

ESCUELA POLITÉCNICA NACIONAL

FACULTAD DE CIENCIAS

DETERMINACIÓN DE LAS DISTRIBUCIONES DE DOSIS
ASOCIADAS A UNA TOMOGRAFÍA HELICOIDAL DE TÓRAX
MEDIANTE SIMULACIONES MONTE CARLO.

TRABAJO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE FÍSICO

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

ANDRÉS FABIÁN FONSECA ORTEGA

`andres.fonseca@epn.edu.ec`

Director: MARCO VINICIO BAYAS REA Ph. D

`marco.bayas@epn.edu.ec`

QUITO, AGOSTO 2020

DECLARACIÓN

Yo ANDRÉS FABIÁN FONSECA ORTEGA, 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.

Andrés Fabián Fonseca Ortega

CERTIFICACIÓN

Certifico que el presente trabajo fue desarrollado por ANDRÉS FABIÁN FONSECA ORTEGA, bajo mi supervisión.

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

AGRADECIMIENTO

A mi abuelita, Rosario, por su apoyo incondicional en todos los aspectos a lo largo de mi vida, el cual ha sido la base para cumplir mis metas; en especial le agradezco por amarme de la manera en que lo hace.

A mis padres, Guido y Alison, por sus acertados consejos, enseñanzas, paciencia y apoyo incondicional. Gracias por siempre creer en mí y no abandonarme en los momentos más difíciles.

A mi amada hermana, Pamela, por brindarme su apoyo en todo momento enseñándome a ser perseverante, a más de traer alegría a mis días.

A Fabiana, por apoyarme, alentarme a seguir adelante e inspirarme a ser mejor persona; en especial por traer paz a mi vida y cambiarla para siempre.

A mis profesores por fortalecer mi desarrollo académico a través de sus conocimientos, en especial al Dr. Marco Bayas por guiarme con infinita paciencia y dedicación en este proyecto.

A mis amigos: Fernando, Erika, Pauli, David, Cristina, Jael y su gatito Shico, Iván, Ernesto, Jessica, Nicolás y Escar, por los inolvidables momentos compartidos, su valiosa ayuda y consejos en los ámbitos académicos y personales.

DEDICATORIA

A mi amada abuelita Rosario.

A Guido, Alison y Pamela.

A mis abuelos Floro y Rosendo.

Für meine Freundin Fabiana.

A Shuty, Matty, Puqui y Quira, cuyas patitas hicieron más ligera esta travesía.

Índice general

Declaración de Autoría	I
Índice de Figuras	VIII
Índice de Tablas	IX
Resumen	XI
Abstract	XII
1. Introducción	1
2. Marco Teórico	4
2.1. Características físicas de la radiación ionizante utilizada en tomografía	4
2.1.1. Transporte de fotones de rayos X en un material	4
2.1.2. Transporte de electrones en un material	5
2.2. Características y componentes de la tomografía computarizada . . .	5
2.2.1. Proyecciones	7
2.2.2. Adquisición de imágenes TC	8
2.2.3. Unidades Hounsfield	9
2.3. Magnitudes dosimétricas de la radiación	10
2.3.1. Dosis absorbida	10
2.3.2. Dosis equivalente	11
2.3.3. Dosis media en órganos	11
2.4. Radioprotección en tomografía	12
2.4.1. Índice de dosis para tomografía computarizada	12
2.4.2. $CTDI_{100}$	13
2.4.3. $CTDI_{VOL}$	14
2.5. Estimación de dosis en órganos usando simulaciones Monte Carlo .	14
2.5.1. Plataforma de simulación GATE	16
2.5.1.1. Dosis absorbida por los órganos en GATE	17
3. Metodología	19
3.1. Importación de la imagen tomográfica	19
3.1.1. Descriptores de conversión para la definición de materiales .	20

