030	0.716	0.003	—	0.002	—	0.008

Tabla 2.1: Descripción de varios tejidos vivos de acuerdo a la base de datos de materiales proporcionada por la colaboración OpenGate. En esta base de datos se muestra la densidad y la composición relativa de los materiales, dado por la fracción de masa. La columna “otros” es una combinación de elementos Mg, S, Cl y K, dependiendo de cada tejido

Las propiedades de los tejidos y compuestos utilizados en GATE están definidas en una base de datos almacenada en un archivo llamado *GateMaterials.db*; este documento contiene toda la información requerida para asignar las propiedades nucleares de los conjuntos de datos de Geant4, y es fácilmente modificable por el usuario [40, 51]. La colaboración OpenGate suministra una lista bastante extensa de materiales en este archivo, dividiéndolos en dos estructuras Geant4: *elementos* y *materiales*. Estas dos estructuras se utilizan para definir las propiedades físicas de los átomos, moléculas y

compuestos que se encuentran en el interior del fantoma; algunos de estos materiales se muestran en la Tabla 2.1.

Los *elementos* son los componentes básicos de todos los materiales utilizados en las simulaciones GATE; se definen de forma similar que en la tabla periódica, tomando en consideración cuatro parámetros importantes: nombre, símbolo, número atómico y masa molar. Los *materiales*, por otra parte, son estructuras que GATE utiliza para simular todas las interacciones que experimentan las partículas; se definen como combinaciones de varios elementos, utilizando cuatro parámetros adicionales: nombre, densidad, elementos constituyentes y composición relativa. La composición de elementos dentro de un material puede definirse de dos maneras diferentes, dependiendo del tipo de material. Por ejemplo, si el material es un compuesto químico, sus cantidades relativas de elementos se especifican por el número de átomos en la fórmula química. Por el contrario, si el material se describe mejor como una mezcla, las combinaciones relativas de los elementos estarán dadas por la fracción de masa.

11		
-1050	-950	Aire ₀
-950	-852	Pulmón ₁
-852	-755	Pulmón ₂
-755	-658	Pulmón ₃
-658	-561	Pulmón ₄
-561	-464	Pulmón ₅
-464	-367	Pulmón ₆
-367	-270	Pulmón ₇
-270	-173	Pulmón ₈
-173	-120	Pulmón ₉
-120	-82	AT_AG_SI ₁₀

Tabla 2.2: Modelo de un descriptor de conversión de valores HU a materiales. Este descriptor fue aplicado en este estudio para la definición del tejido pulmonar.

Existe la posibilidad de usar varias bases de datos de materiales. Si un material se encuentra definido en varias bases de datos, GATE seleccionará el material perteneciente a la última base de datos establecida [51]. Cuando se hayan definido todas las bases de datos que se utilizarán en la simulación, GATE hará uso del archivo de texto que convierte los valores HU del fantoma en sus correspondientes materiales. Este archivo de texto se denomina como *descriptor de conversión de valores HU a materiales* y su

principal función es determinar apropiadamente las propiedades físicas de los materiales asignados a cada valor de vóxel. Los descriptores de conversión constan de varias líneas de texto: la primera línea define el número de subdivisiones que se utilizarán en el fantoma (número de materiales diferentes), las líneas siguientes establecen los intervalos HU que se asociarán a cada subdivisión con su correspondiente material o tejido. En la Tabla 2.2 se muestra un ejemplo de un descriptor de conversión simple.

2.3. Cálculo de la dosis en pulmones

2.3.1. Descripción del tomógrafo BBB

El escáner CT Brilliance Big Bore que posee el Departamento de Radioterapia del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito es un tomógrafo de tercera generación, trabaja bajo la modalidad de multidetección, y puede utilizarse tanto para el diagnóstico médico como para el proceso de simulación en los tratamientos por radioterapia. En la Tabla 2.3 se resume las principales características del tomógrafo BBB; las mismas que se utilizaron para el proceso de modelización de la geometría del tomógrafo en GATE.

Dimensiones de la camilla (longitud y ancho)	$2430 \times 410 \text{ mm}^2$	Material de la camilla	Fibra de carbono
Distancia de la fuente a los detectores	1183 mm	Distancia de la fuente al isocentro	645 mm
Diámetro de apertura	850 mm	KVp	{90, 120, 140}
Número de detectores en el eje longitudinal (canales de detección)	24	Número de detectores por canal en el eje transversal	816
Tiempos de rotación del gantry	{0.44, 0.5, 0.75, 1, 1.5, 2} s	Pitches disponibles	{0.40–17.0}
Longitud de los canales	$16 \times 0,75 \text{ mm} + 8 \times 1,5 \text{ mm}$		
Miliamperaje	{20 – 400} en pasos de 1 mA		

Tabla 2.3: Características geométricas del tomógrafo Brilliance Big Bore [61]

Tomando en cuenta las características geométricas del tomógrafo se plantean diferentes protocolos de operación para la adquisición de imágenes CT. Estos protocolos dependen de varios parámetros adicionales, entre los cuales se encuentran las características anatómicas de los pacientes, tales como, peso, altura, edad, etc. Los protocolos utilizados con el tomógrafo BBB del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito se detallan en la Tabla 2.4. Para cada protocolo se utilizó una notación corta, definida en un trabajo anterior [6]: Γ_i con $i = 1, \dots, 12$.

Protocolo	Descripción	Fantoma	kVp	Número de canales (N)	Ancho de cada canal (T)	mAs
Γ_1	Tórax niño	Body	90	16	0.75	100
Γ_2	Tórax niño	Body	90	4	3	200
Γ_3	Tórax niño	Body	120	16	1.5	150
Γ_4	Tórax adulto y niño	Body	120	16	1.5	200
Γ_5	Tórax adulto	Body	120	4	3	250
Γ_6	Tórax adulto obeso	Body	120	4	3	300
Γ_7	Tórax adulto delgado	Body	140	16	0.75	100
Γ_8	Tórax adulto	Body	140	16	0.75	200
Γ_9	Tórax adulto obeso	Body	140	16	1.5	250
Γ_{10}	Cabeza niño	Head	90	16	0.75	100
Γ_{11}	Cabeza niño	Head	120	16	1.5	100
Γ_{12}	Cabeza adulto	Head	120	4	3	200

Tabla 2.4: Protocolos de adquisición comunes para exámenes CT con el tomógrafo Brilliance Big Bore del Hospital SOLCA Núcleo Quito. [6]

2.3.2. Descripción de la imagen tomográfica

La imagen CT 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, para la construcción del fantoma únicamente se utilizaron 43 cortes de 358×198 píxeles cada uno. En la Tabla 2.5 se muestra las principales características de la imagen tomográfica; esta información fue muy importante para el proceso de modelización de la geometría del fantoma.

Tipo de examen: MAMA / Onco Tórax			
Información general del paciente		Género	Femenino
		Edad	42 años
		Peso	71 kilos
Parámetros de adquisición		Características de la imagen	
Kilovoltaje pico	120 kV	Tamaño del corte	$700 \times 700 \text{ mm}^2$
Miliamperaje	$193.63 \pm 32.59 \text{ mA}$	Píxeles por corte	512×512
Tiempo de rotación	1 segundo	Ancho del corte	5 mm
Pitch	0.69	$\text{CTDI}_{VOL} (mGy)$	8.33 ± 1.40

Tabla 2.5: Información del paciente, parámetros de operación y características principales de la imagen tomográfica adquirida. Las dimensiones de los vóxeles se obtuvieron al dividir el tamaño del corte para el número de píxeles, considerando el ancho de cada corte: $1.3671875 \times 1.3671875 \times 5 \text{ mm}^3$

Los parámetros de simulación que se utilizaron en el cálculo de dosis fueron seleccionados mediante una comparación entre las características de la imagen CT (Tabla 2.5)

y los protocolos de operación (Tabla 2.4); de esta manera se pudo reproducir, de forma realista, las condiciones de irradiación a las que fue sometida la paciente. El protocolo de irradiación que se ajustó a las características de la imagen CT fue el protocolo Γ_4 para exámenes de tórax en adultos y niños. Las simulaciones para el cálculo de dosis en pulmones se configuraron en base a este protocolo.

2.3.3. Simulaciones Monte Carlo

Las simulaciones Monte Carlo en GATE se llevaron a cabo mediante el uso de un conjunto organizado de *scripts*, los cuales, almacenaron una serie de códigos de programación que permitieron modelizar los componentes principales del tomógrafo e importar la geometría del fantoma voxelizado. Los archivos necesarios para la simulación del protocolo de adquisición Γ_4 se almacenaron en tres directorios diferentes: *data*, *mac* y *output*. En el directorio *data* se almacenaron los archivos y *scripts* que contenían información relevante para el proceso de simulación: bases de datos de materiales, descriptores de conversión, tablas de densidades, *scripts* para la modelización de la fuente de rayos-X y el fantoma voxelizado (archivo cabecera en formato MetaImage sumado a una imagen *raw*). En el directorio *mac*, por otra parte, se albergaron los *scripts* correspondientes a la definición de la geometría de simulación, los procesos físicos y la visualización. Finalmente, en el directorio *output* se almacenaron los archivos de texto resultantes del proceso de simulación. Los *scripts* desarrollados para este trabajo, junto con las bases de datos y los descriptores de conversión, se muestran en los Anexos B, C, D y E.

El esquema general de programación que siguen los *scripts* se fundamenta en los pasos descritos en la Sección 2.1.1.1:

1. Determinación de las opciones de visualización de la geometría.
2. Definición de la composición elemental de los materiales que serán utilizados en la geometría.
3. Creación de las bases de datos de materiales y los traductores de Unidades Hounsfield.
4. Creación e importación de las componentes geométricas: fantoma voxelizado, mesa, colimadores, 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, con la tasa de creación de fotones, el espectro de rayos-X y la forma de la fuente.
8. Selección del generador de números aleatorios (MersenneTwister).
9. Determinación del tiempo de radiación.
10. Ejecución de la simulación y adquisición de datos.

2.3.3.1. Modelización de los componentes principales de la geometría

Uno de los primeros elementos geométricos en modelizarse fue el fantoma voxelizado; sus materiales constituyentes y propiedades físicas se determinaron utilizando la información presente en las bases de datos de materiales y en el descriptor de conversión. El fantoma fue ubicado de modo que su isocentro coincidiera con el origen del sistema de coordenadas del tomógrafo; adicionalmente, se le adjudicó un movimiento orbital sobre su eje longitudinal con una velocidad angular de 360° por segundo.

A pesar de que en una tomografía real el tubo de rayos-X realiza un giro helicoidal de 360° mientras que el paciente y la camilla se mueven longitudinalmente, en las simulaciones GATE se optó por hacer girar al fantoma y a la camilla sobre el eje longitudinal del tomógrafo, mientras que la fuente de rayos-X y los otros componentes del escáner CT permanecieron inmóviles [6]. La camilla fue modelizada según la información de la Tabla 2.3, su composición fue de Carbono con una densidad de $1,75 \text{ g/cm}^3$. La camilla fue colocada en la posición $(0, -112,90625, 0) \text{ mm}$ con respecto al origen del sistema de coordenadas; además, se le otorgó un movimiento orbital alrededor del eje longitudinal del tomógrafo con una velocidad angular de 360° por segundo.

Para modelizar los colimadores se crearon dos placas paralelas al plano xz del tomógrafo, situadas a 200 mm por debajo de la fuente de radiación. Las posiciones de cada colimador fueron $(0, 445, 253,7209302326) \text{ mm}$ y $(0, 445, -253,7209302326) \text{ mm}$ respectivamente; la separación entre los colimadores determinó el ancho nominal del haz en el isocentro (NT). A cada uno de los colimadores se les atribuyó un KillActor, el cual elimina de la simulación cualquier partícula que ingrese en estos volúmenes [6].

2.3.3.2. Simulación del espectro de rayos-X

En este trabajo se utilizó un espectro de radiación obtenido con el programa de acceso libre SRS-78; el cual fue empleado en trabajos anteriores para simular el espectro de radiación correspondiente al kilovoltaje del protocolo de operación Γ_4 (120 kVp) [6, 62]. Este programa simula los espectros de rayos-X basándose en varios parámetros

de entrada: kilovoltaje, filtración interna, material y ángulo del ánodo. Por lo general, los ánodos de los tomógrafos tienen una composición de Tungsteno y el haz de radiación tiene una filtración interna inherente de $0,32 \text{ mm}$ de Aluminio [44]. Sin embargo, el ángulo del ánodo (α) del tomógrafo BBB es propiedad intelectual del fabricante, por lo que no es posible conocer su valor. No obstante, la literatura menciona que en un equipo de tomografía típico, el ángulo del ánodo oscila entre 6° y 22° [6].

El programa SRS-78 simula la tasa de fluencia del espectro del haz de rayos-X (n). Provee el número de fotones (N) por mm^2 por segundo y por miliamperio, a una distancia $h = 750 \text{ mm}$ de la fuente, con un rango de energías de $[E, E + \Delta E]$, donde $\Delta E = 0,5 \text{ keV}$ aunque se puede aumentar hasta $\Delta E = 5 \text{ keV}$ [6].

$$n(E) = \frac{N(E)}{\text{mm}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{mA}} \quad (2.4)$$

Para implementar el espectro de radiación en la simulación GATE se requiere de un proceso de normalización:

$$N_{GATE}(E) = \frac{n(E)}{n_{tot}} \quad (2.5)$$

donde $n_{tot} = \int_E n(E)dE$ es la tasa de fluencia total de los fotones emitidos por la fuente.

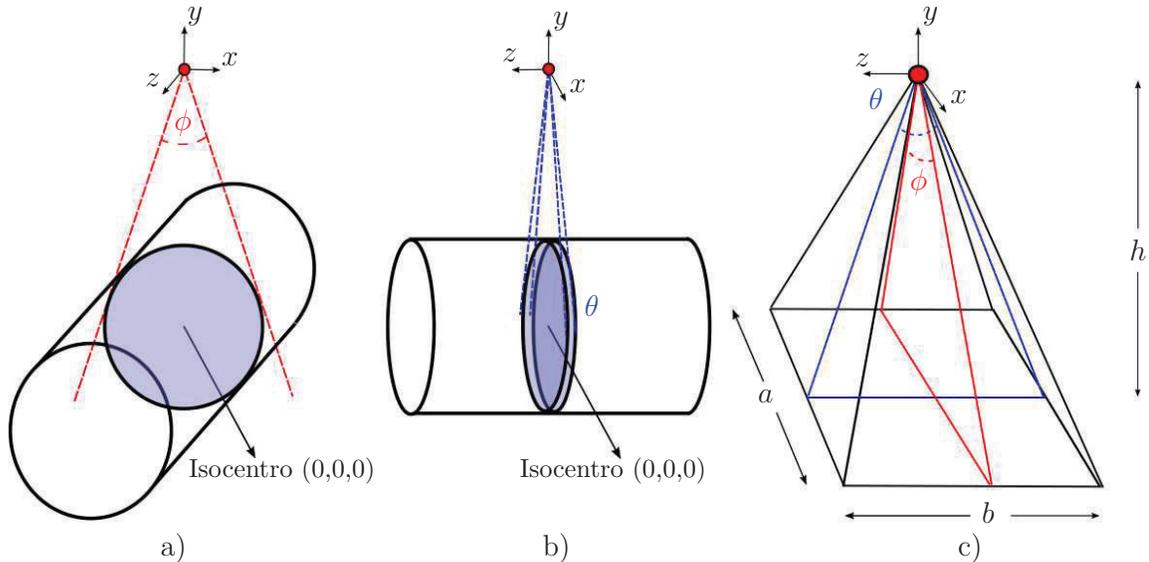


Figura 2.3: Definición de los ángulos θ y ϕ para la determinación del área de irradiación A . a) Definición del ángulo ϕ en el sistema de referencia del tomógrafo. b) Definición del ángulo θ en el sistema de referencia del tomógrafo. c) Definición del área de irradiación, A , ubicada a 750 mm de la fuente. **Figura tomada de [6].**

Los ángulos de emisión de la fuente, ingresados en GATE (ver Figura 2.3), se definieron considerando que el tomógrafo BBB presenta una amplia apertura de radiación.

El ángulo de emisión en el plano axial (ϕ) debe ser lo suficientemente grande para cubrir los 816 detectores, mientras que la magnitud del ángulo de emisión en el eje longitudinal (θ) debe ser tal que cubra todo el ancho nominal máximo de operación ($NT_{max} = 24 \text{ mm}$) en el isocentro [6]:

$$\phi = 55^\circ \quad \theta = 2 \arctan\left(\frac{NT_{max}}{2d}\right) = 2 \arctan\left(\frac{24}{2 \times 645}\right) \approx 2,1317^\circ \quad (2.6)$$

donde $d = 645 \text{ mm}$ es la distancia de la fuente al isocentro. Para ingresar estos valores de ángulos en los *scripts* de GATE se debe tomar en cuenta que $\phi = \phi_{max} - \phi_{min}$ con $\phi_{min} = 62,5^\circ$ y $\phi_{max} = 117,5^\circ$. De manera similar $\theta = \theta_{max} - \theta_{min}$ con $\theta_{min} = 88,93^\circ$ y $\theta_{max} = 91,07^\circ$

Para calcular la tasa de creación de los fotones que emite el tubo de rayos-X se debe conocer el área de incidencia A , la cual está ubicada a 750 mm de la fuente. Esta área de incidencia depende de los ángulos de emisión ϕ y θ (ver Figura 2.3) y se expresa mediante la siguiente ecuación:

$$A = a \times b = 4h^2 \tan\left(\frac{\theta}{2}\right) \tan\left(\frac{\phi}{2}\right) \quad (2.7)$$

Cuando los ángulos de emisión de la Ecuación 2.6 se reemplazan en la Ecuación 2.7 se consigue calcular el área A :

$$A = 21791,1789 \text{ mm}^2 \quad (2.8)$$

Esta información posibilita conocer la tasa de creación de las partículas (\dot{r}) de la fuente:

$$\dot{r} = I \times A \times \int_E n(E) dE = I \times A \times n_{tot} \quad (2.9)$$

donde I es la corriente del tubo de rayos-X en miliamperios.

Es importante mencionar que el ángulo del ánodo, α , produce ciertos efectos sobre las dosis entregadas a los pacientes. Cuando la energía de los electrones incidentes en el ánodo es del orden de 10^2 keV , los fotones emitidos por Bremsstrahlung se distribuyen aproximadamente igual en todas las direcciones [8]. De todos estos fotones solo se utilizan aquellos que fueron emitidos con ángulos cercanos a 90° respecto a la dirección de incidencia; la cantidad de fotones absorbidos por el ánodo disminuye conforme el ángulo α aumenta [6, 8]. De aquí se concluye que, el número de fotones útiles producidos por la fuente de rayos-X aumenta para ángulos mayores y, como consecuencia, la dosis recibida por los pacientes también aumenta.

2.3.3.3. Modelización del filtro Bow-Tie

Es bien conocido que el diseño de la geometría y la composición material de los filtros *bow-tie* son propiedad intelectual de los fabricantes de los tomógrafos. Por lo tanto, no se puede encontrar información en la literatura que permita modelizar el filtro *bow-tie* del tomógrafo Brilliance Big Bore. Afortunadamente, Boone [63] propuso un método para caracterizar un filtro *bow-tie* general que puede ser utilizado en cualquier tomógrafo. Este filtro se compone de una capa de PMMA y otra de Aluminio, por lo que no tiene la misma composición material que la del filtro real del tomógrafo [6]; no obstante, es equivalente al filtro real para propósitos de simulación MC (ver Figura 2.4).

El modelo de Boone [63] fue utilizado en la validación de la modelización del tomógrafo BBB realizado por Coloma A. [6]. En dicho trabajo se aplicó el modelo de Boone para la dependencia angular del grosor en el filtro *bow-tie*:

$$T(\phi) = c_1 + c_2 \exp\left(-0,5 \left(\frac{\phi - c_3}{30}\right)^{10}\right), \quad 0^\circ \leq \phi \leq 27,5^\circ \quad (2.10)$$

donde $T(\phi)$ es el grosor del filtro a lo largo de la dirección de emisión ϕ , como se muestra en la Figura 2.4.

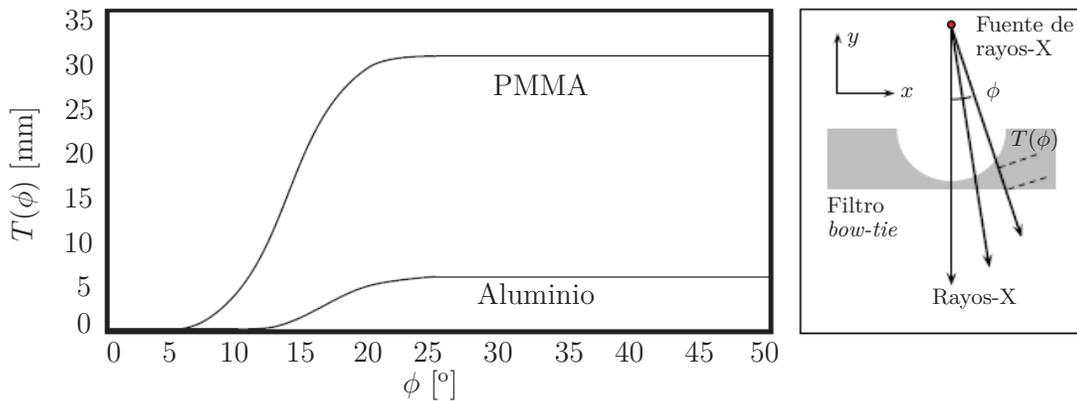


Figura 2.4: Esquema del grosor del filtro *bow-tie*, $T(\phi)$, definido por el modelo de Boone. **Figura adaptada de [6, 63].**

Para la capa de PMMA, c_1 toma el valor de 0,3, mientras que para la capa de Aluminio toma el valor de 0,8. El valor de c_2 es 30 para la capa de PMMA y 6 para la capa de Aluminio. Por último, el valor de c_3 toma el valor de 45 para la capa de PMMA y 48 para la capa de Aluminio [6]. La forma del filtro depende de los valores de las constantes c_1 , c_2 y c_3 [63]. Coloma modificó ligeramente este modelo mediante la introducción de dos parámetros de escalamiento: ε_x y ε_y . Estos factores indicaron el

escalamiento del filtro *bow-tie* original en las direcciones x e y del tomógrafo [6]; sus variaciones resultaron equivalentes a la variación de los valores c_1 , c_2 y c_3 determinados por Boone [6]. Al igual que con el ángulo del ánodo, las variaciones de los parámetros de escalamiento producen efectos sobre la dosis de radiación absorbida por los pacientes sometidos a una tomografía. En la Figura 2.5 se muestra como varía la forma del filtro según los valores de los parámetros de escalamiento.