3.1.2.	Descripción de la imagen tomográfica	21
3.2.	Estructura de las simulaciones MC en GATE	22
3.2.1.	Geometría de la simulación	23
3.2.2.	Procesos físicos	24
3.2.3.	Implementación de actores	24
3.2.4.	Irradiación del fantoma	25
3.2.5.	Número de partículas simuladas	27
3.3.	Procesamiento de datos	28
3.3.1.	Delimitación de la dosis absorbida por los órganos de estudio	28
3.3.2.	Caracterización de la dosis absorbida	29
3.3.2.1.	Mapas de dosis	29
3.3.2.2.	Curvas de isodosis	29
3.3.2.3.	Indicador dosimétrico	30
3.3.2.4.	Histograma Dosis-Volumen	31
3.3.3.	Dependencia de la dosis con los parámetros de la imagen . .	31
3.3.3.1.	Relación entre las dosis y las Unidades Hounsfield .	31
3.3.3.2.	Relación general para la dosis	32
3.3.3.3.	Importancia de las variables	33
4.	Distribuciones de dosis en la región torácica	34
4.1.	Mapas de dosis	34
4.1.1.	Curvas de isodosis	35
4.1.2.	Indicadores dosimétricos	36
4.1.3.	Histogramas Dosis-Volumen	38
4.1.4.	Perfiles de dosis	41
4.2.	Dependencia de la dosis con los parámetros de la imagen	42
4.2.1.	Relación entre las dosis y las Unidades Hounsfield	43
4.2.2.	Relación general para la dosis	44
4.2.2.1.	Porcentaje de influencia de las UH y posiciones a la dosis	45
4.2.2.2.	Análisis de regresión multivariante	45
5.	Conclusiones	48
A.	Scripts de simulación	56
A.1.	Script <i>main.mac</i>	56
A.2.	Script <i>haz.mac</i>	60
B.	Scripts para el análisis de resultados	62
B.1.	Procedimiento de escalamiento	62
B.2.	Procedimiento para delimitar el órgano en función de UH	63
B.2.1.	Corazón	64

B.3. Procedimiento para delimitar la dosis absorbida por el órgano de estudio	64
B.4. Procedimiento HDV por número de corte	65
B.5. <i>Script</i> HDV para el fantoma completo	68
B.6. <i>Script</i> para determinar el indicador dosimétrico Θ	69
B.7. <i>Script</i> para determinar dosis mínimas y máximas	70
B.7.1. Determinación de dosis mínimas y máximas por corte	70
B.7.2. Determinación de la dosis mínima y máxima en el órgano	71
B.8. <i>Script</i> de parametrización	72
C. Resultados de las simulaciones	74
D. Dependencia de la dosis con los parámetros de la imagen	77
D.1. Análisis ANOVA de los parámetros de la imagen.	77
D.2. Ajustes multivariantes	78
D.2.1. Importancia de las variables en el modelo	78
D.2.1.1. Modelos: lineal, cuadrático y cúbico	78
D.2.1.2. Modelos: polinomio de 4to grado, sólo términos cuadráticos y sólo términos cúbicos.	79
D.2.1.3. Modelos lineal, cuadrático y cúbico únicamente en las variables UH y z	79
D.2.1.4. Modelo lineal con interacción entre las variables	79

Índice de figuras

2.1. Componentes principales de un tomógrafo.	6
2.2. Esquema del procedimiento para obtener las proyecciones.	7
2.3. Adquisición de una imagen tomográfica.	9
2.4. Arquitectura de GATE ordenada jerárquicamente.	17
3.1. Esquema general de una simulación en GATE.	23
3.2. Sección rectangular creada en el corte 22 para el cálculo dosimétrico en pulmones, corazón y huesos.	25
3.3. Esquema de la irradiación del fantoma.	27
4.1. Mapas de dosis asociados a las distribuciones de dosis en los cortes inicial, central y final de los órganos de la región torácica.	35
4.2. Curvas de isodosis para los cortes donde se encuentran presentes pulmones, corazón y huesos.	36
4.3. HDV y frecuencia normalizada para pulmones.	39
4.4. HDV y frecuencia normalizada para el corazón.	39
4.5. HDV y frecuencia normalizada para los huesos.	40
4.6. Comparación de los HDV para pulmones, corazón y huesos.	41
4.7. Perfiles de dosis a lo largo del eje longitudinal del tomógrafo para pulmones, corazón y huesos.	42
4.8. Diagrama de cajas para las dosis almacenadas en las 20 clases de UH.	44
4.9. Desviación estadística de los parámetros ajustados al emplear un modelo lineal con interacciones de las funciones base.	47