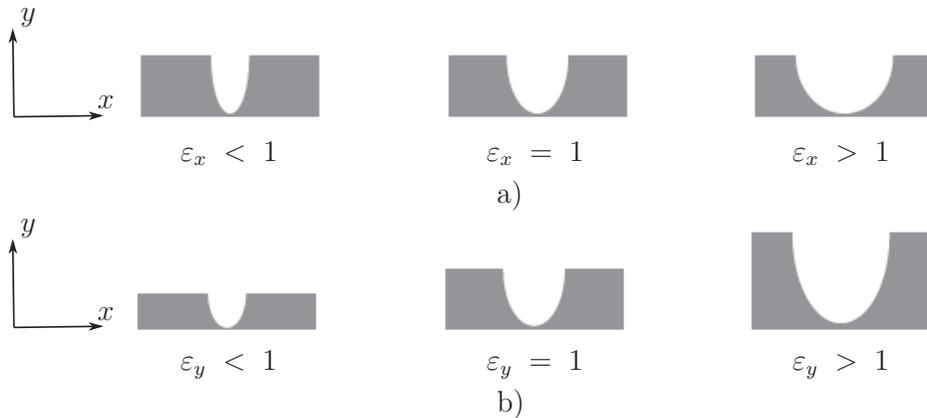


Figura 2.5: Variación la forma del filtro *bow-tie* según los valores de los parámetros de escalamiento. a) Escalamiento del filtro *bow-tie* en la dirección x del tomógrafo. A medida que ε_x aumenta, la atenuación de la radiación disminuye y la dosis en los pacientes aumenta. b) Escalamiento del filtro *bow-tie* en la dirección y del tomógrafo. A medida que ε_y aumenta, la atenuación de la radiación aumenta y la dosis en los pacientes disminuye. **Figura tomada de [6].**

Cuando el valor de ε_x se aproxima a 0 el filtro *bow-tie* tiende a formar un paralelepípedo [6], lo que maximiza la atenuación, provocando así que las dosis absorbidas por los pacientes lleguen a un valor mínimo. En contraste, cuando ε_x aumenta considerablemente, el grosor del material atenuante en el camino de la radiación tiende a 0 y las dosis absorbidas alcanzan su nivel máximo. Por otra parte, cuando ε_y se acerca a 0, el filtro *bow-tie* tiende a desaparecer, de manera que las dosis aumentan hasta un valor máximo. Por el contrario, cuando ε_y incrementa, el grosor del filtro *bow-tie* aumenta hasta bloquear el paso de la radiación causando que la dosis disminuya [6].

2.3.3.4. Región de parámetros aceptables

Para definir los parámetros que caracterizan la fuente de rayos-X del tomógrafo basta con determinar los valores $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$ tales que, los valores que tomen los indicadores de dosis calculados con las simulaciones MC sean aproximadamente iguales a las dosis esperadas en las mediciones experimentales. El margen de error aceptable entre las dosis calculadas con las simulaciones MC y las dosis medidas experimentalmente,

para un protocolo Γ_i en particular, se encuentra generalmente por debajo de un valor del 20% [6]. Los valores de $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$ que cumplen con esta condición forman parte de la denominada *región de parámetros aceptables para el protocolo Γ_i* . Al tomar en consideración las regiones de parámetros aceptables de todos los protocolos, se obtiene un nuevo conjunto de valores para las variables ε_x , ε_y y α generando así la denominada *región de parámetros aceptables para la simulación del tomógrafo* [6].

Cuerpo			Cabeza		
ε_x	ε_y	α	ε_x	ε_y	α
0.34	1.05	16	0.20	0.75	16
0.33	1.00	16	0.25	1.50	16
0.32	1.00	17	0.25	1.75	17
0.33	1.05	17			
0.31	1.00	18	0.20	1.00	18
			0.25	2.00	18
0.30	1.00	19	0.20	1.00	19
			0.25	2.25	19

Tabla 2.6: Valores de $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$ pertenecientes a la región de parámetros aceptables para la simulación de los protocolos de cuerpo y cabeza del tomógrafo BBB [6].

Cuerpo				Cabeza			
ε_x	ε_y	α	$\overline{\varepsilon}_{cue}$	ε_x	ε_y	α	$\overline{\varepsilon}_{cab}$
0.34	1.05	16	9.88	0.20	0.75	16	8.35
0.33	1.00	16	10.19	0.25	1.50	16	10.10
0.32	1.00	17	9.58	0.25	1.75	17	10.16
0.33	1.05	17	10.12				
0.31	1.00	18	9.52	0.20	1.00	18	9.50
				0.25	2.00	18	10.05
0.30	1.00	19	9.19	0.20	1.00	19	9.02
				0.25	2.25	19	10.22

Tabla 2.7: Errores promedio ε_{cue} y ε_{cab} para protocolos de cuerpo y cabeza con los valores de $(\hat{\varepsilon}_x, \hat{\varepsilon}_y, \hat{\alpha})$ pertenecientes a la región de parámetros aceptables para la simulación del tomógrafo BBB [6].

En la Tabla 2.6 se indican los valores de las regiones de parámetros aceptables para la simulación de los protocolos de cuerpo y cabeza, con un margen de error menor al 20%. Estos parámetros fueron determinados en el trabajo desarrollado por Coloma A. [6], mediante la comparación de los índices de dosis $CTDI_{100,w}$ obtenidos con simulaciones MC y los índices de dosis $CTDI_{100,w}$ medidos experimentalmente en el tomógrafo

BBB del Hospital Oncológico SOLCA - Quito. Los errores promedio ($\bar{\epsilon}$) entre los valores simulados y los valores medidos experimentalmente para cada una de las triadas $(\hat{\epsilon}_x, \hat{\epsilon}_y, \hat{\alpha})$ se muestran en la Tabla 2.7.

2.3.3.5. Definición de los procesos físicos

Los procesos que pueden definirse en GATE incluyen una gran cantidad de fenómenos físicos de transporte de radiación en los materiales; entre estos procesos se encuentran: el decaimiento radioactivo, los procesos hadrónicos y los procesos electromagnéticos. Sin embargo, resulta computacionalmente ineficiente tomar en cuenta todos estos fenómenos físicos, ya que su probabilidad de ocurrencia varía enormemente dependiendo del rango de energía. Es indispensable incluir únicamente los procesos adecuados con el fin de reducir el tiempo de simulación sin perder el realismo de los procesos físicos [6].

Debido a que el rango de energías en tomografía computarizada se encuentra entre los 80 kV y 150 kV, solo se incluyeron los procesos relevantes discutidos en la Sección 1.2.1. Para los fotones, se incluyó el efecto fotoeléctrico y la dispersión Compton, mientras que la dispersión Rayleigh fue omitida de las simulaciones. Para los electrones, se tomaron en cuenta los procesos *Bremsstrahlung* y las dispersiones debidas a colisiones inelásticas; además de los modelos de dispersión múltiple disponibles en GATE.

2.3.3.6. Implementación de los actores

La adquisición de la dosis en los pulmones del fantoma se realizó empleando la herramienta de cálculo de dosis *TLEDoseActor*. La función de esta herramienta es determinar la dosis depositada en un volumen de dimensiones definidas por el usuario, dicho volumen se conoce como *dosel*. Para el protocolo de adquisición seleccionado se crearon *dosels* de dimensiones $1,3671875 \times 1,3671875 \times 5,0 \text{ mm}^3$. Se corrieron 42 simulaciones con un número aproximado de 3×10^9 partículas; cada pulmón fue estudiado por separado mediante el uso de rodajas con un número fijo de vóxeles, 4801 para el pulmón izquierdo y 5709 para el derecho. Los conjuntos de *dosels* fueron colocados de manera que cubran completamente a los pulmones; este procedimiento se detalla de mejor manera en el Capítulo 3.

Capítulo 3

Construcción del fantoma e implementación en GATE

Los datos de la imagen tomográfica fueron utilizados en las simulaciones Monte Carlo para proporcionar información completa acerca de la anatomía de la paciente, específicamente en las regiones escaneadas por el tomógrafo⁵. A partir de estos datos clínicos se construyó una nueva imagen CT, la cual fue utilizada como fantoma voxelizado para los cálculos dosimétricos. El fantoma construido permitió que la plataforma de simulación GATE realice los cálculos de dosis utilizando un mapa de atenuación antropomórfica no homogénea realista; el cual incluyó todas las características relevantes de la paciente: definición de órganos internos, características estructurales, propiedades físicas de los tejidos (coeficientes de atenuación) e información específica del protocolo de exploración. En este capítulo se muestra todos los procedimientos realizados para la construcción del fantoma voxelizado, incluyendo los métodos empleados para su implementación en las simulaciones Monte Carlo en GATE.

3.1. Verificación de la linealidad en la escala Hounsfield

La precisión y la exactitud con la que el escáner CT relaciona los coeficientes de atenuación lineal con los valores numéricos de la escala Hounsfield, al momento de generar una imagen tomográfica, se encuentran limitadas por factores físicos intrínsecos en el diseño del sistema del tomógrafo [64]. Las características del protocolo de adquisición, la energía potencial aplicada en el tubo de rayos-X y la eficiencia de los detectores causan incertidumbres estadísticas en las mediciones de los coeficientes de atenuación [64];

⁵La imagen tomográfica adquirida únicamente corresponde a la región torácica de la paciente

por lo tanto, resulta indispensable realizar un control de calidad a cualquier imagen tomográfica adquirida, de forma que se verifique la linealidad en la escala Hounsfield y la correspondencia entre los valores HU y los coeficientes de atenuación.

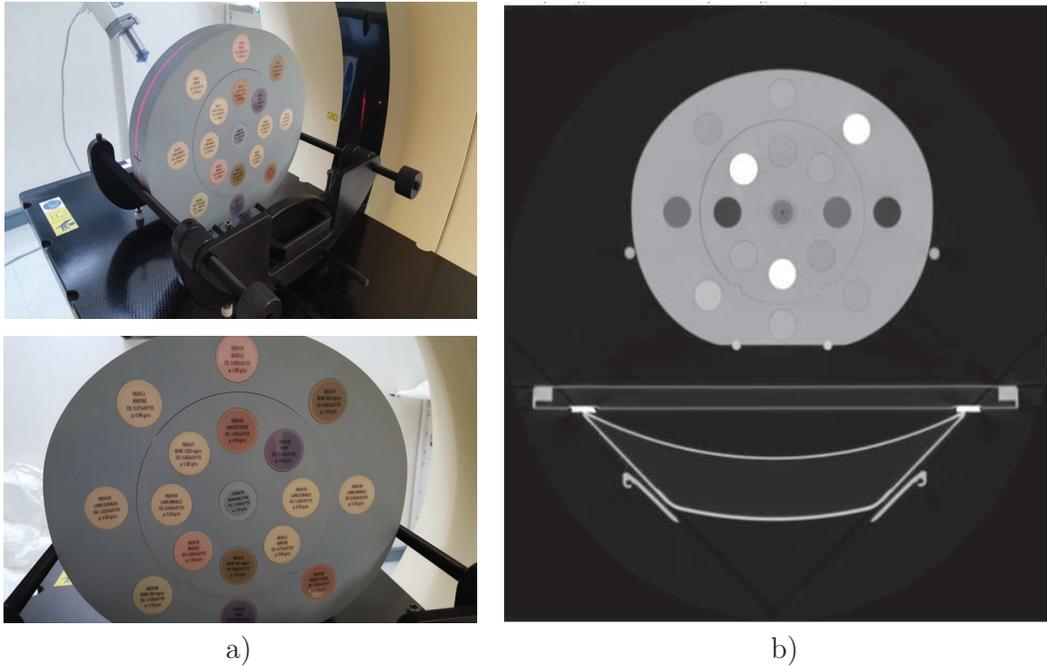


Figura 3.1: Fantoma de calibración utilizado en la verificación de la escala CT. a) Escaneo CT al fantoma de calibración cilíndrico, utilizando parámetros operacionales similares al protocolo de adquisición de la imagen tomográfica obtenida de la paciente. b) Visualización de la imagen CT obtenida del fantoma de calibración en el software de tratamiento de imágenes médicas ImageJ [57].

Tejido	$\rho \left(\frac{g}{cm^3}\right)$	$\mu_t \left(\frac{1}{cm}\right)$	HU_t	HU_c
Grasa	0.96	0.1536	-45.96	-56.47 ± 7.53
Mama	0.99	0.1574	-22.30	-25.14 ± 11.27
Músculo	1.06	0.1696	53.42	52.76 ± 7.36
Hígado	1.07	0.1701	56.71	60.54 ± 6.18
Pulmón exhalación	0.50	0.0807	-498.76	-485.13 ± 9.49
Pulmón inhalación	0.20	0.0323	-799.50	-809.44 ± 10.00
Hueso $200 \frac{mg}{cc}$	1.16	0.1902	181.61	202.06 ± 8.32
Hueso $800 \frac{mg}{cc}$	1.53	0.2743	703.91	815.34 ± 11.71
Hueso $1250 \frac{mg}{cc}$	1.82	0.3263	1026.87	1237.25 ± 16.17

Tabla 3.1: Coeficientes de atenuación lineal a 120 keV [24, 65], unidades Hounsfield teóricas (HU_t) y valores HU experimentales medidos con el fantoma de calibración (HU_c) para diferentes tipos de tejido.

Para llevar a cabo esta verificación se realizó un escaneo tomográfico a un fantoma de calibración cilíndrico, utilizando parámetros operacionales similares al protocolo de

adquisición de la imagen tomográfica obtenida de la paciente. El fantoma de calibración estuvo compuesto por un total de 17 cilindros, los cuales cumplieron la función de simular las densidades electrónicas de diferentes tipos de tejido, tales como: pulmones, músculo, grasa, mamas, huesos e hígado (Figura 3.1). La imagen tomográfica adquirida con el fantoma de calibración fue visualizada y procesada en el software de tratamiento de imágenes médicas ImageJ [57]; con la ayuda de este programa se calcularon los valores de las unidades Hounsfield (HU_c) para cada uno de los tejidos antes mencionados. Los resultados obtenidos de estas mediciones se muestran en la columna cinco de la Tabla 3.1; también se muestran las densidades y los coeficientes de atenuación lineal a 120 keV [24, 65], junto con las unidades Hounsfield teóricas (HU_t) obtenidas con la Ecuación 1.2.

La linealidad entre las unidades Hounsfield obtenidas con la imagen tomográfica del fantoma de calibración (HU_c) y los coeficientes de atenuación lineal se analizó empleando una función de ajuste similar a la expresión dada por la Ecuación 1.2:

$$F(\mu) = f_e \times \frac{\mu - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \quad (3.1)$$

donde μ es la variable independiente que representa el coeficiente de atenuación lineal de cada tejido, $\mu_{H_2O} = 0,161 \frac{1}{cm}$ es el coeficiente de atenuación lineal del agua [24], $F(\mu)$ es la unidad Hounsfield calculada para μ ($F(\mu) \equiv HU_c$) y f_e es el factor de escala CT [64]. El factor de escala CT es una constante de proporcionalidad que permite relacionar los coeficientes de atenuación lineal con los valores HU de la escala Hounsfield; por lo general es determinado en las pruebas de control de calidad del equipo CT con un valor aproximado de 1000 [64]. La constante de proporcionalidad obtenida fue la siguiente: $f_e = 1121,21 \pm 32,71$. Este coeficiente concordó con el parámetro ideal esperado mostrando un error máximo del 12,1%, lo cual es considerado aceptable [64].

3.2. Recorte y segmentación de la imagen CT

La imagen tomográfica utilizada en esta investigación estuvo compuesta originalmente por un total de 78 secciones transversales, almacenadas en formato DICOM de 512×512 píxeles, $700 \times 700\text{ mm}^2$ de superficie y 5 mm de grosor. Cada una de estas secciones transversales proporcionó una gran cantidad de información, correspondiente a diferentes regiones axiales del torso de la paciente. Los datos de estas imágenes fueron empleados en la construcción de una nueva imagen CT, la cual fue utilizada como fantoma antropomórfico en las simulaciones Monte Carlo. No obstante, parte de

los datos contenidos en la imagen tomográfica original no fueron necesarios para el proceso de construcción del fantoma; de hecho, la utilización de todos los datos de la imagen hubiera implicado un consumo innecesario de memoria, afectando la eficiencia de los algoritmos de seguimiento y aumentando el tiempo de cómputo en la simulación. Por este motivo fue necesario realizar procesos geométricos de recorte y segmentación en la imagen tomográfica, de manera que solo se utilice la información estrictamente necesaria y suficiente en los cálculos dosimétricos.

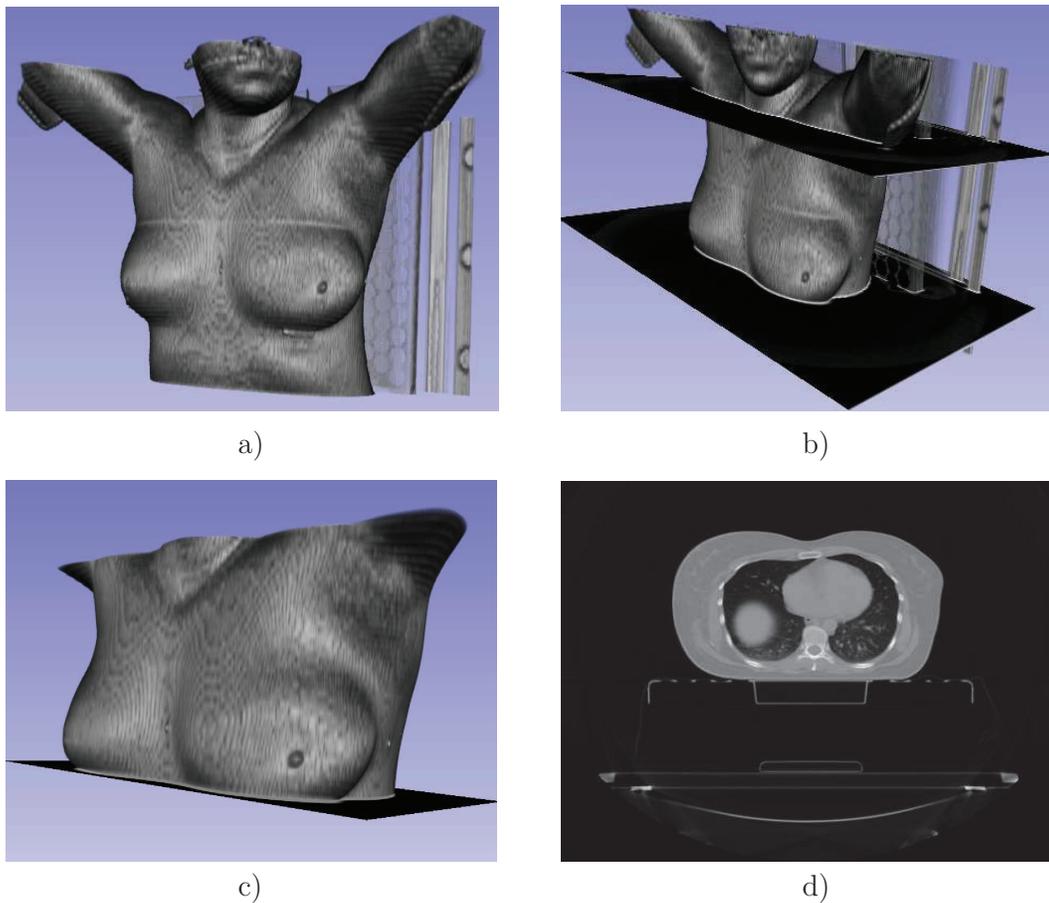


Figura 3.2: Proceso de recorte longitudinal realizado sobre la imagen tomográfica original. a) Visualización tridimensional de la imagen tomográfica original (3DSlicer). b) Selección de los cortes transversales que limitan el recorte longitudinal. La selección de estos cortes se realizó en los programas 3DSlicer, MATLAB, ImageJ y VV. c) Imagen tomográfica recortada (y segmentada) para la construcción del fantoma voxelizado. d) Visualización de un corte transversal de la imagen CT original en el programa ImageJ. Las visualizaciones de los cortes transversales en los programas MATLAB, ImageJ y VV fueron muy similares.

El proceso geométrico de recorte se encargó de la reducción selectiva de las dimensiones espaciales de la imagen tomográfica, tanto a nivel superficial, reduciendo las

dimensiones del plano axial de las imágenes DICOM (plano xy), como a nivel longitudinal (eje z), reduciendo el número de imágenes DICOM. Para llevar a cabo esta operación se tuvo que identificar todas las estructuras anatómicas importantes presentes en la tomografía, siendo los pulmones los órganos de principal interés. En el caso del recorte longitudinal se utilizó los programas MATLAB, VV, ImageJ y 3DSlicer (ver Figura 3.2); el objetivo principal consistió en seleccionar únicamente las secciones transversales pertenecientes a los pulmones, dejando un margen superior e inferior de 1.5 cm (3 secciones transversales) que proporcione condiciones de frontera reales. En total se eliminaron 35 imágenes DICOM, 17 ubicadas en la parte superior de los pulmones y 18 imágenes ubicadas en la parte inferior, dando como resultado 43 secciones transversales útiles de 512×512 píxeles.

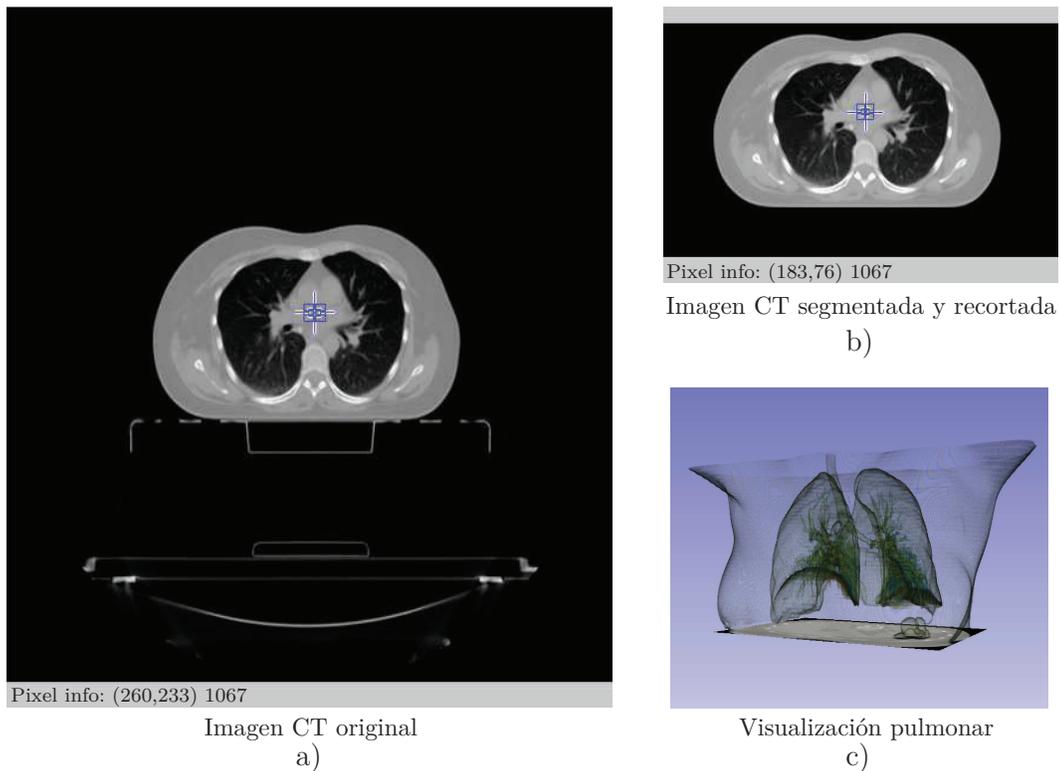


Figura 3.3: Proceso de recorte superficial y segmentación realizado sobre la imagen tomográfica original. a) Corte central de la imagen tomográfica original de 512×512 píxeles (MATLAB). b) Corte central de la imagen tomográfica recortada y segmentada, de 358×198 píxeles (MATLAB). Los valores HU de los vóxeles que rodearon el cuerpo de la paciente fueron reducidos a un valor de cero (aire). c) Visualización pulmonar del fantoma voxelizado en el programa 3DSlicer.