Índice de tablas

2.1. Valores de UH de los tejidos estudiados en este trabajo.	10
3.1. Información de la paciente, parámetros de operación y características principales de la imagen tomográfica adquirida.	21
4.1. Valor promedio del indicador dosimétrico global junto con el número total de vóxeles para pulmones, corazón y huesos.	37
4.2. Comparación del indicador dosimétrico del corte central obtenido en este estudio con el resultado obtenido por Ramírez. C [19] en los pulmones.	37
4.3. Dosis D_{50} y dosis media global junto a su porcentaje volumétrico para pulmones, corazón y huesos.	40
4.4. Coeficiente de correlación de Pearson, y su valor cuadrado, entre las dosis y las UH en cada uno de los órganos y en la región torácica.	43
4.5. Test ANOVA entre las dosis y las UH de la región torácica.	44
4.6. Matriz de correlación entre las dosis y los parámetros de la imagen TC.	45
4.7. Resumen del modelo lineal con interacciones entre las UH y las posiciones para estimar la dosis.	46
4.8. Importancia de las variables para un modelo lineal con interacción entre las variables.	46
C.1. Indicadores dosimétricos para los pulmones con una irradiación de 12 segundos.	74
C.2. Indicadores dosimétricos para el corazón con una irradiación de 12 segundos.	75
C.3. Indicadores dosimétricos para los huesos con una irradiación de 12 segundos.	76
C.4. Indicadores dosimétricos D_{min} y D_{max} para los órganos de la región torácica.	76
D.1. Test ANOVA para determinar el porcentaje de influencia de los parámetros de la imagen TC a la dosis.	77
D.2. Resultado de la regresión multivariante entre la dosis, UH y las posiciones espaciales para distintos modelos.	78
D.3. Importancia de las variables para un modelo lineal, cuadrático y cúbico.	78

D.4. Importancia de las variables para un polinomio de 4to grado, sólo términos cuadráticos y sólo términos cúbicos.	79
D.5. Importancia de las variables en los modelos lineal, cuadrático y cúbico, considerando únicamente las variables UH y z	79
D.6. Importancia de las variables para un modelo con interacción entre las variables.	79

Resumen

En este trabajo, se analizó, mediante simulaciones Monte Carlo en GATE las características de las distribuciones de dosis en pulmones, corazón y huesos de una paciente anónima sometida a una TC helicoidal con el tomógrafo Brilliance Big Bore (BBB) del Hospital Oncológico SOLCA-Quito. En las simulaciones, la región torácica se irradió simétricamente con respecto al corte central por 12 segundos usando un protocolo con los siguientes parámetros: 120 kVp , 200 mAs , $NT= 24\text{ mm}$ y $pitch= 0.69$. Con estas condiciones, las distribuciones de dosis en la región torácica de la paciente fueron heterogéneas con dosis entre $\sim 3.82\text{ [mGy]}$ y $\sim 172\text{ [mGy]}$. Las dosis medias de los órganos estimadas tomaron en cuenta todos los cortes correspondientes y fueron: $28.83 \pm 0.005\text{ [mGy]}$, $31.52 \pm 0.01\text{ [mGy]}$ y $58.90 \pm 0.005\text{ [mGy]}$ en pulmones, corazón y huesos respectivamente. Estos valores difieren a lo mucho en 4% respecto a las dosis D_{50} obtenidas con los histogramas dosis-volumen (HDV). La heterogeneidad de las dosis en el fantoma se evidencia en el hecho de que sus valores dependen de las unidades Hounsfield y de las coordenadas y e z . Sin embargo, no existe un modelo simple que explique adecuadamente la dependencia entre la dosis y los parámetros de la imagen. Se espera que el análisis de las distribuciones de dosis como el realizado en este trabajo, sea una herramienta adicional para la optimización de protocolos de tomografía computarizada en Ecuador.