Los procesos de recorte superficial y segmentación se realizaron exclusivamente en el software MATLAB empleando las 43 imágenes DICOM resultantes del recorte longitudinal. En un principio, estas imágenes no contenían únicamente información proveniente

las estructuras anatómicas de la paciente, sino también de algunos objetos externos que rodearon el cuerpo de la misma (camilla, soportes, etc.). El proceso de recorte superficial eliminó gran parte de esta información innecesaria mediante la determinación de una área mínima común de $489,453125 \times 270,703125 \text{ mm}^2$; esta área, equivalente a 358×198 píxeles, incluyó todas las estructuras anatómicas de la paciente, manteniendo el isocentro de la imagen y suprimiendo cualquier elemento de volumen que se encontrara fuera de sus límites (ver Figura 3.3). Finalmente, el proceso de segmentación se encargó de excluir el resto de la información innecesaria mediante la “eliminación” de todos los niveles de gris o valores HU externos al cuerpo de la paciente; en este caso, no se suprimió ningún elemento de volumen, simplemente se reemplazaron los valores HU de los vóxeles externos por un valor de -1024 HU, correspondiente al coeficiente de atenuación lineal del aire. En conclusión, a partir de la tomografía original se construyó una nueva imagen CT conformada por 43 imágenes DICOM de 358×198 píxeles y 5 mm de grosor; estas imágenes fueron introducidas en la plataforma de simulación GATE para definir la geometría del fantoma antropomórfico, ya que en su interior únicamente se conservó la información concerniente a la anatomía de la paciente. Los algoritmos empleados en la construcción de este fantoma digital fueron desarrollados en software MATLAB y se muestran en el Anexo A.

3.3. Implementación del fantoma en GATE

3.3.1. Conversión de datos y parametrización volumétrica

Para que GATE V7.0 dé lectura al fantoma antropomórfico digital fue necesario realizar un proceso de conversión de formato a todas las imágenes DICOM presentes en la nueva imagen CT. El proceso de conversión se llevó a cabo en el software VV [56]; este programa permitió visualizar cada una de las secciones transversales del fantoma, verificar sus unidades Hounsfield y almacenar todas estas imágenes en formato MetaImage [56]. El formato MetaImage agrupó las 43 imágenes DICOM del fantoma digital en dos archivos principales: un archivo cabecera, de extensión *mhd*, que contenía toda la información relevante respecto a la geometría del fantoma (tamaño de vóxel, dimensiones de los cortes transversales, distancia entre cortes, etc.), y una imagen *raw* tridimensional asociada inherentemente al archivo cabecera. Los algoritmos de simulación desarrollados en GATE utilizaron específicamente el archivo *mhd* para la definición de la geometría del fantoma voxelizado; mientras que la imagen *raw* fue introducida en la plataforma de simulación de una forma implícita al momento de generar la lectura del archivo cabecera.

Gran parte de los datos contenidos en el fantoma digital fueron heredados de la imagen tomográfica original, como por ejemplo: el tamaño de vóxel, la posición del isocentro, el número de grados de libertad de la imagen, entre otros. El tamaño del vóxel, particularmente, resulta muy importante al momento de realizar los cálculos dosimétricos, pues en base a sus dimensiones se determina el número de fronteras volumétricas que deben tomarse en consideración durante la simulación. A mayor número de fronteras menor será la eficiencia del algoritmo de seguimiento y, por lo tanto, mayor será el tiempo de cómputo. El tamaño de vóxel fue de $1,3671875 \times 1,3671875 \times 5,0 \text{ mm}^3$, cada sección transversal estuvo compuesta por 70884 vóxeles, dando un total de 3048012 vóxeles para todo el fantoma. Debido a la gran cantidad de elementos de volumen presentes en el fantoma digital resultó imprescindible emplear métodos de parametrización volumétrica regionalizada (RV), con el objetivo de disminuir al máximo el número de fronteras volumétricas durante la simulación. El método de parametrización RV se encuentra incorporado en los paquetes de simulación GATE V7.0 y puede ser ejecutado mediante la inclusión de algunas líneas de código en los *scripts* (ver Anexo D) [51]. Este método de parametrización hizo que GATE realice un nuevo proceso de segmentación sobre el fantoma voxelizado, subdividiéndolo en múltiples regiones homogéneas de acuerdo a un criterio de similitud entre las unidades Hounsfield. Con la información adquirida se construyó un nuevo volumen segmentado, o imagen RV, acoplado a un mapa de distancias. Todos los algoritmos de seguimiento se llevaron a cabo en la imagen RV, lo que redujo drásticamente el número de fronteras durante la simulación, eliminando así todos los pasos innecesarios entre vóxeles adyacentes que compartían un mismo material.

3.3.2. Descriptores de conversión

La generación del descriptor de conversión se realizó de forma automática mediante la ejecución del comando de creación *HounsfieldMaterialGenerator* incorporado en los paquetes de simulación de GATE V7.0. La ejecución de este comando requirió de dos archivos de calibración fundamentales [51]: *Schneider2000MaterialsTable.txt* y *Schneider2000DensitiesTable.txt* (ver Anexo B).

El primer archivo permitió dividir toda la gama de valores HU del fantoma en múltiples rangos HU, correspondientes a diferentes tipos de tejido; mientras que el segundo archivo proporcionó información relevante respecto a la correlación que existe entre las unidades Hounsfield del fantoma y los distintos valores de densidades de masa. Adicionalmente, se introdujo un parámetro de tolerancia de densidad de 0.1 gcm^{-3} ; en base a este parámetro de tolerancia se construyó una nueva base de datos

Tejido o Material	ρ $g\ cm^{-3}$	Rango HU	Fracción de masa f					
			H	C	O	Ca	Ti	Otros
Aire ₀	0.001	[−1050; −950]	—	—	0.232	—	—	0.768
Pulmón ₁	0.103	[−950; −852]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₂	0.203	[−852; −755]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₃	0.303	[−755; −658]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₄	0.403	[−658; −561]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₅	0.503	[−561; −464]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₆	0.603	[−464; −367]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₇	0.703	[−367; −270]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₈	0.803	[−270; −173]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
Pulmón ₉	0.880	[−173; −120]	0.103	0.105	0.749	—	—	0.043
AT_AG_SI1 ₁₀	0.927	[−120; −82]	0.116	0.681	0.198	—	—	0.005
AT_AG_SI5 ₁₄	1.029	[8; 19]	0.106	0.284	0.578	—	—	0.032
TejidoSuave ₁₅	1.062	[19; 80]	0.103	0.134	0.723	—	—	0.040
Hueso08 ₂₄	1.519	[800; 900]	0.056	0.265	0.405	0.159	—	0.115
Hueso15 ₃₁	1.946	[1500; 1640]	0.034	0.155	0.435	0.225	—	0.151
ImplanteMetal ₄₀	2.791	[2970; 3000]	—	—	—	—	1.000	—

Tabla 3.2: Descripción de varios tejidos vivos y materiales de acuerdo a la base de datos *Thorax-HUMaterials.db*. En esta base de datos se muestra la densidad, el rango HU y la composición relativa de los materiales. Los compuestos AT_AG_SI corresponden a tejidos adiposos y grasas. La columna “otros” es una combinación de elementos Mg, S, Cl, K, Na, P, Ar y N dependiendo de cada material.

de materiales, *Thorax-HUMaterials.db*, compuesta por 41 tejidos diferentes exclusivos para el fantoma voxelizado. La generación del archivo descriptor de conversión, *Thorax-HU2mat.txt*, tomó en consideración únicamente los materiales definidos en la nueva base de datos. El contenido de los archivos *Thorax-HUMaterials.db* y *Thorax-HU2mat.txt* pueden observarse en los Anexos C y D.

Las propiedades físicas y nucleares de los tejidos presentes en el fantoma fueron descritas en la nueva base de datos *Thorax-HUMaterials.db*. Este documento suministró una lista bastante extensa de tejidos y materiales definidos como combinaciones de varios elementos químicos, tomando en consideración cinco parámetros fundamentales: nombre, densidad, elementos constituyentes, composición relativa y rango HU. Algunos de estos materiales se muestran en la Tabla 3.2.

3.3.3. Geometría de simulación

Una vez definida la geometría del fantoma voxelizado, sus tejidos constituyentes y las propiedades físicas de estos, se procedió a fijar las características geométricas del tomógrafo. La mayor parte de la geometría de simulación y las características físicas utilizadas en este estudio fueron modelizadas y validadas en un trabajo previo, desarrollado por Coloma [6]; entre estas componentes se encuentran: el espectro de rayos-X, el filtro *bow-tie*, los colimadores y la camilla. Para llevar a cabo las simulaciones se seleccionó únicamente los valores de la región de parámetros aceptables que presentaron el menor error promedio (para el protocolo de cuerpo, $\epsilon_{cue} = 9,19$): $\hat{\epsilon}_x = 0,30$, $\hat{\epsilon}_y = 1,00$ y $\hat{\alpha} = 19$. Coloma recomienda utilizar estos valores para trabajos en los que se requiera la modelización del tomógrafo BBB [6].

La fuente de rayos-X quedó finalmente caracterizada fijando el ángulo α del ánodo en un valor de 19° . La tasa de fluencia total, n_{tot} , para el espectro de radiación de 120 kVp y $\alpha = 19^\circ$ fue de $6570266.611 \text{ partículas} \cdot \text{mm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{mA}^{-1}$; el número de partículas a simularse fue de 3×10^{13} aproximadamente (ver Capítulo 4). En la Figura 3.4 se muestran el espectro de rayos-X (obtenido con SRS-78) utilizado en este trabajo. La modelización de los colimadores, la camilla, la distancia de la fuente al isocentro, los ángulos de emisión de la fuente, la tasa de creación de las partículas, entre otras características, fueron explicadas previamente en la Sección 2.3.3.

El fantoma voxelizado fue ubicado de modo que su isocentro coincidiera con el origen del sistema de coordenadas del tomógrafo. Durante la simulación, el haz de rayos-X generado por la fuente incidió directamente sobre la sección transversal número 22 del fantoma (ver Figura 3.5). Debido a que la plataforma de simulación GATE no permite realizar movimientos para las fuentes de radiación se optó por hacer girar sobre el eje longitudinal tanto al fantoma como a la camilla, con una velocidad angular de 360° por segundo; mientras que la fuente de rayos-X y los otros componentes del tomógrafo permanecieron inmóviles [6]. Para optimizar al máximo el tiempo de cómputo, los *scripts* desarrollados fueron diseñados de manera que simulen un giro completo del gantry alrededor de la rodaja 22 del fantoma (corte central); todos los cálculos dosimétricos se realizaron sobre este corte en particular.

3.3.4. Implementación de los actores para el cálculo MC

Los cálculos dosimétricos se llevaron a cabo considerando únicamente dos porciones específicas para cada pulmón, ubicadas en el centro del fantoma voxelizado y con un grosor de 5 mm (corte 22 del fantoma). Debido a que la dosis se define como el valor

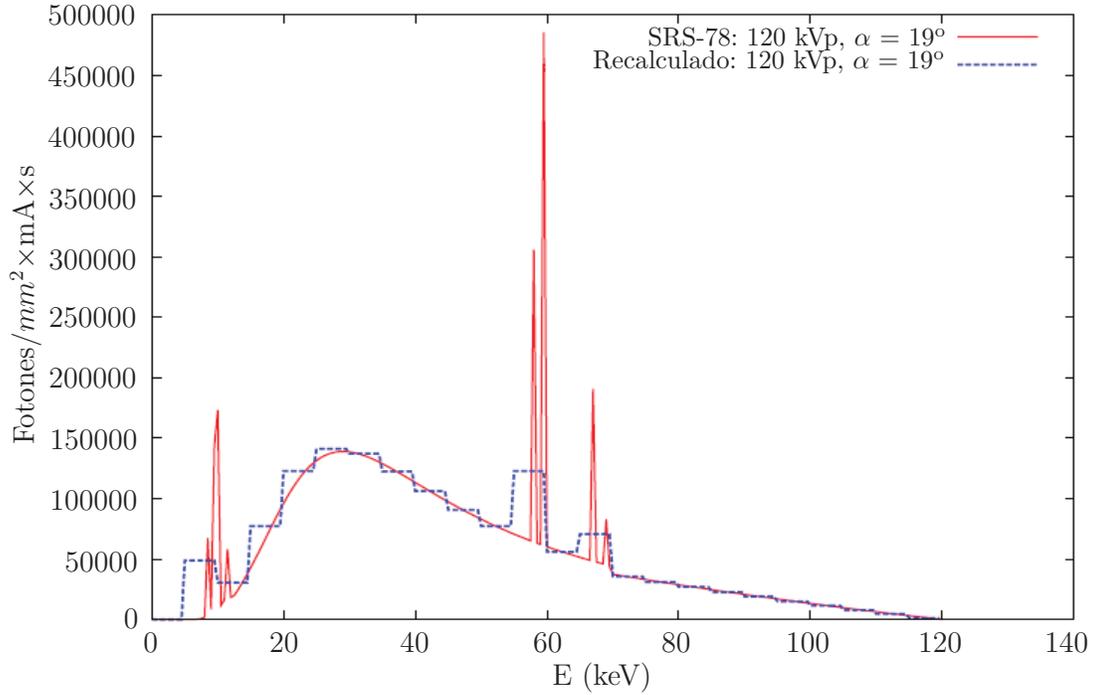


Figura 3.4: Espectro de radiación simulado para 120 kVp y $\alpha = 19^\circ$. La tasa de fluencia total, n_{tot} , fue de $6570266.611 \text{ partículas} \cdot \text{mm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1} \cdot \text{mA}^{-1}$. **Figura tomada de [6].**

esperado de la energía depositada en un material por unidad de masa, no se espera una variación significativa en la dosis al considerar el resto de secciones transversales del fantoma; en otras palabras, se consideró que las secciones pulmonares analizadas en el cálculo Monte Carlo fueron una muestra suficiente para estimar las dosis absorbidas por cada uno de los pulmones de la paciente. Sin embargo, es necesario realizar correcciones a las dosis calculadas, de tal forma que se tenga en consideración el aporte dosimétrico de los cortes adyacentes adquiridos en el giro helicoidal de la fuente de rayos-X (ver Capítulo 4).

La adquisición de la dosis en los pulmones fue realizada empleando la herramienta de cálculo de dosis *TLEDoseActor*; esta herramienta permitió determinar la dosis depositada en varios elementos de volumen o *dosels*. Para este estudio, se fijaron las dimensiones de los *dosels* en $1,3671875 \times 1,3671875 \times 5,0 \text{ mm}^3$, de manera que coincidan con el tamaño de los vóxeles del fantoma. Cada pulmón fue estudiado por separado utilizando secciones rectangulares con un número fijo de vóxeles. Para el pulmón derecho se creó una rodaja de $109,375 \times 144,921875 \times 5,0 \text{ mm}^3$ con una resolución espacial de $80 \times 106 \times 1$ lo que dio como resultado un total de 8480 vóxeles; mientras que para el pulmón izquierdo se construyó una rodaja de $98,4375 \times 153,125 \times 5,0 \text{ mm}^3$ con una resolución espacial de $72 \times 112 \times 1$ lo que equivale a un total de 8064 vóxeles. En la

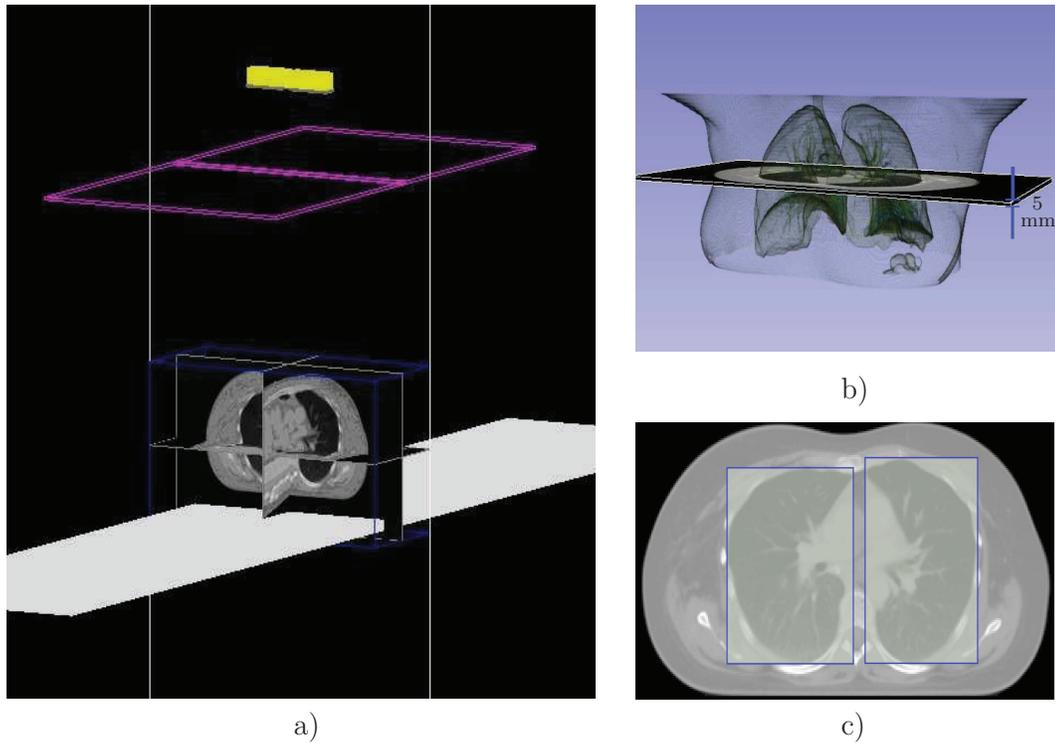


Figura 3.5: Geometría de simulación e implementación de los actores para el cálculo Monte Carlo en GATE. a) Componentes geométricos principales del escáner BBB junto al fantoma voxelizado ubicado en la posición $(0, 0, 0)$. Los parámetros del protocolo utilizado fueron los siguientes: 120 kVp , 200 mAs , $NT = 24 \text{ mm}$ b) Sección transversal central del fantoma, empleada en los cálculos dosimétricos MC. La sección transversal corresponde al corte 22 del fantoma voxelizado. c) Implementación de los actores para el cálculo dosimétrico, las secciones rectangulares ubicadas en cada pulmón se componen de una gran cantidad de *dosels*.

Figura 3.5 se muestra la vista axial del corte central del fantoma junto con las rodajas rectangulares construidas para el cálculo dosimétrico MC.

No todos los *dosels* de las rodajas rectangulares correspondieron al tejido pulmonar; de hecho, muchos de los elementos de volumen que constituyeron estas rodajas cubrieron tejidos diferentes, tales como: costillas, vértebras, corazón, entre otros. Esto ocasionó que los archivos resultantes del proceso de simulación incluyan información dosimétrica irrelevante, correspondiente a otros tipos de tejido. Toda la información innecesaria fue eliminada de los archivos resultantes mediante un proceso de discriminación de datos; los posteriores cálculos fueron realizados tomando en consideración únicamente los resultados dosimétricos de los *dosels* que correspondían al tejido pulmonar, es decir, 4801 vóxeles para el pulmón izquierdo y 5709 vóxeles para el pulmón derecho.

Los tiempos de cómputo de las simulaciones Monte Carlo en GATE dependen en

gran parte⁶ del número de partículas simuladas y de la capacidad de procesamiento de los computadores. Las simulaciones fueron realizadas empleando computadores de características estándar Core i7 a 2.2 GHz. En el estudio realizado por Coloma se utilizaron los mismos computadores para calcular índices de dosis en tomografía computarizada (CTDI); en dicho trabajo se pronosticó que la simulación de un aproximado de 10^{13} partículas tardaría alrededor de 2×10^5 horas, es decir, más de 20 años. Sin embargo, también se comprobó que es suficiente simular una fracción f ($0 < f < 1$) del total de las partículas, con el fin de reducir considerablemente los tiempos de cómputo y hacer factible la simulación para el cálculo de dosis [6]. En total se corrieron 42 simulaciones con un número aproximado de 3×10^9 partículas (se aplicó un factor de corrección para las simulaciones); cada simulación tuvo una duración aproximada de 74 horas.

⁶Los tiempos de cómputo de las simulaciones también dependen de otras características, entre las cuales se encuentran: la complejidad del fantoma voxelizado, los procesos físicos considerados, la cantidad de *dosels* empleados en el cálculo dosimétrico y el número de fronteras diferentes presentes en la geometría de simulación.

Capítulo 4

Cálculo de las dosis en pulmones

4.1. Factores de corrección por número de partículas simuladas

Para las simulaciones, el número de partículas que se crean en la fuente de emisión está dado por la Ecuación 2.9, la cual depende de la corriente del tubo de rayos-X y del espectro de radiación del protocolo de adquisición. Considerando que la distribución de la emisión de las partículas es constante en el tiempo, el número de partículas emitidas durante un segundo queda definido por la siguiente ecuación [6]:

$$N_p = \dot{r} \times 1s \quad (4.1)$$

donde N_p es el número de partículas que emite la fuente de rayos-X durante la irradiación del fantoma voxelizado. Al reemplazar los valores de corriente (I), área de incidencia (A) y tasa de fluencia total (n_{tot}) correspondientes al protocolo Γ_4 se obtuvo un número de partículas a simularse aproximado de 3×10^{13} .

Para reducir los tiempos de cómputo y hacer factible el cálculo de dosis en GATE se empleó un factor de corrección para todas las simulaciones. En lugar de simular el total de las partículas (N_p) se simuló una fracción de este número, es decir, $n = f \times N_p$ partículas. Las dosis obtenidas para cada vóxel con la simulación de las n partículas se notó con la letra d_n .

$$d_n = f \times D \quad (4.2)$$

La dosis D absorbida por cada vóxel para n partículas simuladas se obtendría con la siguiente expresión:

$$D = \frac{1}{f} d_n \quad (4.3)$$

En todas las simulaciones de este trabajo se utilizó un factor de $f = 10^{-4}$, es decir, se utilizó un aproximado de 3×10^9 partículas, con lo cual el tiempo de cómputo se redujo a 74 horas.

4.2. Dosis promedio en pulmones

Las simulaciones Monte Carlo se prepararon de manera que modelicen un giro completo del gantry alrededor del corte número 22 del fantoma. Los cálculos dosimétricos en pulmones se realizaron considerando dos secciones rectangulares específicas de 5 mm de grosor, ubicadas en el corte bajo estudio. Basados en la definición de dosis absorbida, se postuló que las secciones pulmonares analizadas en el cálculo MC constituyen una muestra suficiente para la estimación de dosis pulmonar, y no se espera una variación significativa en las dosis al considerar el resto de secciones transversales del fantoma. Las dimensiones de los *dosels* fueron fijadas de manera que coincidan con el tamaño de los vóxeles del fantoma. Al finalizar la simulación, cada uno de los vóxeles de la sección rectangular almacena un cierto valor de dosis, D , el cual depende del tipo de tejido que se encuentre dentro del vóxel.

La sección rectangular construida para el pulmón derecho estuvo compuesta por un total 8480 *dosels*, distribuidos en una matriz tridimensional de dimensiones $80 \times 106 \times 1$; de todos estos *dosels* solo 5709 correspondieron a tejido pulmonar. En la Figura 4.1 se muestra una distribución de dosis obtenida con una de las simulaciones MC para la sección central del pulmón derecho.

Para el pulmón izquierdo se creó una sección rectangular compuesta por 8064 *dosels*, distribuidos en una matriz tridimensional de dimensiones $72 \times 112 \times 1$; en este caso, solo 4801 *dosels* correspondieron a tejido pulmonar. En la Figura 4.2 se puede observar una de las distribuciones de dosis obtenidas para la sección central del pulmón izquierdo.