Abstract

In this work, the characteristics of the dose distributions in the lungs, heart and bones of an anonymous patient subject to a thoracic helical CT with the Brilliance Big Bore (BBB) scanner from SOLCA-Quito Oncology Hospital were analyzed using Monte Carlo simulations with the platform GATE. In the simulations, the thoracic region was symmetrically irradiated around the central cross section during 12 seconds employing the following parameters: 120 kVp , 200 mAs , $NT= 24\text{ mm}$ and $pitch= 0.69$. With these conditions, the dose distributions were heterogeneous in the thoracic region, showing doses between $\sim 3.82\text{ mGy}$ and $\sim 172\text{ mGy}$. The average doses were estimated taking into account all the cross sections, rendering the following values: $28.83 \pm 0.005\text{ [mGy]}$, $31.52 \pm 0.01\text{ [mGy]}$ and $58.90 \pm 0.005\text{ [mGy]}$ in lungs, heart and bones respectively. For each organ, these values differ 4% at the most from the D50 doses estimated with the dose-volume histograms (DVH). Dose heterogeneity in the phantom is evident from the fact that dose values depend on Hounsfield units and coordinates of y and z . However, there is not a simple model that explains properly the relationship between dose and image parameters. It is expected that dose distribution analyses such as the one made in this work could become an additional tool to optimize computed tomography protocols in Ecuador.

Capítulo 1

Introducción

La tomografía computarizada (TC) por rayos X es una técnica no invasiva de radiodiagnóstico. Mediante esta técnica es posible adquirir imágenes de la anatomía de un paciente a partir de la información asociada a la atenuación de los rayos X que atraviesan los distintos tejidos [1, 2]. Debido a sus características únicas, un examen TC entrega dosis de radiación mayores, en comparación con las entregadas en radiografía y fluoroscopia; incluso es comparable con la dosis anual entregada por fuentes naturales de radiación [3–6].

Por lo expuesto anteriormente, es de vital importancia recurrir a métodos que cuantifiquen la dosis absorbida por los pacientes durante un escaneo TC. A través de mediciones directas es imposible determinar la dosis de radiación absorbida por los órganos, en constaste, esta puede ser estimada indirectamente mediante simulaciones Monte Carlo (MC) utilizando fantomas matemáticos correspondientes a pacientes modelo [7, 8]. La incorporación y uso de fantomas antropomórficos voxelizados en las simulaciones MC permitió que se consoliden como una opción altamente recomendada para cuantificar la dosis absorbida por los órganos [9–11, 32, 33]. Esto es posible porque el método permite incluir las características geométricas del tomógrafo, protocolos de adquisición TC e información anatómica del paciente [9–11].

La TC helicoidal multicorte es la técnica, de adquisición de datos, empleada generalmente por los tomógrafos modernos para obtener imágenes de la anatomía de un paciente. En esta, el paciente es sometido a la irradiación de rayos X en un gran número de proyecciones mientras la fuente rota y la camilla se desplaza a velocidad constante [1, 12, 14]. La distancia que avanza la camilla dividida por el ancho de irradiación al completarse una vuelta de 360° se conoce como paso o *pitch* [1, 14]. Los valores del *pitch* definen la separación de los cortes. Cuando el *pitch* es mayor a uno ($p > 1$) tanto las distancias entre irradiaciones sucesivas como la velocidad de avance de la camilla aumenta, mientras que, la duración del examen TC disminuye, ocasionando que el ruido de la imagen TC aumente [14, 16]; lo contrario ocurre cuando el *pitch* es menor a 1 ($p < 1$).