Las dosis más altas se concentraron principalmente en los vóxeles correspondientes a los tejidos más densos, tales como, vértebras y costillas. Este resultado es consistente con el hecho de que los tejidos más densos presentan un mayor coeficiente de atenuación, μ , en comparación con los tejidos menos densos (pulmones y corazón), por lo tanto, tienden a acumular mayor dosis. Para el caso de los pulmones, los resultados obtenidos con las simulaciones muestran un rango de dosis por vóxel de 5.6 a 26.56 mGy aproximadamente. Para el pulmón derecho se registró una dosis máxima de $26.56 \pm 0.09\text{ mGy}$ y una dosis mínima de $5.60 \pm 0.04\text{ mGy}$, mientras que para el pulmón izquierdo se obtuvo una dosis máxima de $20.21 \pm 0.08\text{ mGy}$ y una dosis mínima de $5.77 \pm 0.03\text{ mGy}$.

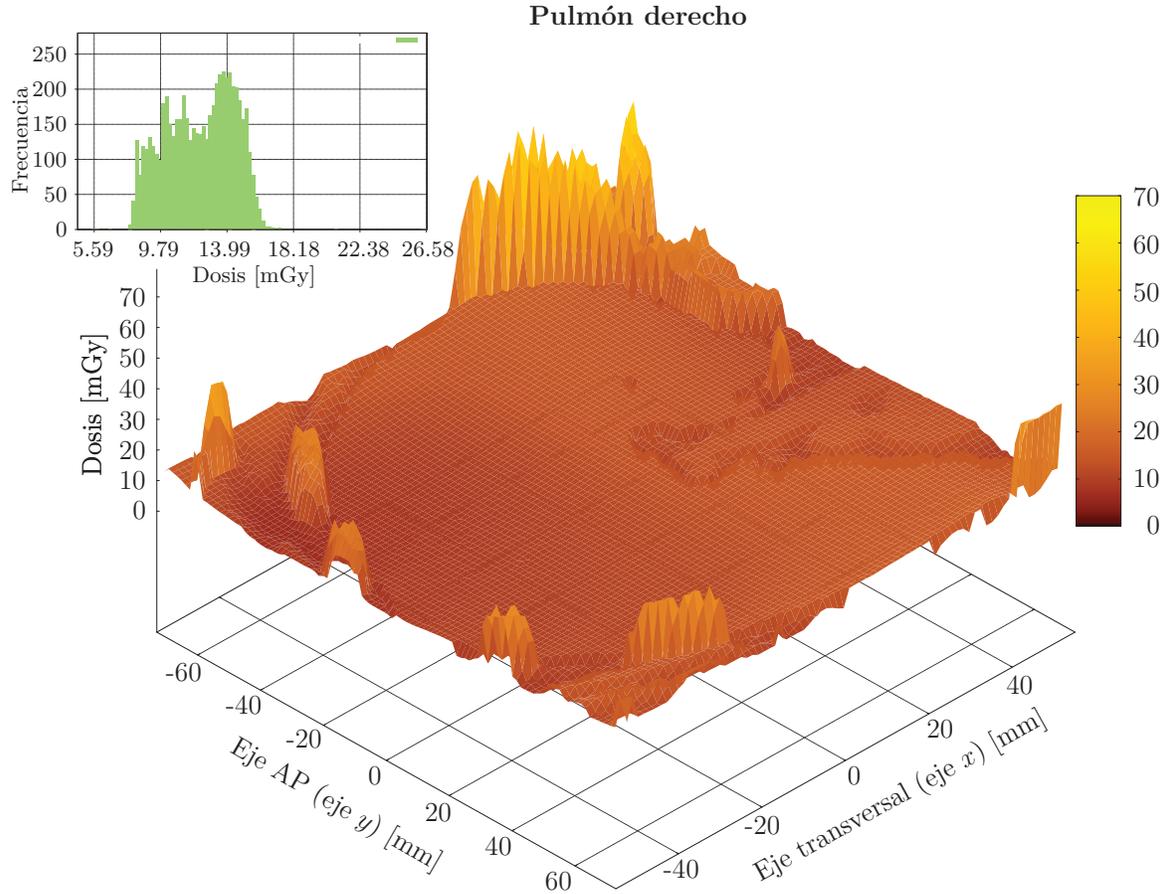


Figura 4.1: Distribución de dosis en la sección central del pulmón derecho, junto a su histograma de frecuencia de dosis (Plano Axial). Estos resultados se obtuvieron de la primera simulación realizada en GATE.

La Figura 4.3 y la Figura 4.4 muestran los histogramas de dosis por vóxel para cada una de las secciones pulmonares estudiadas, considerando las 42 simulaciones ejecutadas.

La estimación de dosis pulmonar se realizó mediante la definición de un nuevo indicador dosimétrico Θ . Este indicador toma en consideración únicamente los N vóxeles pertenecientes a la rodaja pulmonar, cada uno con dosis D_i , y define al promedio de dosis absorbida por la sección como la magnitud que cuantifica la dosis en el pulmón, esto es:

$$\Theta = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N D_i \quad (4.4)$$

De igual forma que la dosis absorbida la unidad del indicador dosimétrico Θ es el gray (Gy). En la Tabla 4.1 se resume los resultados obtenidos para los dos pulmones; estos valores fueron comparados con resultados obtenidos aplicando otros programas comerciales de cálculo dosimétrico [66, 67].

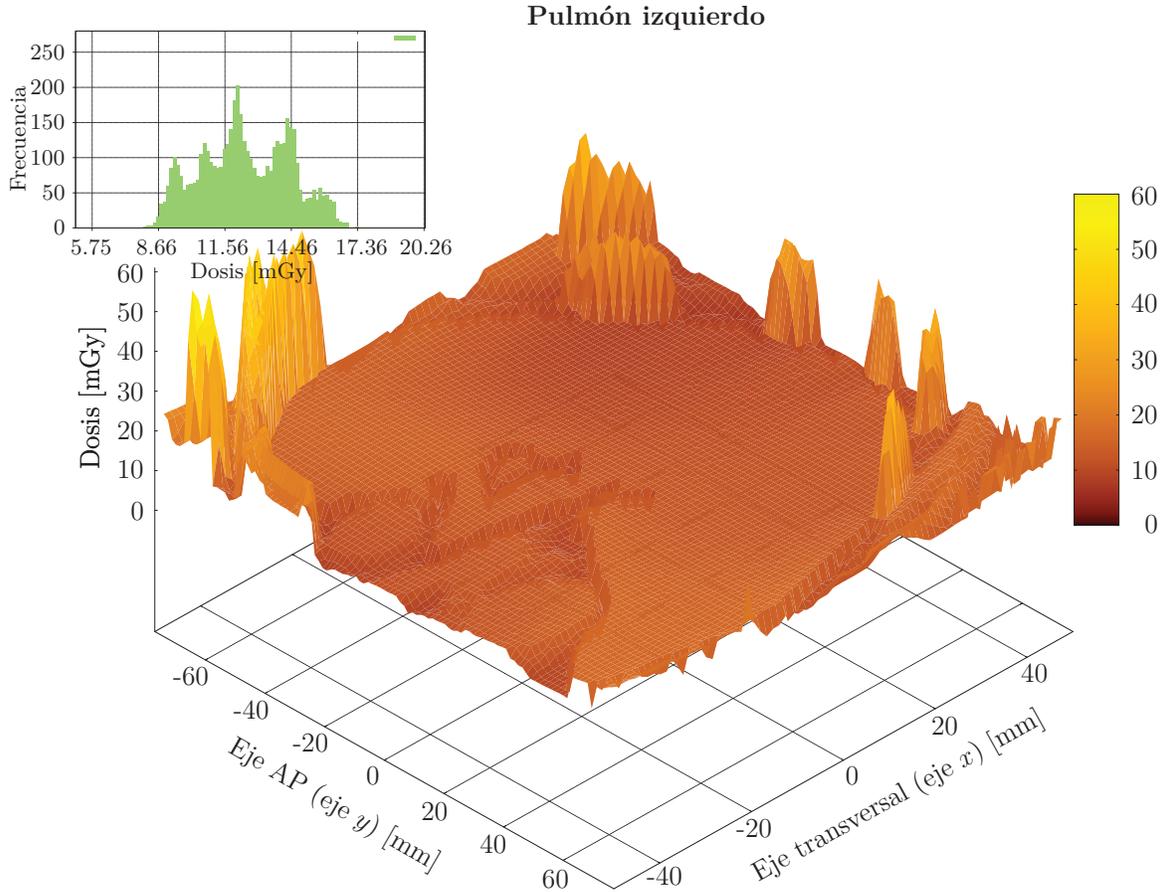


Figura 4.2: Distribución de dosis en la sección central del pulmón izquierdo, junto a su histograma de frecuencia de dosis (Plano Axial). Estos resultados se obtuvieron de la primera simulación realizada en GATE.

	GATE		
	Θ (mGy)	$\overline{D_{min}}$ (mGy)	$\overline{D_{max}}$ (mGy)
Pulmón derecho	12.25 ± 0.02	5.60 ± 0.04	26.56 ± 0.09
Pulmón izquierdo	12.45 ± 0.03	5.77 ± 0.03	20.21 ± 0.08

Tabla 4.1: Indicadores de dosis Θ , dosis mínimas (D_{min}) y dosis máximas (D_{max}) para pulmón derecho e izquierdo.

Los indicadores de dosis Θ calculados muestran un promedio de $12.25 \pm 0.02 mGy$ para el pulmón derecho y $12.45 \pm 0.03 mGy$ para el pulmón izquierdo (ver Anexo F). El $CTDI_{100,w}$ reportado por el equipo fue de $11.8 mGy$ [6], mientras que el $CTDI_{VOL}$ observado en la imagen tomográfica tuvo un valor de $8.33 \pm 1.40 mGy$. Los valores de dosis mínima y máxima son indicadores de las dosis puntuales que pueden alcanzar los vóxeles que constituyen las secciones pulmonares.

Los programas ImPACT y *VirtualDose* son códigos comerciales para el cálculo de

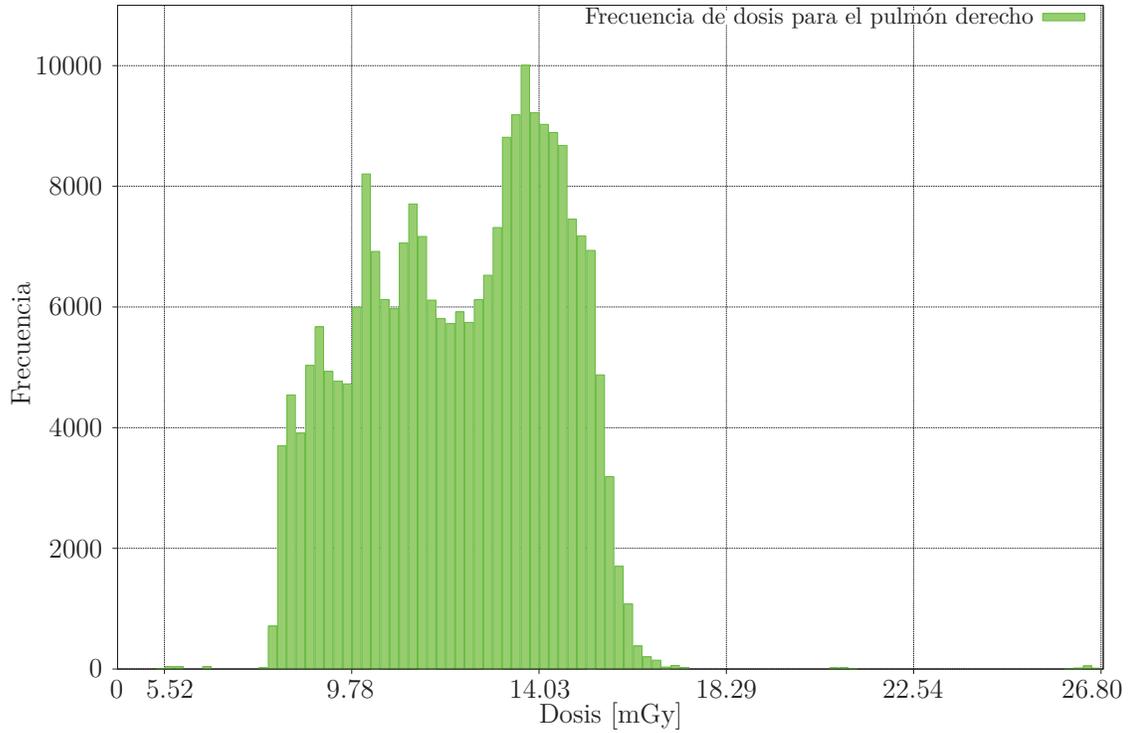


Figura 4.3: Frecuencia de dosis por vóxel para la sección central del pulmón derecho. Estos resultados se obtuvieron considerando las 42 simulaciones realizadas en GATE.

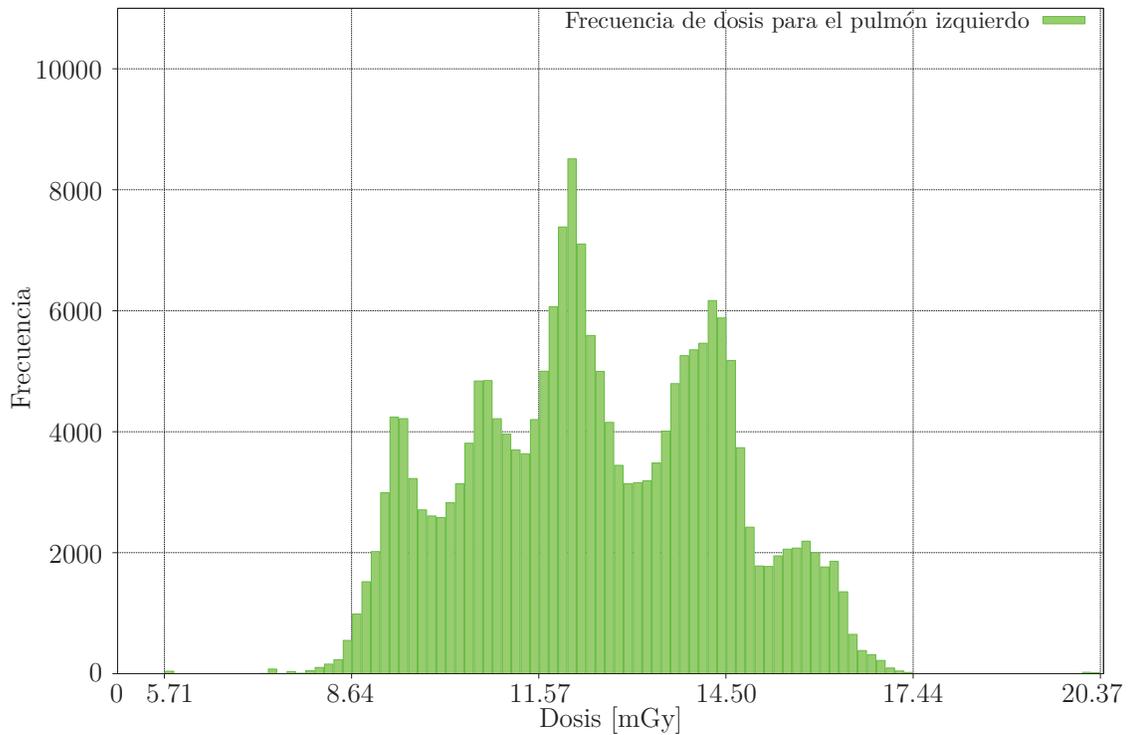


Figura 4.4: Frecuencia de dosis por vóxel para la sección central del pulmón izquierdo. Estos resultados se obtuvieron considerando las 42 simulaciones realizadas en GATE.

dosis en órganos en pacientes sometidos a exámenes CT; los resultados reportados con estos programas pueden aplicarse tanto para pacientes adultos como para pacientes pediátricos [66, 67].

	GATE	ImPACT [67]		<i>VirtualDose</i> [66]	
	Θ (mGy)	D (mGy)	$\epsilon_{\{\Theta,D\}}$ (%)	D (mGy)	$\epsilon_{\{\Theta,D\}}$ (%)
Pulmón derecho	12.25 ± 0.02	19.43	36.97	21.49	43.02
Pulmón izquierdo	12.45 ± 0.03	19.43	35.93	21.49	42.07

Tabla 4.2: Errores promedio, $\epsilon_{\{\Theta,D\}}$, entre los valores de Θ calculados y los resultados obtenidos con otros programas comerciales de cálculo dosimétrico [66, 67].

El software *VirtualDose* realiza los cálculos dosimétricos empleando una exhaustiva base de datos de dosis en órganos, obtenidos con simulaciones Monte Carlo; esta biblioteca comprende un total de 25 fantomas anatómicamente realistas que representan a pacientes de diferentes edades, tamaños corporales, masas corporales y etapas de embarazo [66]. ImPACT, por otra parte, calcula los valores de la dosis en órganos utilizando los datos de dosimetría Monte Carlo NRPB SR250 para 23 escáneres; los datos de las dosis de órganos corresponden a fantomas matemáticos que modelizan un paciente adulto de tamaño normal (70 kg) [67]. Los valores dosimétricos obtenidos con estas herramientas de cálculo son normalizados para el $CTDI_{VOL}$, y se presentan en forma de *dosis en órganos fraccionada*, f_{organ} , definida por la siguiente expresión:

$$f_{organ} = \frac{\text{Dosis en el órgano}}{CTDI_{VOL}} \quad (4.5)$$

Las dosis pulmonares presentadas en la Tabla 4.4 correspondientes a los programas ImPACT y *VirtualDose* fueron calculadas a partir de los f_{organ} reportados en trabajos anteriores [66, 67]. Los valores de Θ y los resultados dosimétricos obtenidos con estos programas muestran errores promedio mayores al 35 %, sin embargo, entran en el orden de magnitud dosimétrico esperado [4, 30, 68].

4.3. Correcciones al indicador Θ

En la Tabla 2.5 se especificó el *pitch* de la imagen tomográfica adquirida ($p = \frac{b}{NT} = 0,69$); este valor indica la eficiencia en la dosis en función de la “densidad” de irradiación [6]:

1. Cuando $p < 1$, los haces de rayos-X correspondientes a dos rotaciones contiguas se sobrepone entre sí.

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

Evidentemente una mayor densidad de irradiación ($p < 1$) conlleva a una mayor dosis, lo cual debe reflejarse en el índice de dosis Θ . Sin embargo, los cálculos dosimétricos fueron realizados considerando un giro completo del *gantry* alrededor de la sección transversal central del fantoma, sin tomar en cuenta las contribuciones al perfil de dosis debido a la superposición de los cortes adyacentes adquiridos en el giro helicoidal de la fuente. Por lo tanto, resulta necesario realizar correcciones a los indicadores planteados, de manera que se tome en consideración los aportes dosimétricos de los cortes adyacentes. Para facilitar el proceso de corrección, se supuso que el tomógrafo BBB realiza la adquisición de imágenes mediante tomografía axial computarizada y se calculó la distancia, b , entre dos rotaciones contiguas. Al reemplazar el valor de NT perteneciente al protocolo de irradiación Γ_4 se obtuvo una distancia $b = 16,56 \text{ mm}$, lo que equivale aproximadamente a tres cortes transversales de la imagen tomográfica.

El porcentaje de dosis que aportan los cortes adyacentes (δ) debido a la superposición de los haces de rayos-X correspondientes a dos rotaciones helicoidales contiguas fue estimado mediante la ejecución de 16 simulaciones adicionales, ubicando secciones dosimétricas rectangulares en los cortes superior (corte 21) e inferior (corte 23) al corte principal bajo estudio. Tanto en el corte superior como en el inferior se ubicaron dos secciones rectangulares: una sección de 8480 *dosels* distribuidos en una matriz de $80 \times 106 \times 1$ para el pulmón derecho y una sección de 8064 *dosels* distribuidos en una matriz de $72 \times 112 \times 1$ para el pulmón izquierdo. La fuente de rayos-X permaneció en la misma posición, incidiendo sobre el corte principal bajo estudio (corte 22); durante la simulación se registró tanto la dosis recibida por el corte central como las dosis absorbidas por los cortes adyacentes. Las dosis recibidas por los cortes superior e inferior fueron utilizadas para estimar el aporte dosimétrico que recibiría el corte central debido al solapamiento de los haces de rayos-X durante el paso de la fuente de rayos-X desde el corte 21 hasta el corte 23 (ver Figura 4.5). La dosis registrada por el corte 23 corresponde a la dosis que recibiría el corte central cuando la fuente de rayos-X se encuentra iniciando el movimiento; mientras que la dosis registrada por el corte 21 corresponde al aporte dosimétrico que se entregaría al corte central cuando la fuente de rayos-X ha finalizado el paso de 1.5 mm . No se tomó en consideración la dosis registrada por el corte central, ya que en tomografía axial computarizada este corte solo recibiría la radiación proveniente de los cortes adyacentes.

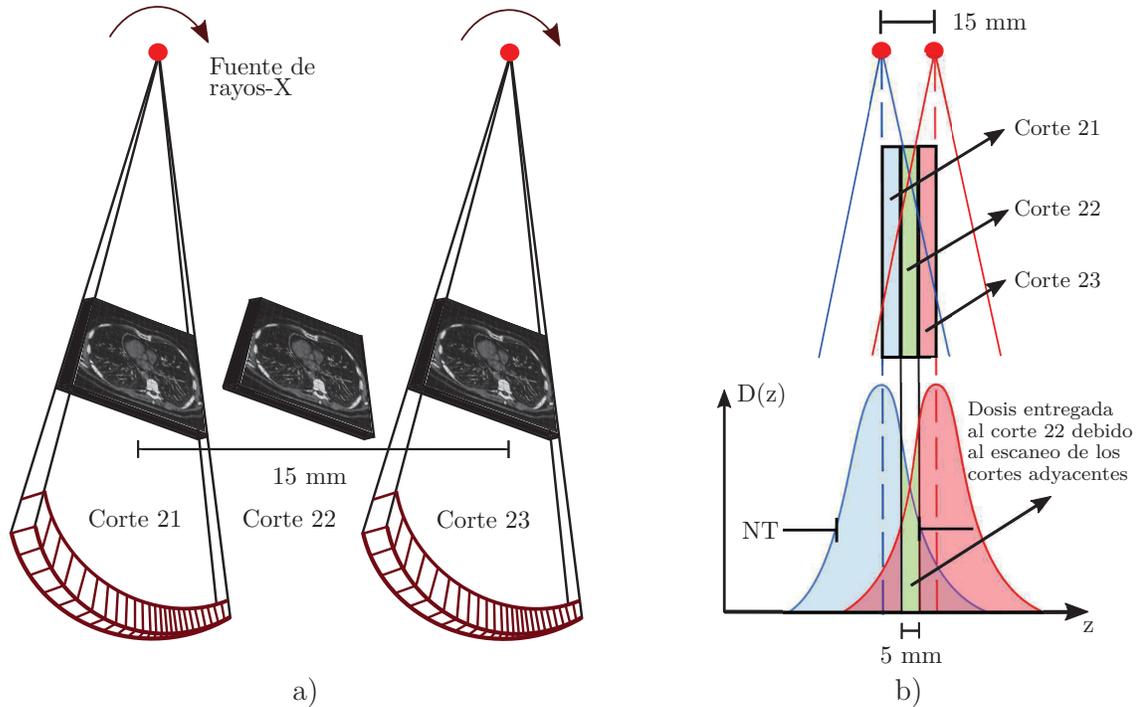


Figura 4.5: Esquema del modelo de corrección para el indicador Θ . a) Representación de los cortes axiales consecutivos que modelizan el giro helicoidal de la fuente. b) Dosis recibida por el corte principal debido al solapamiento de los haces de rayos-X correspondientes a dos rotaciones axiales consecutivas.

	Corte principal	Corte superior		Corte inferior	
	$\overline{Dosis} (mGy)$	$\overline{Dosis} (mGy)$	$\delta (\%)$	$\overline{Dosis} (mGy)$	$\delta (\%)$
Pulmón derecho	13.09	12.46	95.18	12.32	94.11
Pulmón izquierdo	13.25	11.12	83.98	10.87	82.07

Tabla 4.3: Estimación de los porcentajes de dosis, δ , que aportan los cortes adyacentes superior e inferior debido a la superposición de los haces de rayos-X correspondientes a dos rotaciones helicoidales contiguas.

	Θ (mGy)	Aporte corte inferior (mGy)	Aporte corte superior (mGy)	Dosis Total (mGy)
Pulmón derecho	12.25	11.53	11.66	23.19
Pulmón izquierdo	12.45	10.22	10.46	20.68

Tabla 4.4: Estimación del aporte dosimétrico pulmonar de los cortes adyacentes debido a la superposición de los haces de rayos-X.

Los datos presentados en la Tabla 4.3 se obtuvieron empleando todos los *dosels* de las secciones rectangulares, sin discriminar el tejido pulmonar (ver Anexo F). Los aportes dosimétricos, δ , debido a la irradiación de los cortes superior e inferior fueron estimados mediante una comparación porcentual entre los promedios de las dosis

registradas por los cortes adyacentes y la dosis media registrada en el corte central, tomando como valor referencial el promedio de la dosis absorbida por el corte central.

Los valores de la Tabla 4.4 se obtuvieron al aplicar los resultados porcentuales de la Tabla 4.3 a los indicadores de dosis pulmonar Θ . La dosis total absorbida por el corte central corresponde a la suma de los aportes dosimétricos de los cortes adyacentes.

Capítulo 5

Conclusiones y discusión

En este trabajo se empleó la plataforma de simulación Monte Carlo GATE para estimar las dosis absorbidas por los pulmones de una paciente anónima sometida a un examen tomográfico en el escáner Brilliance Big Bore (BBB) del Hospital Oncológico SOLCA-Quito. Para esto se evaluó las dosis recibidas por volúmenes (vóxeles) de $\sim 1,36 \times 1,36 \times 5,0 \text{ mm}^3$ ubicados en secciones pulmonares específicas de 5 mm de espesor, considerando el protocolo de irradiación Γ_4 del tomógrafo BBB. Cada pulmón fue estudiado por separado utilizando secciones con un número fijo de vóxeles, 5709 para el pulmón derecho y 4801 para el izquierdo. Para el análisis de los resultados de las simulaciones MC se introdujo el indicador dosimétrico Θ , definido como el promedio de las dosis absorbidas por los N vóxeles dentro de la sección pulmonar. Se propone a Θ como la magnitud que cuantifica la dosis en el pulmón. Los valores Θ encontrados fueron de $12.25 \pm 0.02 \text{ mGy}$ para el pulmón derecho y $12.45 \pm 0.03 \text{ mGy}$ para el pulmón izquierdo. Estos resultados son exclusivos para la paciente bajo estudio y corresponden únicamente a la tomografía utilizada; es decir, no se puede generalizar los resultados dosimétricos obtenidos, ya que, en principio, se debería realizar un cálculo nuevo para cada paciente y para cada imagen tomográfica adquirida.

Estos valores muestran desviaciones relativamente grandes con respecto a los valores calculados con ayuda de paquetes comerciales, mayores al 35 % en comparación con ImPACT [67] y mayores al 42 % en comparación con *VirtualDose* [66]. Sin embargo, los resultados obtenidos entran en el orden de magnitud dosimétrico esperado [4, 30, 68]. Es importante señalar que las dosis obtenidas con los programas ImPACT y *VirtualDose* se determinan para anatomías genéricas, es decir, no toman en consideración las condiciones específicas del paciente. Estos tampoco consideran las características del protocolo de irradiación; además, estas herramientas computacionales basan sus cálculos dosimétricos en los valores CTDI [66, 67], los cuales, por definición no son un

indicador de dosis en órganos [31]. Por lo tanto, el método de cálculo desarrollado en este trabajo constituye una mejor estrategia para estimar las dosis absorbidas por los órganos de pacientes específicos sometidos a exámenes CT.

Las secciones pulmonares analizadas en el cálculo Monte Carlo fueron una muestra suficiente para estimar las dosis absorbidas por cada uno de los pulmones de la paciente y no se esperan variaciones significativas en los indicadores dosimétricos al considerar el resto de secciones transversales; en parte debido a la propia definición de Θ , el cual promedia las dosis recibidas por los vóxeles pertenecientes a la sección pulmonar, sin tomar en consideración el volumen total irradiado. La definición de *dosis absorbida* establece a esta magnitud física como una función de punto, es decir, el volumen irradiado no es un parámetro relevante para el cálculo de dosis; siendo rigurosos no es posible determinar dosis absorbidas en volúmenes, lo que dificulta la definición de parámetros e indicadores dosimétricos que permitan cuantificar la dosis recibida por un órgano en particular, de hecho, podríamos establecer un sin número de indicadores dosimétricos diferentes, tales como [11]: dosis media, dosis moda, dosis máxima, dosis mínima, etc.

Los resultados reportados en este trabajo se obtuvieron empleando una metodología dosimétrica fundamentada en la definición física de *dosis absorbida*. Los cálculos dosimétricos se llevaron a cabo considerando pequeñas unidades de volumen, con una superficie axial menor a 2 mm^2 y un grosor de 5 mm. Cada uno de estos vóxeles ocupó una posición fija dentro de la sección pulmonar y, después de la simulación, almacenó una dosis de radiación específica para dicha posición. Este procedimiento constituye una buena aproximación de las dosis puntuales recibidas por la rodaja pulmonar, y difiere enormemente de los métodos dosimétricos basados en el CTDI comúnmente utilizados en el área de radiodiagnóstico. Cualquier indicador derivado del CTDI no puede considerarse como un buen indicador dosimétrico, ya que el CTDI únicamente proporciona información relacionada con los parámetros de funcionamiento del escáner CT [32]. Sin embargo, los indicadores Θ fueron calculadas como el valor promedio de las dosis absorbidas por los vóxeles asignados al órgano bajo estudio; lo cual se ajusta a los esquemas médicos generalizados que consideran a la dosis como un valor promedio asociado a volúmenes, cuando en realidad es una función de punto que representa el valor esperado de la energía impartida en un material por unidad de masa. Por lo tanto, desde el punto de vista físico, la dosis máxima (D_{max}) sería el indicador dosimétrico más apropiado; sin embargo, el índice de dosis Θ también puede ser útil debido a que en el ámbito médico suele utilizarse la dosis promedio como un indicador dosimétrico que establece rangos de tolerancia para las dosis absorbidas por las estructuras anatómicas [11].

Los cálculos dosimétricos en GATE se realizaron modelizando un giro completo del *gantry* alrededor de la sección transversal central del fantoma, sin tomar en consideración las contribuciones al perfil de dosis debido a la superposición de los cortes adyacentes adquiridos en el giro helicoidal de la fuente. Esto implica que los indicadores de dosis Θ subestiman la dosis recibida por las rodajas pulmonares, por lo tanto, es necesario realizar correcciones a los indicadores dosimétricos planteados, de manera que se tome en consideración los aportes a la dosis debido a la irradiación de los cortes adyacentes. En este caso, el aporte dosimétrico pulmonar fue estimado mediante simulaciones MC adicionales, añadiendo dos cortes adyacentes al corte central bajo estudio y suponiendo que el tomógrafo BBB realiza la adquisición de imágenes mediante tomografía axial computarizada. Como consecuencia se obtuvieron dosis más altas: $23,19 \text{ mGy}$ para el pulmón derecho y $20,68 \text{ mGy}$ para el pulmón izquierdo. Las correcciones aplicadas consideran simplemente tres cortes axiales adyacentes separados una distancia de 5 mm , lo cual no representa correctamente el movimiento helicoidal de la fuente de rayos-X. Para mejorar las correcciones dosimétricas en trabajos posteriores se recomienda simular nuevamente el sistema completo añadiendo un movimiento de traslación adicional al fantoma y a la camilla.

Las aproximaciones dosimétricas realizadas con este método permiten tomar en consideración las condiciones específicas de los pacientes y los protocolos de irradiación de los tomógrafos, esto es importante si se está interesado en el cálculo de dosis en órganos para pacientes sujetos a escaneos repetitivos. Los programas comerciales destinados al cálculo de dosis en órganos, por lo general no toman en cuenta los protocolos utilizados en el tomógrafo ni las características específicas de los pacientes [66, 67]. El procedimiento desarrollado en este trabajo puede ser usado para cualquier imagen tomográfica adquirida en el tomógrafo BBB del Hospital Oncológico SOLCA- Quito. En el futuro sería conveniente aplicar este método de cálculo para otros tipos de tejido. Se espera que este procedimiento sea una herramienta útil en el desarrollo de nuevos protocolos CT que minimicen las dosis en los órganos de los pacientes que se realizan tomografías computarizadas en Ecuador.

Referencias

- [1] W. A. Kalender. X-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.*, 51(13):R29–R43, 2006.
- [2] International Atomic Energy Agency. Dosimetry in diagnostic radiology: An international code of practice. Report 457. IAEA, 2007.
- [3] International Atomic Energy Agency. Dose reduction in CT while maintaining diagnostic confidence: A feasibility/demonstration study. TECDOC-1621. IAEA, 2009.
- [4] W. A. Kalender. Dose in x-ray computed tomography. *Phys. Med. Biol.*, 59(3):R129–R150, 2014.
- [5] D. J. Brenner, C. D. Elliston, E. J. Hall, and W. E. Berdon. Estimated risks of radiation induced fatal cancer from pediatric CT. *Am. J. Roentgenol*, 176:289–296, 2001.
- [6] A. A. Coloma. Simulaciones Monte Carlo para el Cálculo de los Índices de Dosis en el Tomografo Brilliance Big Bore del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. Trabajo de Titulación para obtener el título de Físico, Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2014.
- [7] S. A. Kane. *Introduction to Physics in Modern Medicine*. Taylor & Francis Group, Boca Raton-USA, 2nd edition, 2009.
- [8] F. Khan. *The Physics of Radiation Therapy: Part I, Basic Physics*. Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia-USA, 3rd edition, 2003.
- [9] E. C. Halperin, L. W. Brady, C. A. Perez, and D. E. Wazer. *Perez and Brady's Principles and Practice of Radiation Oncology*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia-USA, 6th edition, 2013.
- [10] W. Huda and R. M. Slone. *Review of Radiological Physics*. Williams & Wilkins, Philadelphia-USA, 2003.

- [11] P. Cherry and A. Duxbury. *Practical Radiotherapy Physics and Equipment*. Wiley-Blackwell, Chichester-U.K., 2nd edition, 2009.
- [12] E. Franco. Análisis digital de imágenes tomográficas sin contraste para la búsqueda de tumores cerebrales. Tesis presentada para obtener el grado de Maestro en Ciencias en Computación, Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México D.F.-México, 2011.
- [13] M. Goitein. *Radiation Oncology : A Physicist's-Eye View*. Springer, New York-USA, 2008.
- [14] 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.
- [15] W. Schneider, T. Bortfeld, and W. Schlegel. Correlation between CT numbers and tissue parameters needed for Monte Carlo simulations of clinical dose distributions. *Phys. Med. Biol*, 45:459–478, 2000.
- [16] C. Coolens and P. J. Childs. Calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning of patients with metallic hip prostheses: the use of the extended CT-scale. *Phys. Med. Biol*, 48:1591–1603, 2003.
- [17] E. B. Podgoršak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, Vienna-Austria, 2005.
- [18] E. B. Podgoršak. *Radiation Physics for Medical Physicist*. Springer-Verlag, Heidelberg-Germany, 2006.
- [19] F. H. Attix. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VCH, Mörlenbach-Germany, 2004.
- [20] S. J. Golding and P. C. Shrimpton. Radiation dose in CT: are we meeting the challenge? *The British Journal of Radiology*, 75:1–4, 2002.
- [21] D. J. Brenner and E. J. Hall. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure. *N. Engl. J. Med.*, 357:2277–2284, 2007.
- [22] K. R. Kase, B. E. Bjärngard, and F. H. Attix. *The Dosimetry of Ionizing Radiation*, volume III. Academic Press, San Diego-USA, 1990.
- [23] International Commission on Radiation Units and Measurements. Fundamental quantities and units for ionizing radiation. Technical Report 85. ICRU, 2011.

- [24] J. T. Bushberg, J. A. Seibert, E. M. Leidhold, and J. M. Boone. *The Essential Physics of Medical Imaging*. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia-USA, 3rd edition, 2012.
- [25] Comisión Internacional de Protección Radiológica. Las recomendaciones 2007 de la comisión internacional de protección radiológica. Technical Report 103. ICRU, 2007.
- [26] C. Martin. Effective dose: how should it be applied to medical exposures? *The British Journal of Radiology*, 80, 2007.
- [27] J. Christner, J. Koffer, and C. McCollough. Estimating effective dose for ct using dose-length product compared with using organ doses: Consequences of adopting international commission on radiological protection publication 103 or dual-energy scanning. *American Journal of Roentgenology*, 194, 2010.
- [28] C. McCollough *et. al.* The measurement, reporting, and management of radiation dose in ct. Technical Report 96, AAPM Task Group 23, 2008.
- [29] R. Chu, J. Fisher, B. Archer, B. Conway, M. Goodsitt, S. Glaze, J. Gray, and K. Strauss. Standardized Methods for Measuring Diagnostic X-Ray Exposures. Technical Report 31. AAPM Task Group 8, 1990.
- [30] L. Goldman. Principles of CT: Radiation Dose and Image Quality. *Journal of Nuclear Medicine Technology*, 35(4):213–225, 2007.
- [31] C. McCollough, S. Leng, L. Yu, D. Cody, J. Boone, and M. McNitt-Gray. CT Dose Index and Patient Dose: They are not the same thing. *Radiology*, 259(2):311–316, 2011.
- [32] J. Boone, K. Strauss, D. Cody, C. McCollough, M. McNitt-Gray, and T. Toth. Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations. Technical Report 204, AAPM Task Group 204 in collaboration with Alliance and ICRU, 2011.
- [33] American Association of Physicist in Medicine. The future of CT dosimetry: comprehensive methodology for the evaluation of radiation dose in X-ray computed tomography. Report No 111, AAPM Task Group 111, 2010.
- [34] International Electrotechnical Commission. Particular requirements for the basic safety and essential performance of X-ray equipment for computed tomography.

- Amendment 1 to IEC 60601-2-44: 2009 Medical electrical equipment: part 2-44., 2010.
- [35] International Atomic Energy Agency. Status of computed tomography. Dosimetry for wide cone beam scanners. Human Health Reports No 5, IAEA, 2011.
- [36] T. B. Shope, R. M. Gagne, and G. C. Johnson. A method for describing the doses delivered by transmission X-ray computed tomography. *Med. Phys.*, 8(4):488–495, 1981.
- [37] P. C. Shrimpton, D. G. Jones, M. C. Hillier, B. F. Wall, J. C. Le Heron, and K. Faulkner. Survey of CT practice in the UK: part 2: Dosimetric Aspects. *Oxon: National Radiological Protection Board*, pages NRPB–249, 1991.
- [38] W. A. Kalender, B. Schmidt, M. Zankl, and M. Schmidt. A PC program for estimating organ dose and effective dose values in computed tomography. *Eur. Radiol.*, 9:555–562, 1999.
- [39] W. A. Kalender. CTDI and patient dose: a European perspective. *54th Annu. Meeting of the AAPM Med. Phys.*, 39:3906, 2012.
- [40] J. C. Bedoya. Cálculos Dosimétricos Mediante Código Monte Carlo a Partir de Imágenes PET/CT. Trabajo de Titulación previo a la obtención del título de Máster en Física Médica, Universidad Nacional de Cuyo, Mendoza-Argentina, 2011.
- [41] S. Agostinelli *et. al.* Geant4 – a simulation toolkit. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 506(4):250–303, 2003.
- [42] S. Jan *et. al.* GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys. Med. Biol.*, 49:4543–4561, 2004.
- [43] 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.
- [44] C. Lee, H. Kim, Y. H. Chung, H. Cho, J. Jung, H. Park, and A. Yu. GATE Simulations of CTDI for CT Dose. *Journal of the Korean Physical Society*, 54(4):1702–1708, 2009.
- [45] 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. *Medical Physics*, 34(12):4818–4853, 2007.

- [46] P. Andreo. Monte Carlo Techniques in Medical Radiation Physics. *Physics in Medicine and Biology*, 36(7):861–920, 1991.
- [47] L. Maigne, Y. Perrot, D. Schaart, D. Donnarieix, and V. Breton. Comparison of GATE/GEANT4 with EGSnrc and MCNP for electron dose calculations at energies between 15 keV and 20 MeV. *Physics in Medicine and Biology*, 56:811–827, 2011.
- [48] C. Robert *et. al.* Distributions of secondary particles in proton and carbon-ion therapy: a comparison between GATE/Geant4 and FLUKA monte carlo codes. *Physics in Medicine and Biology*, 58:2879–2899, 2013.
- [49] F. Lamare, A. Turzo, Y. Bizais, C. Cheze Le Rest, and D. Visvikis. Validation of a Monte Carlo simulation of the Philips Allegro/GEMINI PET systems using GATE. *Physics in Medicine and Biology*, 51:943–962, 2006.
- [50] C. O. Thiam, V. Breton, D. Donnarieix, B. Habib, and L. Maigne. Validation of a dose deposited by low-energy photons using GATE/GEANT4. *Physics in Medicine and Biology*, 53:3039–3055, 2008.
- [51] OpenGATE collaboration. User’s Guide for GATE V7.0. *L’Agence nationale de la recherche*, 2014.
- [52] NEMA. *Digital Imaging and Communications in Medicine. Introduction and Overview*. National Electrical Manufacturers Association, Rosslyn Virginia-USA, 2011.
- [53] A. B. Reyes. Elaboración de un Modelo Tridimensional de las Vías Aéreas Superiores y Estructuras Anexas a Partir de Imágenes Tomográficas. Tesis previa a la obtención del Título en Ingeniería Eléctrica y Electrónica, Universidad Nacional Autónoma de México, México D.F.-México, 2014.
- [54] E. Torres and G. Salinas. Desarrollo de un maniquí virtual tipo voxel a partir de imágenes en formato DICOM. *Superficies y Vacío*, 23:90–93, 2010.
- [55] MATLAB. *version 7.6.0 (R2008a)*. The MathWorks Inc, Natick, Massachusetts, 2008.
- [56] P. Seroul and D. Sarrut. VV: Viewer for the evaluation of 4D image registration. *MICCAI workshop Systems and Architectures for Computer Assisted Interventions*, 2008.
- [57] ImageJ. *version 1.48*. W. Rasband - National Institutes of Health, USA, 1997.

- [58] 3DSlicer. *A multi-platform, free and open software package for visualization and medical image computing*. 3DSlicer official website <www.slicer.org>, Accessed 05.03.2016, 2016.
- [59] A. Fedorov *et al.* 3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network. *Magnetic Resonance Imaging*, 30(9):1323–1341, 2012.
- [60] A. Dubois, S. Stute, and S. Jan. How to manage anthropomorphic phantoms with GATE. *GATE Training. INSTN-Saclay. France*, 2014.
- [61] Purchasing and Supply Agency. Comparative Specifications: Wide Bore CT Scanners. *Technical Report CEP08029. Centre for Evidence-Based Purchasing*, 2009.
- [62] K. Cranley and B. J. Gilmore, G. W. A. Fogarty, and L. Desponds. 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.
- [63] J. Boone. Method for evaluating bow tie filter angle-dependent attenuation in CT: Theory and simulation results. *Medical Physics*, 37(1):40–48, 2010.
- [64] R. Castillo. Desarrollo de un Protocolo de Control de Calidad para Tomografía Computarizada Helicoidal. Trabajo presentado para obtener el título de Licenciado en Física, Universidad de Los Andes, Mérida-Venezuela, 2008.
- [65] International Commission on Radiation Units and Measurements. Tissue substitutes in radiation dosimetry and measurement. Report 44 of the International Commission on Radiation Units and Measurements, 1989.
- [66] 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.
- [67] W. Huda, A. Sterzik, S. Tipnis, and J. Schouep. Organ doses to adult patients for chest CT. *Med. Phys.*, 37(2):842–847, 2010.
- [68] D. Tack and P. A. Gevenois. *Radiation Dose from Adult and Pediatric Multidetector Computed Tomography*. Springer, Berlin-Germany, 2007.

Anexo A

Script de recorte y segmentación

Los algoritmos de recorte y segmentación fueron diseñados específicamente para la tomografía adquirida, por lo que no pueden ser aplicados de manera general para otros estudios.

```
%%-----  
%% Ingreso de datos correspondientes a la imagen tomográfica original  
%%-----  
clear  
close all  
clc  
prefix = 'S30_1\I'; % Carpeta donde se almacena la imagen tomográfica  
% Recorte longitudinal, selección de 43 cortes transversales útiles  
fnum = 18:60;  
ext = '.dcm';  
fname = [prefix num2str(fnum(1)) ext];  
info = dicominfo(fname)  
voxel_size = [info.PixelSpacing; info.SliceThickness]';  
hWaitBar = waitbar(0,'Reading DICOM files');  
for i = length(fnum):-1:1  
    fname = [prefix num2str(fnum(i)) ext];  
    D(:,:,i) = uint16(dicomread(fname));  
    waitbar((length(fnum)-i)/length(fnum))  
end  
delete(hWaitBar)  
whos D  
% Almacenamiento de los cortes transversales en D1  
D1 = D  
whos D1  
max_level = double(max(D(:)));  
%%-----  
%% Recorte superficial y segmentación de la imagen tomográfica  
%%-----  
lb = 151;  
ub = 2300;  
D1(D1 >= ub) = 0;  
D1(294:512, :, 1) = 0;
```

M. Rojas

```

D1(1:172,:,1) = 0;
D1(:,1:75,1) = 0;
D1(:,439:512,1) = 0;
D1(293:295,1:178,1) = 0;
D1(293:295,197:315,1) = 0;
D1(293:295,333:512,1) = 0;
D1(1:512,438:512,1) = 0;
Up1 = D1(172:181,:,1);
Dw1 = D1(262:294,:,1);
Lf1 = D1(:,75:254,1);
Rg1 = D1(:,265:439,1);
Up1 (Up1 <= lb) = 0;
Dw1(Dw1 <= lb) = 0;
Lf1(Lf1 <= lb) = 0;
Rg1(Rg1 <= lb) = 0;
D1(172:181,:,1) = Up1;
D1(262:294,:,1) = Dw1;
D1(:,75:254,1) = Lf1;
D1(:,265:439,1) = Rg1;
D1(295:512,:,2) = 0;
D1(1:173,:,2) = 0;
D1(:,1:79,2)=0;
D1(:,436:512,2)=0;
D1(294:296,1:174,2) = 0;
D1(294:296,208:309,2) = 0;
D1(294:296,337:512,2) = 0;
D1(1:512,434:512,2) = 0;
Up2 = D1(173:185,:,2);
Dw2 = D1(262:295,:,2);
Lf2 = D1(:,79:254,2);
Rg2 = D1(:,263:436,2);
Up2 (Up2 <= lb) = 0;
Dw2(Dw2 <= lb) = 0;
Lf2(Lf2 <= lb) = 0;
Rg2(Rg2 <= lb) = 0;
D1(173:185,:,2) = Up2;
D1(262:295,:,2) = Dw2;
D1(:,79:254,2) = Lf2;
D1(:,263:436,2) = Rg2;
D1(296:512,:,3) = 0;
D1(1:174,:,3) = 0;
D1(:,1:85,3)=0;
D1(:,429:512,3) = 0;
D1(295:297,1:170,3) = 0;
D1(295:297,217:303,3) = 0;
D1(295:297,340:512,3) = 0;
Up3 = D1(174:187,:,3);
Dw3 = D1(243:296,:,3);
Lf3 = D1(:,85:232,3);
Rg3 = D1(:,293:429,3);
Up3(Up3 <= lb) = 0;
Dw3(Dw3 <= lb) = 0;
Lf3(Lf3 <= lb) = 0;
Rg3(Rg3 <= lb) = 0;
D1(174:187,:,3) = Up3;
D1(243:296,:,3) = Dw3;
D1(:,85:232,3) = Lf3;
D1(:,293:429,3) = Rg3;
D1(297:512,:,4) = 0;
D1(1:175,:,4) = 0;
D1(:,1:90,4) = 0;
D1(:,424:512,4) = 0;
D1(296:298,1:166,4) = 0;
D1(296:298,228:286,4) = 0;
D1(296:298,343:512,4) = 0;
Up4 = D1(175:188,:,4);
Dw4 = D1(243:297,:,4);
Lf4 = D1(:,90:222,4);
Rg4 = D1(:,300:424,4);
Up4(Up4 <= lb) = 0;
Dw4(Dw4 <= lb) = 0;
Lf4(Lf4 <= lb) = 0;
Rg4(Rg4 <= lb) = 0;
D1(175:188,:,4) = Up4;
D1(243:297,:,4) = Dw4;
D1(:,90:222,4) = Lf4;
D1(:,300:424,4) = Rg4;
D1(298:512,:,5) = 0;
D1(1:176,:,5) = 0;
D1(:,1:93,5) = 0;
D1(:,420:512,5) = 0;
D1(297:299,1:164,5) = 0;
D1(297:299,234:281,5) = 0;
D1(297:299,344:512,5) = 0;
Up5 = D1(176:190,:,5);
Dw5 = D1(248:299,:,5);
Lf5 = D1(:,93:213,5);
Rg5 = D1(:,306:420,5);
Up5(Up5 <= lb) = 0;
Dw5(Dw5 <= lb) = 0;
Lf5(Lf5 <= lb) = 0;
Rg5(Rg5 <= lb) = 0;
D1(176:190,:,5) = Up5;
D1(248:299,:,5) = Dw5;
D1(:,93:213,5) = Lf5;
D1(:,306:420,5) = Rg5;
D1(300:512,:,6) = 0;
D1(1:177,:,6) = 0;
D1(:,1:98,6) = 0;
D1(:,414:512,6) = 0;
D1(296:301,350:512,6) = 0;
D1(297:301,348:512,6) = 0;
D1(298:301,1:162,6) = 0;
D1(298:301,238:278,6) = 0;
D1(298:301,346:512,6) = 0;
D1(299:301,1:166,6) = 0;
D1(299:301,230:285,6) = 0;
D1(299:301,341:512,6) = 0;
Up6 = D1(177:194,:,6);
Dw6 = D1(254:300,:,6);
Lf6 = D1(:,98:210,6);
Rg6 = D1(:,311:414,6);
Up6(Up6 <= lb) = 0;
Dw6(Dw6 <= lb) = 0;
Lf6(Lf6 <= lb) = 0;
Rg6(Rg6 <= lb) = 0;
D1(177:194,:,6) = Up6;
D1(254:300,:,6) = Dw6;
D1(:,98:210,6) = Lf6;
D1(:,311:414,6) = Rg6;
D1(301:512,:,7) = 0;
D1(1:177,:,7) = 0;
D1(:,1:103,7) = 0;
D1(:,408:512,7) = 0;
D1(298:302,349:512,7) = 0;
D1(299:302,1:160,7) = 0;
D1(299:302,243:275,7) = 0;
D1(299:302,347:512,7) = 0;
D1(300:302,1:165,7) = 0;
D1(300:302,235:285,7) = 0;
D1(300:302,343:512,7) = 0;
Up7 = D1(177:198,:,7);
Dw7 = D1(258:301,:,7);
Lf7 = D1(:,103:207,7);
Rg7 = D1(:,315:408,7);
Up7(Up7 <= lb) = 0;
Dw7(Dw7 <= lb) = 0;
Lf7(Lf7 <= lb) = 0;
Rg7(Rg7 <= lb) = 0;
D1(177:198,:,7) = Up7;
D1(258:301,:,7) = Dw7;
D1(:,103:207,7) = Lf7;
D1(:,315:408,7) = Rg7;
D1(301:512,:,8) = 0;
D1(1:176,:,8) = 0;
D1(:,1:107,8) = 0;
D1(:,404:512,8) = 0;
D1(299:302,351:512,8) = 0;
D1(300:302,1:158,8) = 0;
D1(300:302,246:272,8) = 0;
D1(300:302,349:512,8) = 0;
Up8 = D1(176:202,:,8);
Dw8 = D1(260:301,:,8);
Lf8 = D1(:,107:203,8);
Rg8 = D1(:,319:404,8);
Up8(Up8 <= lb) = 0;
Dw8(Dw8 <= lb) = 0;
Lf8(Lf8 <= lb) = 0;
Rg8(Rg8 <= lb) = 0;
D1(176:202,:,8) = Up8;
D1(260:301,:,8) = Dw8;
D1(:,107:203,8) = Lf8;
D1(:,319:404,8) = Rg8;
D1(302:512,:,9) = 0;
D1(1:175,:,9) = 0;
D1(:,1:111,9) = 0;
D1(:,400:512,9) = 0;
D1(299:303,353:512,9) = 0;
D1(300:303,351:512,9) = 0;
D1(301:303,348:512,9) = 0;
D1(301:303,1:158,9) = 0;
Up9 = D1(175:203,:,9);
Dw9 = D1(266:302,:,9);
Lf9 = D1(:,111:199,9);
Rg9 = D1(:,322:400,9);
Up9(Up9 <= lb) = 0;
Dw9(Dw9 <= lb) = 0;

```

```

Lf9(Lf9 <= lb) = 0;
Rg9(Rg9 <= lb) = 0;
D1(175:203, :, 9) = Up9;
D1(266:302, :, 9) = Dw9;
D1(:, 111:199, 9) = Lf9;
D1(:, 322:400, 9) = Rg9;
D1(303:512, :, 10) = 0;
D1(1:174, :, 10) = 0;
D1(:, 1:113, 10) = 0;
D1(:, 398:512, 10) = 0;
D1(300:304, 354:512, 10) = 0;
D1(301:304, 352:512, 10) = 0;
D1(302:304, 349:512, 10) = 0;
D1(302:304, 1:159, 10) = 0;
Up10 = D1(174:202, :, 10);
Dw10 = D1(268:303, :, 10);
Lf10 = D1(:, 113:196, 10);
Rg10 = D1(:, 324:398, 10);
Up10(Up10 <= lb) = 0;
Dw10(Dw10 <= lb) = 0;
Lf10(Lf10 <= lb) = 0;
Rg10(Rg10 <= lb) = 0;
D1(174:202, :, 10) = Up10;
D1(268:303, :, 10) = Dw10;
D1(:, 113:196, 10) = Lf10;
D1(:, 324:398, 10) = Rg10;
D1(304:512, :, 11) = 0;
D1(1:173, :, 11) = 0;
D1(:, 1:115, 11) = 0;
D1(:, 396:512, 11) = 0;
D1(300:304, 356:512, 11) = 0;
D1(301:304, 354:512, 11) = 0;
D1(302:304, 352:512, 11) = 0;
D1(303:304, 350:512, 11) = 0;
D1(303:304, 1:158, 11) = 0;
Up11 = D1(173:201, :, 11);
Dw11 = D1(270:304, :, 11);
Lf11 = D1(:, 115:193, 11);
Rg11 = D1(:, 326:396, 11);
Up11(Up11 <= lb) = 0;
Dw11(Dw11 <= lb) = 0;
Lf11(Lf11 <= lb) = 0;
Rg11(Rg11 <= lb) = 0;
D1(173:201, :, 11) = Up11;
D1(270:304, :, 11) = Dw11;
D1(:, 115:193, 11) = Lf11;
D1(:, 326:396, 11) = Rg11;
D1(305:512, :, 12) = 0;
D1(1:173, :, 12) = 0;
D1(:, 1:116, 12) = 0;
D1(:, 394:512, 12) = 0;
D1(301:305, 357:512, 12) = 0;
D1(302:305, 356:512, 12) = 0;
D1(303:305, 354:512, 12) = 0;
D1(304:305, 351:512, 12) = 0;
D1(304:305, 1:158, 12) = 0;
Up12 = D1(173:201, :, 12);
Dw12 = D1(275:305, :, 12);
Lf12 = D1(:, 116:190, 12);
Rg12 = D1(:, 329:394, 12);
D1(306:512, :, 13) = 0;
D1(1:172, :, 13) = 0;
D1(:, 1:117, 13) = 0;
D1(:, 393:512, 13) = 0;
D1(302:306, 358:512, 13) = 0;
D1(303:306, 356:512, 13) = 0;
D1(304:306, 354:512, 13) = 0;
D1(305:306, 351:512, 13) = 0;
D1(303:306, 1:152, 13) = 0;
D1(304:306, 1:154, 13) = 0;
D1(305:306, 1:156, 13) = 0;
Up13 = D1(172:201, :, 13);
Dw13 = D1(275:306, :, 13);
Lf13 = D1(:, 117:191, 13);
Rg13 = D1(:, 329:393, 13);
Up13(Up13 <= lb) = 0;
Dw13(Dw13 <= lb) = 0;
Lf13(Lf13 <= lb) = 0;
Rg13(Rg13 <= lb) = 0;
D1(172:201, :, 13) = Up13;
D1(275:306, :, 13) = Dw13;
D1(:, 117:191, 13) = Lf13;
D1(:, 329:393, 13) = Rg13;
D1(307:512, :, 14) = 0;
D1(1:171, :, 14) = 0;
D1(:, 1:117, 14) = 0;
D1(:, 392:512, 14) = 0;
D1(303:307, 358:512, 14) = 0;
D1(304:307, 357:512, 14) = 0;
D1(305:307, 355:512, 14) = 0;
D1(306:307, 352:512, 14) = 0;
D1(302:307, 1:148, 14) = 0;
D1(303:307, 1:150, 14) = 0;
D1(304:307, 1:152, 14) = 0;
D1(305:307, 1:154, 14) = 0;
D1(306:307, 1:156, 14) = 0;
Up14 = D1(171:197, :, 14);
Dw14 = D1(280:307, :, 14);
Lf14 = D1(:, 117:187, 14);
Rg14 = D1(:, 331:392, 14);
Up14(Up14 <= lb) = 0;
Dw14(Dw14 <= lb) = 0;
Lf14(Lf14 <= lb) = 0;
Rg14(Rg14 <= lb) = 0;
D1(171:197, :, 14) = Up14;
D1(280:307, :, 14) = Dw14;
D1(:, 117:187, 14) = Lf14;
D1(:, 331:392, 14) = Rg14;
D1(308:512, :, 15) = 0;
D1(1:170, :, 15) = 0;
D1(:, 1:118, 15) = 0;
D1(:, 391:512, 15) = 0;
D1(304:308, 359:512, 15) = 0;
D1(305:308, 357:512, 15) = 0;
D1(306:308, 355:512, 15) = 0;
D1(307:308, 353:512, 15) = 0;
D1(303:308, 1:148, 15) = 0;
D1(304:308, 1:150, 15) = 0;
D1(305:308, 1:153, 15) = 0;
D1(306:308, 1:154, 15) = 0;
D1(307:308, 1:158, 15) = 0;
Up15 = D1(170:194, :, 15);
Dw15 = D1(283:308, :, 15);
Lf15 = D1(:, 118:185, 15);
Rg15 = D1(:, 332:391, 15);
Up15(Up15 <= lb) = 0;
Dw15(Dw15 <= lb) = 0;
Lf15(Lf15 <= lb) = 0;
Rg15(Rg15 <= lb) = 0;
D1(170:194, :, 15) = Up15;
D1(283:308, :, 15) = Dw15;
D1(:, 118:185, 15) = Lf15;
D1(:, 332:391, 15) = Rg15;
D1(309:512, :, 16) = 0;
D1(1:169, :, 16) = 0;
D1(:, 1:118, 16) = 0;
D1(:, 391:512, 16) = 0;
D1(308:309, 1:157, 16) = 0;
D1(307:309, 1:155, 16) = 0;
D1(306:309, 1:153, 16) = 0;
D1(305:309, 1:150, 16) = 0;
D1(304:309, 1:148, 16) = 0;
D1(304:309, 360:500, 16) = 0;
D1(305:309, 359:500, 16) = 0;
D1(306:309, 357:500, 16) = 0;
D1(307:309, 355:500, 16) = 0;
D1(308:309, 353:500, 16) = 0;
Up16 = D1(169:193, :, 16);
Dw16 = D1(284:309, :, 16);
Lf16 = D1(:, 118:184, 16);
Rg16 = D1(:, 333:391, 16);
Up16(Up16 <= lb) = 0;
Dw16(Dw16 <= lb) = 0;
Lf16(Lf16 <= lb) = 0;
Rg16(Rg16 <= lb) = 0;
D1(169:193, :, 16) = Up16;
D1(284:309, :, 16) = Dw16;
D1(:, 118:184, 16) = Lf16;
D1(:, 333:391, 16) = Rg16;
D1(310:512, :, 17) = 0;
D1(1:168, :, 17) = 0;
D1(:, 1:119, 17) = 0;
D1(:, 390:512, 17) = 0;
D1(309:310, 1:158, 17) = 0;
D1(308:310, 1:156, 17) = 0;
D1(307:310, 1:154, 17) = 0;
D1(306:310, 1:151, 17) = 0;
D1(309:310, 353:500, 17) = 0;
D1(308:310, 355:500, 17) = 0;

```

```

D1(307:309,357:500,17) = 0;
D1(306:309,358:500,17) = 0;
Up17 = D1(168:189,.,17);
Dw17 = D1(288:310,.,17);
Lf17 = D1(:,119:182,17);
Rg17 = D1(:,334:390,17);
Up17(Up17 <= 1b) = 0;
Dw17(Dw17 <= 1b) = 0;
Lf17(Lf17 <= 1b) = 0;
Rg17(Rg17 <= 1b) = 0;
D1(168:189,.,17) = Up17;
D1(288:310,.,17) = Dw17;
D1(:,119:182,17) = Lf17;
D1(:,334:390,17) = Rg17;
D1(310:512,.,18) = 0;
D1(1:168,.,18) = 0;
D1(:,1:120,18)=0;
D1(:,389:512,18)=0;
D1(309:310,1:155,18) = 0;
D1(308:310,1:153,18) = 0;
D1(307:310,1:151,18) = 0;
D1(309:310,354:500,18) = 0;
D1(308:310,356:500,18) = 0;
D1(307:309,358:500,18) = 0;
Up18 = D1(168:188,.,18);
Dw18 = D1(289:310,.,18);
Lf18 = D1(:,120:181,18);
Rg18 = D1(:,334:389,18);
Up18(Up18 <= 1b) = 0;
Dw18(Dw18 <= 1b) = 0;
Lf18(Lf18 <= 1b) = 0;
Rg18(Rg18 <= 1b) = 0;
D1(168:188,.,18) = Up18;
D1(289:310,.,18) = Dw18;
D1(:,120:181,18) = Lf18;
D1(:,334:389,18) = Rg18;
D1(311:512,.,19) = 0;
D1(1:167,.,19) = 0;
D1(:,1:120,19) = 0;
D1(:,387:512,19) = 0;
D1(310:311,1:156,19) = 0;
D1(309:311,1:154,19) = 0;
D1(308:311,1:152,19) = 0;
D1(310:311,353:500,19) = 0;
D1(309:311,355:500,19) = 0;
D1(308:311,357:500,19) = 0;
Up19 = D1(167:186,.,19);
Dw19 = D1(291:311,.,19);
Lf19 = D1(:,120:180,19);
Rg19 = D1(:,334:387,19);
Up19(Up19 <= 1b) = 0;
Dw19(Dw19 <= 1b) = 0;
Lf19(Lf19 <= 1b) = 0;
Rg19(Rg19 <= 1b) = 0;
D1(167:186,.,19) = Up19;
D1(291:311,.,19) = Dw19;
D1(:,120:180,19) = Lf19;
D1(:,334:387,19) = Rg19;
D1(312:512,.,20) = 0;
D1(1:166,.,20) = 0;
D1(:,1:121,20) = 0;
D1(:,386:512,20) = 0;
D1(311:312,1:157,20) = 0;
D1(310:312,1:155,20) = 0;
D1(309:312,1:153,20) = 0;
D1(309:312,356:500,20) = 0;
D1(310:312,354:500,20) = 0;
D1(311:312,352:500,20) = 0;
Up20 = D1(166:185,.,20);
Dw20 = D1(293:312,.,20);
Lf20 = D1(:,121:179,20);
Rg20 = D1(:,336:386,20);
Up20(Up20 <= 1b) = 0;
Dw20(Dw20 <= 1b) = 0;
Lf20(Lf20 <= 1b) = 0;
Rg20(Rg20 <= 1b) = 0;
D1(166:185,.,20) = Up20;
D1(293:312,.,20) = Dw20;
D1(:,121:179,20) = Lf20;
D1(:,336:386,20) = Rg20;
D1(313:512,.,21) = 0;
D1(1:165,.,21) = 0;
D1(:,1:122,21) = 0;
D1(:,385:512,21) = 0;
D1(312:313,1:160,21) = 0;
D1(311:313,1:158,21) = 0;
D1(310:313,1:156,21) = 0;
D1(310:313,355:500,21) = 0;
D1(311:313,353:500,21) = 0;
D1(312:313,351:500,21) = 0;
Up21 = D1(165:184,.,21);
Dw21 = D1(297:313,.,21);
Lf21 = D1(:,122:178,21);
Rg21 = D1(:,336:385,21);
Up21(Up21 <= 1b) = 0;
Dw21(Dw21 <= 1b) = 0;
Lf21(Lf21 <= 1b) = 0;
Rg21(Rg21 <= 1b) = 0;
D1(165:184,.,21) = Up21;
D1(297:313,.,21) = Dw21;
D1(:,122:178,21) = Lf21;
D1(:,336:385,21) = Rg21;
D1(314:512,.,22) = 0;
D1(1:165,.,22) = 0;
D1(:,1:123,22) = 0;
D1(:,384:512,22) = 0;
D1(313:314,1:163,22) = 0;
D1(312:314,1:161,22) = 0;
D1(311:314,355:500,22) = 0;
D1(312:314,352:500,22) = 0;
D1(313:314,350:500,22) = 0;
Up22 = D1(165:185,.,22);
Dw22 = D1(297:314,.,22);
Lf22 = D1(:,123:177,22);
Rg22 = D1(:,337:384,22);
Up22(Up22 <= 1b) = 0;
Dw22(Dw22 <= 1b) = 0;
Lf22(Lf22 <= 1b) = 0;
Rg22(Rg22 <= 1b) = 0;
D1(165:185,.,22) = Up22;
D1(297:314,.,22) = Dw22;
D1(:,123:177,22) = Lf22;
D1(:,337:384,22) = Rg22;
D1(315:512,.,23) = 0;
D1(1:164,.,23) = 0;
D1(:,1:123,23) = 0;
D1(:,382:512,23) = 0;
D1(314:315,1:166,23) = 0;
D1(313:315,1:164,23) = 0;
D1(311:315,356:500,23) = 0;
D1(312:315,354:500,23) = 0;
D1(313:315,351:500,23) = 0;
D1(314:315,349:500,23) = 0;
Up23 = D1(164:185,.,23);
Dw23 = D1(298:315,.,23);
Lf23 = D1(:,123:176,23);
Rg23 = D1(:,337:382,23);
Up23(Up23 <= 1b) = 0;
Dw23(Dw23 <= 1b) = 0;
Lf23(Lf23 <= 1b) = 0;
Rg23(Rg23 <= 1b) = 0;
D1(164:185,.,23) = Up23;
D1(298:315,.,23) = Dw23;
D1(:,123:176,23) = Lf23;
D1(:,337:382,23) = Rg23;
D1(316:512,.,24) = 0;
D1(1:164,.,24) = 0;
D1(:,1:124,24) = 0;
D1(:,381:512,24) = 0;
D1(315:316,1:168,24) = 0;
D1(314:316,1:166,24) = 0;
D1(312:316,355:500,24) = 0;
D1(313:316,353:500,24) = 0;
D1(314:316,351:500,24) = 0;
D1(315:316,349:500,24) = 0;
Up24 = D1(164:184,.,24);
Dw24 = D1(298:316,.,24);
Lf24 = D1(:,124:176,24);
Rg24 = D1(:,337:381,24);
Up24(Up24 <= 1b) = 0;
Dw24(Dw24 <= 1b) = 0;
Lf24(Lf24 <= 1b) = 0;
Rg24(Rg24 <= 1b) = 0;
D1(164:184,.,24) = Up24;
D1(298:316,.,24) = Dw24;
D1(:,124:176,24) = Lf24;
D1(:,337:381,24) = Rg24;
D1(317:512,.,25) = 0;
D1(1:163,.,25) = 0;
D1(:,1:125,25) = 0;
D1(:,380:512,25) = 0;
D1(316:317,1:170,25) = 0;
D1(315:317,1:168,25) = 0;
D1(312:317,356:500,25) = 0;
D1(313:317,354:500,25) = 0;
D1(314:317,352:500,25) = 0;
D1(315:317,350:500,25) = 0;

```

```

D1(316:317,348:500,25) = 0;
Up25 = D1(163:185,.,25);
Dw25 = D1(299:317,.,25);
Lf25 = D1(:,125:175,25);
Rg25 = D1(:,337:380,25);
Up25(Up25 <= 1b) = 0;
Dw25(Dw25 <= 1b) = 0;
Lf25(Lf25 <= 1b) = 0;
Rg25(Rg25 <= 1b) = 0;
D1(163:185,.,25) = Up25;
D1(299:317,.,25) = Dw25;
D1(:,125:175,25) = Lf25;
D1(:,337:380,25) = Rg25;
D1(318:512,.,26) = 0;
D1(1:163,.,26) = 0;
D1(:,1:126,26) = 0;
D1(:,379:512,26) = 0;
D1(317:318,1:172,26) = 0;
D1(316:318,1:170,26) = 0;
D1(313:318,355:500,26) = 0;
D1(314:318,353:500,26) = 0;
D1(315:318,351:500,26) = 0;
D1(316:318,349:500,26) = 0;
D1(317:318,347:500,26) = 0;
Up26 = D1(163:185,.,26);
Dw26 = D1(301:318,.,26);
Lf26 = D1(:,126:175,26);
Rg26 = D1(:,338:379,26);
Up26(Up26 <= 1b) = 0;
Dw26(Dw26 <= 1b) = 0;
Lf26(Lf26 <= 1b) = 0;
Rg26(Rg26 <= 1b) = 0;
D1(163:185,.,26) = Up26;
D1(301:318,.,26) = Dw26;
D1(:,126:175,26) = Lf26;
D1(:,338:379,26) = Rg26;
D1(319:512,.,27) = 0;
D1(1:162,.,27) = 0;
D1(:,1:127,27) = 0;
D1(:,378:512,27) = 0;
D1(318:319,1:175,27) = 0;
D1(317:319,1:173,27) = 0;
D1(314:319,354:500,27) = 0;
D1(315:319,352:500,27) = 0;
D1(316:319,350:500,27) = 0;
D1(317:319,349:500,27) = 0;
D1(318:319,347:500,27) = 0;
Up27 = D1(162:185,.,27);
Dw27 = D1(302:319,.,27);
Lf27 = D1(:,127:175,27);
Rg27 = D1(:,339:378,27);
Up27(Up27 <= 1b) = 0;
Dw27(Dw27 <= 1b) = 0;
Lf27(Lf27 <= 1b) = 0;
Rg27(Rg27 <= 1b) = 0;
D1(162:185,.,27) = Up27;
D1(302:319,.,27) = Dw27;
D1(:,127:175,27) = Lf27;
D1(:,339:378,27) = Rg27;
D1(320:512,.,28) = 0;
D1(1:162,.,28) = 0;
D1(:,1:127,28) = 0;
D1(:,379:512,28) = 0;
D1(319:320,1:180,28) = 0;
D1(318:320,1:175,28) = 0;
D1(314:320,354:500,28) = 0;
D1(315:320,353:500,28) = 0;
D1(316:320,351:500,28) = 0;
D1(317:320,349:500,28) = 0;
D1(318:320,348:500,28) = 0;
D1(319:320,346:500,28) = 0;
Up28 = D1(162:185,.,28);
Dw28 = D1(302:320,.,28);
Lf28 = D1(:,127:175,28);
Rg28 = D1(:,339:379,28);
Up28(Up28 <= 1b) = 0;
Dw28(Dw28 <= 1b) = 0;
Lf28(Lf28 <= 1b) = 0;
Rg28(Rg28 <= 1b) = 0;
D1(162:185,.,28) = Up28;
D1(302:320,.,28) = Dw28;
D1(:,127:175,28) = Lf28;
D1(:,339:379,28) = Rg28;
D1(321:512,.,29) = 0;
D1(1:161,.,29) = 0;
D1(:,1:127,29) = 0;
D1(:,381:512,29) = 0;
D1(320:321,1:178,29) = 0;
D1(319:321,1:175,29) = 0;
D1(315:321,353:500,29) = 0;
D1(316:321,352:500,29) = 0;
D1(317:321,350:500,29) = 0;
D1(318:321,348:500,29) = 0;
D1(319:321,347:500,29) = 0;
D1(320:321,345:500,29) = 0;
Up29 = D1(161:186,.,29);
Dw29 = D1(303:321,.,29);
Lf29 = D1(:,127:174,29);
Rg29 = D1(:,339:381,29);
Up29(Up29 <= 1b) = 0;
Dw29(Dw29 <= 1b) = 0;
Lf29(Lf29 <= 1b) = 0;
Rg29(Rg29 <= 1b) = 0;
D1(161:186,.,29) = Up29;
D1(303:321,.,29) = Dw29;
D1(:,127:174,29) = Lf29;
D1(:,339:381,29) = Rg29;
D1(322:512,.,30) = 0;
D1(1:161,.,30) = 0;
D1(:,1:127,30) = 0;
D1(:,382:512,30) = 0;
D1(321:322,1:176,30) = 0;
D1(320:322,1:174,30) = 0;
D1(319:322,1:172,30) = 0;
D1(316:322,352:500,30) = 0;
D1(317:322,351:500,30) = 0;
D1(318:322,349:500,30) = 0;
D1(319:322,347:500,30) = 0;
D1(320:322,345:500,30) = 0;
D1(321:322,343:500,30) = 0;
Up30 = D1(161:187,.,30);
Dw30 = D1(304:322,.,30);
Lf30 = D1(:,127:174,30);
Rg30 = D1(:,339:382,30);
Up30(Up30 <= 1b) = 0;
Dw30(Dw30 <= 1b) = 0;
Lf30(Lf30 <= 1b) = 0;
Rg30(Rg30 <= 1b) = 0;
D1(161:187,.,30) = Up30;
D1(304:322,.,30) = Dw30;
D1(:,127:174,30) = Lf30;
D1(:,339:382,30) = Rg30;
D1(323:512,.,31) = 0;
D1(1:160,.,31) = 0;
D1(:,1:127,31) = 0;
D1(:,382:512,31) = 0;
D1(322:323,1:176,31) = 0;
D1(321:323,1:174,31) = 0;
D1(320:323,1:172,31) = 0;
D1(317:323,351:500,31) = 0;
D1(318:323,349:500,31) = 0;
D1(319:323,348:500,31) = 0;
D1(320:323,346:500,31) = 0;
D1(321:323,344:500,31) = 0;
D1(322:323,342:500,31) = 0;
Up31 = D1(160:187,.,31);
Dw31 = D1(305:323,.,31);
Lf31 = D1(:,127:173,31);
Rg31 = D1(:,339:382,31);
Up31(Up31 <= 1b) = 0;
Dw31(Dw31 <= 1b) = 0;
Lf31(Lf31 <= 1b) = 0;
Rg31(Rg31 <= 1b) = 0;
D1(160:187,.,31) = Up31;
D1(305:323,.,31) = Dw31;
D1(:,127:173,31) = Lf31;
D1(:,339:382,31) = Rg31;
D1(324:512,.,32) = 0;
D1(1:160,.,32) = 0;
D1(:,1:127,32) = 0;
D1(:,383:512,32) = 0;
D1(323:324,1:179,32) = 0;
D1(322:324,1:177,32) = 0;
D1(321:324,1:175,32) = 0;
D1(318:324,349:500,32) = 0;
D1(319:324,348:500,32) = 0;
D1(320:324,346:500,32) = 0;
D1(321:324,344:500,32) = 0;
D1(322:324,342:500,32) = 0;
D1(323:324,340:500,32) = 0;
Up32 = D1(160:187,.,32);
Dw32 = D1(306:324,.,32);
Lf32 = D1(:,127:173,32);
Rg32 = D1(:,340:383,32);
Up32(Up32 <= 1b) = 0;
Dw32(Dw32 <= 1b) = 0;
Lf32(Lf32 <= 1b) = 0;

```

```

Rg32(Rg32 <= 1b) = 0;
D1(160:187, :, 32) = Up32;
D1(306:324, :, 32) = Dw32;
D1(:, 127:173, 32) = Lf32;
D1(:, 340:383, 32) = Rg32;
D1(325:512, :, 33) = 0;
D1(1:159, :, 33) = 0;
D1(:, 1:127, 33) = 0;
D1(:, 383:512, 33) = 0;
D1(324:325, 1:181, 33) = 0;
D1(323:325, 1:179, 33) = 0;
D1(322:325, 1:176, 33) = 0;
D1(318:325, 349:500, 33) = 0;
D1(319:325, 348:500, 33) = 0;
D1(320:325, 346:500, 33) = 0;
D1(321:325, 345:500, 33) = 0;
D1(322:325, 343:500, 33) = 0;
D1(323:325, 341:500, 33) = 0;
D1(324:325, 339:500, 33) = 0;
Up33 = D1(159:187, :, 33);
Dw33 = D1(308:325, :, 33);
Lf33 = D1(:, 127:172, 33);
Rg33 = D1(:, 340:383, 33);
Up33(Up33 <= 1b) = 0;
Dw33(Dw33 <= 1b) = 0;
Lf33(Lf33 <= 1b) = 0;
Rg33(Rg33 <= 1b) = 0;
D1(159:187, :, 33) = Up33;
D1(308:325, :, 33) = Dw33;
D1(:, 127:172, 33) = Lf33;
D1(:, 340:383, 33) = Rg33;
D1(326:512, :, 34) = 0;
D1(1:159, :, 34) = 0;
D1(:, 1:127, 34) = 0;
D1(:, 383:512, 34) = 0;
D1(325:326, 1:181, 34) = 0;
D1(324:326, 1:179, 34) = 0;
D1(323:326, 1:177, 34) = 0;
D1(319:326, 348:500, 34) = 0;
D1(320:326, 347:500, 34) = 0;
D1(321:326, 345:500, 34) = 0;
D1(322:326, 343:500, 34) = 0;
D1(323:326, 341:500, 34) = 0;
D1(324:326, 339:500, 34) = 0;
D1(325:326, 337:500, 34) = 0;
Up34 = D1(159:189, :, 34);
Dw34 = D1(307:326, :, 34);
Lf34 = D1(:, 127:171, 34);
Rg34 = D1(:, 341:383, 34);
Up34(Up34 <= 1b) = 0;
Dw34(Dw34 <= 1b) = 0;
Lf34(Lf34 <= 1b) = 0;
Rg34(Rg34 <= 1b) = 0;
D1(159:189, :, 34) = Up34;
D1(307:326, :, 34) = Dw34;
D1(:, 127:171, 34) = Lf34;
D1(:, 341:383, 34) = Rg34;
D1(326:512, :, 35) = 0;
D1(1:159, :, 35) = 0;
D1(:, 1:127, 35) = 0;
D1(:, 383:512, 35) = 0;
D1(325:326, 1:179, 35) = 0;
D1(324:326, 1:177, 35) = 0;
D1(320:326, 346:500, 35) = 0;
D1(321:326, 345:500, 35) = 0;
D1(322:326, 344:500, 35) = 0;
D1(323:326, 342:500, 35) = 0;
D1(324:326, 341:500, 35) = 0;
D1(325:326, 339:500, 35) = 0;
Up35 = D1(159:189, :, 35);
Dw35 = D1(307:326, :, 35);
Lf35 = D1(:, 127:171, 35);
Rg35 = D1(:, 341:383, 35);
Up35(Up35 <= 1b) = 0;
Dw35(Dw35 <= 1b) = 0;
Lf35(Lf35 <= 1b) = 0;
Rg35(Rg35 <= 1b) = 0;
D1(159:189, :, 35) = Up35;
D1(307:326, :, 35) = Dw35;
D1(:, 127:171, 35) = Lf35;
D1(:, 341:383, 35) = Rg35;
D1(327:512, :, 36) = 0;
D1(1:158, :, 36) = 0;
D1(:, 1:127, 36) = 0;
D1(:, 382:512, 36) = 0;
D1(326:327, 1:179, 36) = 0;
D1(325:327, 1:177, 36) = 0;
D1(321:327, 345:500, 36) = 0;
D1(322:327, 344:500, 36) = 0;
D1(323:327, 342:500, 36) = 0;
D1(324:327, 341:500, 36) = 0;
D1(325:327, 339:500, 36) = 0;
D1(326:327, 338:500, 36) = 0;
Up36 = D1(158:190, :, 36);
Dw36 = D1(308:327, :, 36);
Lf36 = D1(:, 127:173, 36);
Rg36 = D1(:, 342:382, 36);
Up36(Up36 <= 1b) = 0;
Dw36(Dw36 <= 1b) = 0;
Lf36(Lf36 <= 1b) = 0;
Rg36(Rg36 <= 1b) = 0;
D1(158:190, :, 36) = Up36;
D1(308:327, :, 36) = Dw36;
D1(:, 127:173, 36) = Lf36;
D1(:, 342:382, 36) = Rg36;
D1(328:512, :, 37) = 0;
D1(1:159, :, 37) = 0;
D1(:, 1:128, 37) = 0;
D1(:, 382:512, 37) = 0;
D1(327:328, 1:181, 37) = 0;
D1(326:328, 1:176, 37) = 0;
D1(322:328, 344:500, 37) = 0;
D1(323:328, 343:500, 37) = 0;
D1(324:328, 341:500, 37) = 0;
D1(325:328, 340:500, 37) = 0;
D1(326:328, 338:500, 37) = 0;
D1(327:328, 337:500, 37) = 0;
Up37 = D1(159:194, :, 37);
Dw37 = D1(309:328, :, 37);
Lf37 = D1(:, 128:174, 37);
Rg37 = D1(:, 342:382, 37);
Up37(Up37 <= 1b) = 0;
Dw37(Dw37 <= 1b) = 0;
Lf37(Lf37 <= 1b) = 0;
Rg37(Rg37 <= 1b) = 0;
D1(159:194, :, 37) = Up37;
D1(309:328, :, 37) = Dw37;
D1(:, 128:174, 37) = Lf37;
D1(:, 342:382, 37) = Rg37;
D1(329:512, :, 38) = 0;
D1(1:159, :, 38) = 0;
D1(:, 1:129, 38) = 0;
D1(:, 381:512, 38) = 0;
D1(328:329, 1:180, 38) = 0;
D1(327:329, 1:177, 38) = 0;
D1(326:329, 1:175, 38) = 0;
D1(323:329, 343:500, 38) = 0;
D1(324:329, 342:500, 38) = 0;
D1(325:329, 341:500, 38) = 0;
D1(326:329, 339:500, 38) = 0;
D1(327:329, 338:500, 38) = 0;
D1(328:329, 336:500, 38) = 0;
Up38 = D1(159:194, :, 38);
Dw38 = D1(309:329, :, 38);
Lf38 = D1(:, 129:175, 38);
Rg38 = D1(:, 342:381, 38);
Up38(Up38 <= 1b) = 0;
Dw38(Dw38 <= 1b) = 0;
Lf38(Lf38 <= 1b) = 0;
Rg38(Rg38 <= 1b) = 0;
D1(159:194, :, 38) = Up38;
D1(309:329, :, 38) = Dw38;
D1(:, 129:175, 38) = Lf38;
D1(:, 342:381, 38) = Rg38;
D1(329:512, :, 39) = 0;
D1(1:159, :, 39) = 0;
D1(:, 1:130, 39) = 0;
D1(:, 379:512, 39) = 0;
D1(328:329, 1:177, 39) = 0;
D1(327:329, 1:175, 39) = 0;
D1(324:329, 342:500, 39) = 0;
D1(325:329, 341:500, 39) = 0;
D1(326:329, 339:500, 39) = 0;
D1(327:329, 338:500, 39) = 0;
D1(328:329, 337:500, 39) = 0;
Up39 = D1(159:195, :, 39);
Dw39 = D1(314:329, :, 39);
Lf39 = D1(:, 130:176, 39);
Rg39 = D1(:, 333:379, 39);
Up39(Up39 <= 1b) = 0;
Dw39(Dw39 <= 1b) = 0;
Lf39(Lf39 <= 1b) = 0;
Rg39(Rg39 <= 1b) = 0;
D1(159:195, :, 39) = Up39;
D1(314:329, :, 39) = Dw39;
D1(:, 130:176, 39) = Lf39;
D1(:, 333:379, 39) = Rg39;

```

```

D1(330:512,:,40) = 0;
D1(1:160,:,40) = 0;
D1(:,1:132,40) = 0;
D1(:,378:512,40) = 0;
D1(329:330,1:177,40) = 0;
D1(328:330,1:175,40) = 0;
D1(327:330,1:173,40) = 0;
D1(325:330,341:500,40) = 0;
D1(326:330,340:500,40) = 0;
D1(327:330,338:500,40) = 0;
D1(328:330,337:500,40) = 0;
D1(329:330,336:500,40) = 0;
Up40 = D1(160:195,:,40);
Dw40 = D1(314:330,:,40);
Lf40 = D1(:,132:177,40);
Rg40 = D1(:,334:378,40);
Up40(Up40 <= 1b) = 0;
Dw40(Dw40 <= 1b) = 0;
Lf40(Lf40 <= 1b) = 0;
Rg40(Rg40 <= 1b) = 0;
D1(160:195,:,40) = Up40;
D1(314:330,:,40) = Dw40;
D1(:,132:177,40) = Lf40;
D1(:,334:378,40) = Rg40;
D1(331:512,:,41) = 0;
D1(1:161,:,41) = 0;
D1(:,1:134,41) = 0;
D1(:,375:512,41) = 0;
D1(330:331,1:177,41) = 0;
D1(329:331,1:175,41) = 0;
D1(328:331,1:173,41) = 0;
D1(326:331,340:500,41) = 0;
D1(327:331,339:500,41) = 0;
D1(328:331,338:500,41) = 0;
D1(329:331,336:500,41) = 0;
D1(330:331,335:500,41) = 0;
Up41 = D1(161:200,:,41);
Dw41 = D1(314:331,:,41);
Lf41 = D1(:,134:179,41);
Rg41 = D1(:,334:375,41);
Up41(Up41 <= 1b) = 0;
Dw41(Dw41 <= 1b) = 0;
Lf41(Lf41 <= 1b) = 0;
Rg41(Rg41 <= 1b) = 0;
D1(161:200,:,41) = Up41;
D1(314:331,:,41) = Dw41;
D1(:,134:179,41) = Lf41;
D1(:,334:375,41) = Rg41;
D1(332:512,:,42) = 0;
D1(1:163,:,42) = 0;
D1(:,1:136,42) = 0;
D1(1:185,1:146,42) = 0;
D1(1:186,1:145,42) = 0;
D1(1:188,1:144,42) = 0;
D1(1:194,1:143,42) = 0;
D1(331:332,1:178,42) = 0;
D1(330:332,1:175,42) = 0;
D1(329:332,1:173,42) = 0;
D1(326:332,340:500,42) = 0;
D1(327:332,339:500,42) = 0;
D1(328:332,338:500,42) = 0;
D1(329:332,336:500,42) = 0;
D1(330:332,335:500,42) = 0;
D1(331:332,334:500,42) = 0;
Up42 = D1(163:200,:,42);
Dw42 = D1(314:332,:,42);
Lf42 = D1(:,136:179,42);
Rg42 = D1(:,337:373,42);
Up42(Up42 <= 1b) = 0;
Dw42(Dw42 <= 1b) = 0;
Lf42(Lf42 <= 1b) = 0;
Rg42(Rg42 <= 1b) = 0;
D1(163:200,:,42) = Up42;
D1(314:332,:,42) = Dw42;
D1(:,136:179,42) = Lf42;
D1(:,337:373,42) = Rg42;
D1(333:512,:,43) = 0;
D1(1:165,:,43) = 0;
D1(:,1:137,43) = 0;
D1(:,369:512,43) = 0;
D1(1:204,1:140,43) = 0;
D1(1:209,1:139,43) = 0;
D1(1:211,1:138,43) = 0;
D1(332:333,1:178,43) = 0;
D1(331:333,1:176,43) = 0;
D1(330:333,1:174,43) = 0;
D1(327:333,339:500,43) = 0;
D1(328:333,338:500,43) = 0;
D1(329:333,337:500,43) = 0;
D1(330:333,336:500,43) = 0;
D1(331:333,334:500,43) = 0;
D1(332:333,332:500,43) = 0;
Up43 = D1(165:200,:,43);
Dw43 = D1(314:333,:,43);
Lf43 = D1(:,137:179,43);
Rg43 = D1(:,338:369,43);
Up43(Up43 <= 1b) = 0;
Dw43(Dw43 <= 1b) = 0;
Lf43(Lf43 <= 1b) = 0;
Rg43(Rg43 <= 1b) = 0;
D1(165:200,:,43) = Up43;
D1(314:333,:,43) = Dw43;
D1(:,137:179,43) = Lf43;
D1(:,338:369,43) = Rg43;

```

```

%%-----
%% Creación del fantoma voxelizado compuesto por 43 cortes
%%-----

```

```

D2 = D1(158:355,78:435,:);
fname = [prefix num2str(fnum(1)) ext];
info1 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(2)) ext];
info2 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(3)) ext];
info3 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(4)) ext];
info4 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(5)) ext];
info5 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(6)) ext];
info6 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(7)) ext];
info7 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(8)) ext];
info8 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(9)) ext];

info9 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(10)) ext];
info10 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(11)) ext];
info11 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(12)) ext];
info12 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(13)) ext];
info13 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(14)) ext];
info14 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(15)) ext];
info15 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(16)) ext];
info16 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(17)) ext];
info17 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(18)) ext];

```

```

info18 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(19)) ext];
info19 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(20)) ext];
info20 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(21)) ext];
info21 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(22)) ext];
info22 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(23)) ext];
info23 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(24)) ext];
info24 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(25)) ext];
info25 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(26)) ext];
info26 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(27)) ext];
info27 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(28)) ext];
info28 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(29)) ext];
info29 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(30)) ext];
info30 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(31)) ext];
info31 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(32)) ext];
info32 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(33)) ext];
info33 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(34)) ext];
info34 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(35)) ext];
info35 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(36)) ext];
info36 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(37)) ext];
info37 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(38)) ext];
info38 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(39)) ext];
info39 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(40)) ext];
info40 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(41)) ext];
info41 = dicominfo(fname);

```

```

fname = [prefix num2str(fnum(42)) ext];
info42 = dicominfo(fname);
fname = [prefix num2str(fnum(43)) ext];
info43 = dicominfo(fname);
dicomwrite(D2(:, :, 1), 'Id1.dcm', info1);
dicomwrite(D2(:, :, 2), 'Id2.dcm', info2);
dicomwrite(D2(:, :, 3), 'Id3.dcm', info3);
dicomwrite(D2(:, :, 4), 'Id4.dcm', info4);
dicomwrite(D2(:, :, 5), 'Id5.dcm', info5);
dicomwrite(D2(:, :, 6), 'Id6.dcm', info6);
dicomwrite(D2(:, :, 7), 'Id7.dcm', info7);
dicomwrite(D2(:, :, 8), 'Id8.dcm', info8);
dicomwrite(D2(:, :, 9), 'Id9.dcm', info9);
dicomwrite(D2(:, :, 10), 'Id10.dcm', info10);
dicomwrite(D2(:, :, 11), 'Id11.dcm', info11);
dicomwrite(D2(:, :, 12), 'Id12.dcm', info12);
dicomwrite(D2(:, :, 13), 'Id13.dcm', info13);
dicomwrite(D2(:, :, 14), 'Id14.dcm', info14);
dicomwrite(D2(:, :, 15), 'Id15.dcm', info15);
dicomwrite(D2(:, :, 16), 'Id16.dcm', info16);
dicomwrite(D2(:, :, 17), 'Id17.dcm', info17);
dicomwrite(D2(:, :, 18), 'Id18.dcm', info18);
dicomwrite(D2(:, :, 19), 'Id19.dcm', info19);
dicomwrite(D2(:, :, 20), 'Id20.dcm', info20);
dicomwrite(D2(:, :, 21), 'Id21.dcm', info21);
dicomwrite(D2(:, :, 22), 'Id22.dcm', info22);
dicomwrite(D2(:, :, 23), 'Id23.dcm', info23);
dicomwrite(D2(:, :, 24), 'Id24.dcm', info24);
dicomwrite(D2(:, :, 25), 'Id25.dcm', info25);
dicomwrite(D2(:, :, 26), 'Id26.dcm', info26);
dicomwrite(D2(:, :, 27), 'Id27.dcm', info27);
dicomwrite(D2(:, :, 28), 'Id28.dcm', info28);
dicomwrite(D2(:, :, 29), 'Id29.dcm', info29);
dicomwrite(D2(:, :, 30), 'Id30.dcm', info30);
dicomwrite(D2(:, :, 31), 'Id31.dcm', info31);
dicomwrite(D2(:, :, 32), 'Id32.dcm', info32);
dicomwrite(D2(:, :, 33), 'Id33.dcm', info33);
dicomwrite(D2(:, :, 34), 'Id34.dcm', info34);
dicomwrite(D2(:, :, 35), 'Id35.dcm', info35);
dicomwrite(D2(:, :, 36), 'Id36.dcm', info36);
dicomwrite(D2(:, :, 37), 'Id37.dcm', info37);
dicomwrite(D2(:, :, 38), 'Id38.dcm', info38);
dicomwrite(D2(:, :, 39), 'Id39.dcm', info39);
dicomwrite(D2(:, :, 40), 'Id40.dcm', info40);
dicomwrite(D2(:, :, 41), 'Id41.dcm', info41);
dicomwrite(D2(:, :, 42), 'Id42.dcm', info42);
dicomwrite(D2(:, :, 43), 'Id43.dcm', info43);

```

Anexo B

Archivos de calibración para la importación del fantoma

La generación del descriptor de conversión de unidades Hounsfield se realizó mediante la ejecución del comando de creación *HounsfieldMaterialGenerator* incorporado en los paquetes de simulación de GATE V7.0. La ejecución de este comando requirió de dos archivos de calibración fundamentales: *Schneider2000MaterialsTable.txt* y *Schneider2000DensitiesTable.txt*.

El archivo *Schneider2000MaterialsTable.txt* tiene la siguiente estructura:

```
[Elements]
Hydrogen:      S= H      ; Z=  1.    ; A=  1.01   g/mole
Carbon:        S= C      ; Z=  6.    ; A= 12.01   g/mole
Nitrogen:      S= N      ; Z=  7.    ; A= 14.01   g/mole
Oxygen:        S= O      ; Z=  8.    ; A= 16.00   g/mole
Aluminum:      S= Al     ; Z= 13.    ; A= 26.98   g/mole
Argon:         S= Ar     ; Z= 18.    ; A= 39.95   g/mole

[/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   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   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   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   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   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   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   0   SoftTissue
```

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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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	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

El archivo *Schneider2000DensitiesTable.txt* tiene la siguiente estructura:

```
# =====
# 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 C

Bases de datos para la definición de materiales

Los materiales del tomógrafo utilizados para las simulaciones se definen en el archivo *GateMaterials.db* almacenado dentro del directorio *data*; este archivo tiene la siguiente estructura:

```
[Elements]
Hydrogen:   S= H   ; Z= 1.   ; A= 1.01   g/mole
Carbon:     S= C   ; Z= 6.   ; A= 12.01  g/mole
Nitrogen:   S= N   ; Z= 7.   ; A= 14.01  g/mole
Oxygen:     S= O   ; Z= 8.   ; A= 16.00  g/mole
Aluminum:   S= Al  ; Z= 13.  ; A= 26.98  g/mole
Argon:      S= Ar  ; Z= 18.  ; A= 39.95  g/mole

[Materials]
Vacuum:     d=0.000001 mg/cm3 ; n=1
           +el: name=Hydrogen ; n=1

Aluminum:   d=2.7 g/cm3 ; n=1 ; state=solid
           +el: name=auto ; n=1

CarbonFiber: d=1.75 g/cm3; n=2; state=solid
           +el: name=Carbon ; f=0.977
           +el: name=Oxygen ; f=0.023

Air:        d=1.29 mg/cm3 ; n=4 ; state=gas
           +el: name=Nitrogen; f=0.755268
           +el: name=Oxygen; f=0.231781
           +el: name=Argon; f=0.012827
           +el: name=Carbon; f=0.000124
```

```

PMMA:          d=1.195 g/cm3; n=3 ; state=Solid
               +el: name=Hydrogen ; f=0.080541
               +el: name=Carbon ; f=0.599846
               +el: name=Oxygen; f=0.319613

```

Los distintos tejidos del fantoma voxelizado se definen en el archivo *Thorax-HUmaterials.db*. Este archivo fue generado exclusivamente para la tomografía bajo estudio y presenta la siguiente estructura:

```

[Materials]
# Material 0 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 1 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=Oxygen; f=0.749
               +el: name=Nitrogen; f=0.031
               +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 2 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 3 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 4 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 5 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 6 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 7 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 8 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 9 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 10 corresponding to H=[-120;-82]
AT_AG_SI1_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 11 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 12 corresponding to H=[-52;-22]
AT_AG_SI3_12:      d=984.277 mg/cm3; n=8;
+el: name=Hydrogen; f=0.110
+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 13 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 14 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 15 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=0.030
+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 16 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 17 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 18 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=0.030
+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 19 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 20 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=0.030
+el: name=Oxygen; f=0.380

```

```

+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 21 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 22 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=0.310
+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 23 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=0.400
+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 24 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 25 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=0.170
# Material 26 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 27 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=0.210
+el: name=Nitrogen; f=0.039
+el: name=Oxygen; f=0.420
+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 28 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=0.040
+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 29 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=0.210
# Material 30 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=0.100
+el: name=Sulfur; f=0.003
+el: name=Calcium; f=0.219
# Material 31 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 32 corresponding to H=[1640;1807.5]
AmalgamTooth_32: d=2.03808 g/cm3 ; n=4;
+el: name=Copper; f=0.040
+el: name=Zinc; f=0.020
+el: name=Silver; f=0.650
+el: name=Tin; f=0.290
# Material 33 corresponding to H=[1807.5;1975.01]
AmalgamTooth_33: d=2.13808 g/cm3 ; n=4;
+el: name=Copper; f=0.040
+el: name=Zinc; f=0.020
+el: name=Silver; f=0.650
+el: name=Tin; f=0.290
# Material 34 corresponding to H=[1975.01;2142.51]
AmalgamTooth_34: d=2.23808 g/cm3 ; n=4;
+el: name=Copper; f=0.040
+el: name=Zinc; f=0.020
+el: name=Silver; f=0.650
+el: name=Tin; f=0.290
# Material 35 corresponding to H=[2142.51;2300]
AmalgamTooth_35: d=2.33509 g/cm3 ; n=4;
+el: name=Copper; f=0.040

```

```

+el: name=Zinc; f=0.020
+el: name=Silver; f=0.650
+el: name=Tin; f=0.290
# Material 36 corresponding to H=[2300;2467.5]
MetallImplants_36:      d=2.4321 g/cm3 ; n=1;
                        +el: name=Titanium; f=1.000
# Material 37 corresponding to H=[2467.5;2635.01]
MetallImplants_37:      d=2.5321 g/cm3 ; n=1;
                        +el: name=Titanium; f=1.000
# Material 38 corresponding to H=[2635.01;2802.51]
MetallImplants_38:      d=2.6321 g/cm3 ; n=1;
                        +el: name=Titanium; f=1.000
# Material 39 corresponding to H=[2802.51;2970.02]
MetallImplants_39:      d=2.7321 g/cm3 ; n=1;
                        +el: name=Titanium; f=1.000
# Material 40 corresponding to H=[2970.02;3000]
MetallImplants_40:      d=2.79105 g/cm3 ; n=1;
                        +el: name=Titanium; f=1.000

```

Anexo D

Scripts de simulación

Los *scripts* de simulación fueron almacenados en dos carpetas principales: *data* y *mac*. Dentro de la carpeta *data* se almacenaron los archivos *haz.mac* y *Thorax-HU2mat.txt*. El primer archivo cumple la función de modelizar la geometría del tubo de rayos-X; mientras que el segundo es el archivo descriptor de conversión construido a partir de las bases de datos. A continuación se muestra el código contenido en el archivo *haz.mac* para el protocolo Γ_4 con 120 *kVp*, 200 *mAs* y $\alpha = 19^\circ$.

```
#=====
# HAZ : ÁNODO DE TUNGSTENO 19 DEG, 120 KVP, 0.32 MM DE AL
#=====
#
# Tipo de partícula y espectro de energía (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 28634771028309.2539062e-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

```

El archivo *Thorax-HU2mat.txt* presenta el siguiente contenido:

```

-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

Las primeras dos columnas indican el rango CT, mientras que la tercera columna correlaciona dicho rango con su material respectivo.

En el directorio *mac* se almacenó el archivo principal de simulación, *main.mac*, el cual tiene la siguiente estructura:

```
#-----o0000000000000000o-----#
# #
# BRILLIANCE BIG BORE - PHILIPS #
# #
#-----o0000000000000000o-----#
#=====
# VERBOSE Y VISUALIZACIÓN
#=====
/control/execute mac/verbose.mac
#/control/execute mac/visu.mac
#=====
# GEOMETRÍA
#=====
/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 0.1 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, ancho del corte de 5 mm)
/gate/world/daughters/name thorax
# Parametrización volumétrica regionalizada RV
/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 0 mm
/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
#MESA
/gate/world/daughters/name mesa
/gate/world/daughters/insert box
/gate/mesa/setMaterial CarbonFiber
/gate/mesa/placement/setTranslation 0 -112.90625 0 mm
/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
#=====
# PROCESOS FÍSICOS
#=====
/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 (6 SECCIONES PULMONARES) (r: derecho, l: izquierdo)
#=====
/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 -51.953125 -17.7734375 -5 mm
/gate/actor/dose23r/setSize 109.375 144.921875 5.0 mm
/gate/actor/dose23r/setResolution 80 106 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 dose23l
/gate/actor/dose23l/save output/dose23l.txt
/gate/actor/dose23l/attachTo thorax
/gate/actor/dose23l/stepHitType random
/gate/actor/dose23l/setPosition 61.5234375 -20.5078125 -5 mm
/gate/actor/dose23l/setSize 98.4375 153.125 5.0 mm
/gate/actor/dose23l/setResolution 72 112 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 dose22r
/gate/actor/dose22r/save output/dose22r.txt
/gate/actor/dose22r/attachTo thorax
/gate/actor/dose22r/stepHitType random
/gate/actor/dose22r/setPosition -53.3203125 -17.7734375 0 mm
/gate/actor/dose22r/setSize 109.375 144.921875 5.0 mm
/gate/actor/dose22r/setResolution 80 106 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
/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 61.5234375 -21.875 0 mm
/gate/actor/dose22l/setSize 98.4375 153.125 5.0 mm
/gate/actor/dose22l/setResolution 72 112 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 dose21r
/gate/actor/dose21r/save output/dose21r.txt
/gate/actor/dose21r/attachTo thorax
/gate/actor/dose21r/stepHitType random
/gate/actor/dose21r/setPosition -53.3203125 -19.140625 5 mm
/gate/actor/dose21r/setSize 109.375 144.921875 5.0 mm
/gate/actor/dose21r/setResolution 80 106 1
/gate/actor/dose21r/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose21r/enableEdep false
/gate/actor/dose21r/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose21r/enableDose true
/gate/actor/dose21r/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/addActor TLEDoseActor dose21l
/gate/actor/dose21l/save output/dose21r.txt
/gate/actor/dose21l/attachTo thorax
/gate/actor/dose21l/stepHitType random
/gate/actor/dose21l/setPosition 60.15625 -23.2421875 5 mm
/gate/actor/dose21l/setSize 98.4375 153.125 5.0 mm
/gate/actor/dose21l/setResolution 72 112 1
/gate/actor/dose21l/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose21l/enableEdep false
/gate/actor/dose21l/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose21l/enableDose true
/gate/actor/dose21l/enableUncertaintyDose false
#=====
# DETECTOR TRIDIMENSIONAL Y REGISTRADOR 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 colim2
#=====
# EJECUCIÓN
#=====
/gate/run/initialize
#=====
# HAZ
#=====
/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 1 s

```

```
/gate/application/startDAQ
```

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

```
#####  
# PROCESOS ELECTROMAGNÉTICOS  
#####  
#####  
# 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/setDEDXBinning 350  
/gate/physics/setLambdaBinning 350
```

Los archivos *BTA60mmGATE.mac* y *BTP60mmGATE.mac* definen la geometría del filtro *bow-tie*. Su descripción detallada se encuentra en el trabajo realizado por Alejandro Coloma [6].

Anexo E

Scripts para el análisis de resultados

Los resultados obtenidos fueron almacenados en diferentes archivos de texto: *dose22l-Dose.txt* para el pulmón izquierdo y *dose22r-Dose.txt* para el pulmón derecho. Estos archivos fueron guardados automáticamente en el directorio *output* y fueron manipulados mediante la ejecución de dos *scripts*, el primero de ellos programado en código C++ y el segundo en Perl. A continuación se muestra, a manera de ejemplo, los códigos desarrollados para el análisis de los resultados obtenidos con el pulmón izquierdo.

```
#include <iostream>
#include <cmath>
#include <fstream>
#include <stdlib.h>
#include <time.h>
#include <iomanip>

using namespace std;
int main ()
{
double e;
ifstream dosisl;
//Selección del archivo obtenido con MC
dosisl.open("dose22l-Dose.txt");
ofstream sup;
//Creación del archivo de texto
sup.open("Superficie1.txt");
//Definición de la matriz rectangular correspondiente a la sección
pulmonar
for(double i=0; i<112; i++){
for(double j=0; j<72; j++){
dosisl>>e;
cout << setprecision(12)<< fixed;
//Definición de la correspondencia Dosis-Vóxel
sup<<(56-i)*1.3671875<<<<<(j-36)*1.3671875<<<<<e*1E+07<<endl;
}
sup<<endl;
}
```

```
return 0;
}
```

Después de crear el archivo *Superficiel.txt* (*Superficiel.txt* para el pulmón derecho) se realiza un proceso de discriminación de datos mediante un comando *Sed*, el cual permite seleccionar únicamente los vóxeles pertenecientes al pulmón. Finalmente se ejecuta el código Perl y se obtiene los indicadores de dosis:

```
#!/usr/bin/perl
use strict;
use warnings;
use Math::Random;
use Math::Trig;
use List::Util qw(sum);
use Statistics::Descriptive::Discrete;
my $stats = Statistics::Descriptive::Discrete->new();

# Creación de un archivo de almacenamiento de datos
open (FRE , »dosisl.txt");
# Lectura del archivo Superficiel.txt
open (FRES, "Superficiel.txt");
while(<FRES>)
{
(my $x, my $y, my $z) = split(' ', $_);
my $t=$z;
print FRE "$t "; # Se almacena únicamente la dosis absorbida
}
close(FRES);
close(FRE);
# Creación de un archivo para los indicadores de dosis
open (AUT , »Indicadoresl.txt");
# Lectura del archivo dosisl.txt creado anteriormente
open (OUT, "dosisl.txt");
while(<OUT>)
{
(my @dl) = split(' ', $_);
$stats->add_data(@dl);
print AUT "Numero de datos = ", $stats->count(), "\n";
print AUT "Numero de elementos unicos = ", $stats->uniq(), "\n";
print AUT "Suma de todas las dosis = ", $stats->sum(), "\n";
print AUT "Dosis Minima = ", $stats->min(), "\n";
print AUT "Dosis Maxima = ", $stats->max(), "\n";
# Indicador principal
print AUT "Dosis promedio = ", $stats->mean(), "\n";
print AUT "Desviacion estandar = ", $stats->standard_deviation(), "\n";
print AUT "Varianza de las dosis = ", $stats->variance(), "\n";
print AUT "Dosis Moda = ", $stats->mode(), "\n";
print AUT "Dosis Mediana = ", $stats->median(), "\n";
}
close(OUT);
close(AUT);
```

Anexo F

Resultados de las simulaciones MC

Simulación N°	Corte superior N°21		Corte central N°22	Corte inferior N°23	
	<i>Dosis</i> ₂₁ (mGy)	δ (%)	<i>Dosis</i> ₂₂ (mGy)	<i>Dosis</i> ₂₃ (mGy)	δ (%)
1	11.125	84.88	13.106	10.825	82.59
2	12.987	99.27	13.082	12.924	98.79
3	11.339	86.52	13.105	11.033	84.19
4	12.971	99.22	13.073	12.914	98.78
5	11.283	86.02	13.117	10.981	83.72
6	12.983	99.29	13.076	12.917	98.78
7	13.021	99.31	13.111	12.954	98.80
8	11.351	86.52	13.120	11.044	84.18
9	13.019	99.28	13.114	12.948	98.73
10	12.964	99.27	13.060	12.899	98.77
11	12.988	99.30	13.079	12.917	98.76
12	13.001	99.24	13.100	12.934	98.74
13	11.397	87.05	13.093	11.101	84.79
14	12.995	99.25	13.093	12.928	98.74
15	12.986	99.26	13.083	12.914	98.71
16	12.994	99.23	13.095	12.929	98.73
Promedio	12.463	95.18	13.094	12.323	94.11

Tabla F.1: Aporte dosimétrico δ de los cortes adyacentes al pulmón derecho debido a la superposición de los haces de rayos-X.

Simulación N°	Corte superior N°21		Corte central N°22	Corte inferior N°23	
	<i>Dosis</i> ₂₁ (mGy)	δ (%)	<i>Dosis</i> ₂₂ (mGy)	<i>Dosis</i> ₂₃ (mGy)	δ (%)
1	5.968	44.98	13.269	5.814	43.82
2	13.272	100.16	13.252	12.960	97.80
3	6.479	48.81	13.276	6.368	47.97
4	13.262	100.14	13.243	12.952	97.80
5	6.290	47.35	13.284	6.159	46.37
6	13.271	100.14	13.252	12.952	97.73
7	13.300	102.44	12.983	12.983	100.00
8	6.478	48.75	13.287	6.362	57.88
9	13.308	100.22	13.279	12.987	97.80
10	13.247	100.11	13.232	12.940	97.80
11	13.266	100.14	13.248	12.958	97.81
12	13.285	100.11	13.271	12.971	97.75
13	6.642	50.07	13.265	6.542	49.31
14	13.281	100.11	13.266	12.968	97.75
15	13.268	100.11	13.253	12.961	97.79
16	13.282	100.11	13.267	12.973	97.78
Promedio	11.12	83.98	13.245	10.866	82.07

Tabla F.2: Aporte dosimétrico δ de los cortes adyacentes al pulmón izquierdo debido a la superposición de los haces de rayos-X.

9/13/2003

Simulación Nº	Parámetros			Indicadores en pulmón derecho		
	ε_x	ε_y	α	Θ (mGy)	D_{min} (mGy)	D_{max} (mGy)
1	0.30	1.00	19	12.258	5.591	26.579
2	0.30	1.00	19	12.196	5.567	26.511
3	0.30	1.00	19	12.214	5.635	26.670
4	0.30	1.00	19	12.258	5.545	26.608
5	0.30	1.00	19	12.223	5.588	26.443
6	0.30	1.00	19	12.241	5.597	26.518
7	0.30	1.00	19	12.262	5.523	26.545
8	0.30	1.00	19	12.255	5.599	26.702
9	0.30	1.00	19	12.268	5.620	26.608
10	0.30	1.00	19	12.271	5.603	26.503
11	0.30	1.00	19	12.264	5.628	26.780
12	0.30	1.00	19	12.224	5.651	26.450
13	0.30	1.00	19	12.253	5.589	26.506
14	0.30	1.00	19	12.250	5.611	26.796
15	0.30	1.00	19	12.230	5.598	26.375
16	0.30	1.00	19	12.247	5.585	26.602
17	0.30	1.00	19	12.231	5.578	26.602
18	0.30	1.00	19	12.230	5.590	26.475
19	0.30	1.00	19	12.288	5.674	26.535
20	0.30	1.00	19	12.275	5.569	26.528
21	0.30	1.00	19	12.213	5.544	26.588
22	0.30	1.00	19	12.243	5.654	26.647
23	0.30	1.00	19	12.223	5.539	26.536
24	0.30	1.00	19	12.257	5.673	26.600
25	0.30	1.00	19	12.273	5.564	26.721
26	0.30	1.00	19	12.197	5.593	26.566
27	0.30	1.00	19	12.242	5.571	26.429
28	0.30	1.00	19	12.284	5.668	26.568
29	0.30	1.00	19	12.274	5.622	26.520
30	0.30	1.00	19	12.226	5.619	26.449
31	0.30	1.00	19	12.226	5.565	26.526
32	0.30	1.00	19	12.252	5.639	26.448
33	0.30	1.00	19	12.254	5.575	26.535
34	0.30	1.00	19	12.247	5.620	26.600
35	0.30	1.00	19	12.209	5.626	26.596
36	0.30	1.00	19	12.218	5.562	26.365
37	0.30	1.00	19	12.255	5.634	26.581
38	0.30	1.00	19	12.229	5.655	26.536
39	0.30	1.00	19	12.275	5.632	26.621
40	0.30	1.00	19	12.265	5.605	26.452
41	0.30	1.00	19	12.234	5.599	26.588
42	0.30	1.00	19	12.289	5.644	26.588
Promedio				12.246	5.603	26.557
Desviación				0.024	0.038	0.094

Tabla F.3: Indicadores dosimétricos para el pulmón derecho, Θ , D_{min} y D_{max} , obtenidos con simulaciones MC bajo el protocolo de irradiación Γ_4 .

Simulación Nº	Parámetros			Indicadores en pulmón izquierdo		
	ε_x	ε_y	α	Θ (mGy)	D_{min} (mGy)	D_{max} (mGy)
1	0.30	1.00	19	12.448	5.753	20.264
2	0.30	1.00	19	12.393	5.755	20.231
3	0.30	1.00	19	12.416	5.828	20.369
4	0.30	1.00	19	12.462	5.755	20.213
5	0.30	1.00	19	12.434	5.779	20.182
6	0.30	1.00	19	12.443	5.750	20.182
7	0.30	1.00	19	12.465	5.709	20.217
8	0.30	1.00	19	12.464	5.749	20.263
9	0.30	1.00	19	12.475	5.778	20.216
10	0.30	1.00	19	12.472	5.767	20.178
11	0.30	1.00	19	12.467	5.803	20.363
12	0.30	1.00	19	12.422	5.805	20.131
13	0.30	1.00	19	12.456	5.743	20.202
14	0.30	1.00	19	12.449	5.789	20.347
15	0.30	1.00	19	12.426	5.743	20.038
16	0.30	1.00	19	12.445	5.757	20.250
17	0.30	1.00	19	12.431	5.798	20.261
18	0.30	1.00	19	12.439	5.752	20.184
19	0.30	1.00	19	12.498	5.835	20.180
20	0.30	1.00	19	12.479	5.759	20.224
21	0.30	1.00	19	12.411	5.723	20.236
22	0.30	1.00	19	12.449	5.803	20.330
23	0.30	1.00	19	12.427	5.740	20.231
24	0.30	1.00	19	12.459	5.811	20.075
25	0.30	1.00	19	12.475	5.768	20.274
26	0.30	1.00	19	12.398	5.772	20.192
27	0.30	1.00	19	12.449	5.741	20.086
28	0.30	1.00	19	12.485	5.830	20.119
29	0.30	1.00	19	12.488	5.754	20.278
30	0.30	1.00	19	12.428	5.771	20.233
31	0.30	1.00	19	12.425	5.752	20.150
32	0.30	1.00	19	12.456	5.813	20.132
33	0.30	1.00	19	12.462	5.761	20.192
34	0.30	1.00	19	12.452	5.792	20.253
35	0.30	1.00	19	12.411	5.813	20.107
36	0.30	1.00	19	12.415	5.755	20.069
37	0.30	1.00	19	12.465	5.787	20.276
38	0.30	1.00	19	12.428	5.789	20.256
39	0.30	1.00	19	12.490	5.731	20.154
40	0.30	1.00	19	12.469	5.759	20.126
41	0.30	1.00	19	12.435	5.746	20.213
42	0.30	1.00	19	12.494	5.818	20.355
Promedio				12.449	5.772	20.210
Desviación				0.026	0.031	0.080

Tabla F.4: Indicadores dosimétricos para el pulmón izquierdo, Θ , D_{min} y D_{max} , obtenidos con simulaciones MC bajo el protocolo de irradiación Γ_4 .



ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

CARRERA DE FÍSICA

ORDEN DE EMPASTADO

De acuerdo a lo estipulado en el artículo 27 del Instructivo para la Implementación de la Unidad de Titulación en las Carreras y Programas vigentes de la Escuela Politécnica Nacional, aprobado por Consejo de Docencia en sesión extraordinaria del 29 de abril de 2015 y una vez verificado el cumplimiento del formato de presentación establecido, se autoriza la impresión y encuadernación final del Trabajo de Titulación presentado por el señor **GEOVANNY SANTIAGO YÉPEZ YÁNEZ**.

Fecha de autorización: Quito, D.M., 5 de enero de 2017.

Una firma manuscrita en tinta azul que parece decir "Luis Lascano" se superpone a un sello circular azul. El sello contiene el escudo de la Escuela Politécnica Nacional y el texto "ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL" y "FACULTAD DE CIENCIAS" en el borde superior, y "DECANATO" en el borde inferior.

Dr. Luis Lascano
DECANO
FACULTAD DE CIENCIAS