El Hospital Oncológico SOLCA-Quito dispone del tomógrafo Philips “Brilliance Big Bore” (BBB) que opera bajo la modalidad multicorte. Este tomógrafo es empleado para realizar examinaciones y simulaciones preliminares en los pacientes de radioterapia. Con el objeto de cuantificar las dosis absorbidas por un paciente, el tomógrafo BBB fue modelizado y validado a fin de emplearlo en las simulaciones MC [17] para calcular la dosis absorbida por los pulmones de una paciente anónima sometida a una TC helicoidal [18, 19].

Para efectuar el cálculo de la dosis en pulmones asociada a una TC helicoidal del tomógrafo BBB se empleó un fantoma voxelizado de los pulmones de la paciente. El estudio de Yépez S. [18] consideró que la tomografía se realizó en modo axial y sólo se irradió el corte central del fantoma. Por el contrario, el estudio de Ramírez C. [19] incluyó la modalidad helicoidal del tomógrafo al fantoma voxelizado construido por Yépez y se irradió simétricamente el fantoma alrededor del corte central por 12 segundos. En dichos estudios, la dosis media calculada para pulmones utilizó únicamente la información de la dosis en la rodaja central del fantoma.

En el presente estudio, con el objeto de cuantificar los niveles de dosis recibidos por los órganos de la región torácica de la paciente se determinó las distribuciones de dosis, empleando el mismo fantoma voxelizado de los estudios anteriores, considerando la modalidad helicoidal para irradiar simétricamente el fantoma alrededor

del corte central por 12 segundos. A diferencia de los trabajos anteriores la dosis media calculada para pulmones, corazón y huesos utilizó la información de la dosis almacenada por todas las secciones transversales que componen cada uno de los órganos anteriormente mencionados.

Capítulo 2

Marco Teórico

2.1. Características físicas de la radiación ionizante utilizada en tomografía

2.1.1. Transporte de fotones de rayos X en un material

La interacción de los fotones con los átomos del material es descrita por medio del *coeficiente de atenuación lineal*, μ . Esta cantidad describe la atenuación del haz de rayos X monoenergético dentro del material. La intensidad del haz transmitido sigue la ley exponencial de Beer [1]:

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

donde $I(0)$ es la intensidad del haz incidente e $I(r)$ es la intensidad del haz cuando ha atravesado una distancia r dentro del material.

En el rango energético de radiodiagnóstico (hasta 150 keV), los principales procesos físicos que ocurren cuando un fotón interactúa con la materia son: efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y dispersión Rayleigh [1, 2, 23].

La probabilidad de ocurrencia del efecto fotoeléctrico aumenta con Z^4 para fotones de baja energía y materiales con alto Z [2, 23]. En el efecto Compton, la probabilidad de ocurrencia aumenta linealmente con Z para valores energéticos hasta el orden de cientos de keV y disminuye a medida que la energía aumenta [2, 23]. Finalmente, en la dispersión Rayleigh la probabilidad de ocurrencia es menor en comparación con otros procesos de transporte a pesar que aumenta con Z^2 [2].

2.1.2. Transporte de electrones en un material

Cuando un haz de electrones pasa a través de un material, se produce un gran número de interacciones Coulómbicas con los átomos del material. Resultando en una pérdida energética de los electrones mediante colisiones y procesos radiativos. Esta pérdida energética por unidad de longitud se conoce como *poder de frenado* [2]. Dependiendo del tipo de proceso involucrado en la pérdida energética, se tiene dos tipos de poder de frenado: *poder de frenado por colisión* o *poder de frenado radiativo*.

El poder de frenado por colisión explica la pérdida energética del electrón incidente como consecuencia de colisiones inelásticas con los electrones de los orbitales atómicos del material. Por otra parte, el poder de frenado radiativo describe la pérdida energética de la interacción de un electrón con los núcleos atómicos de los átomos del material [2].

2.2. Características y componentes de la tomografía computarizada

Un equipo TC se conforma de la camilla y los dispositivos de medición. Los dispositivos de medición son: la fuente de rayos X, colimadores, filtros y un arreglo de detectores ubicados sobre una base giratoria en el interior del *gantry*; este posee una abertura circular de aproximadamente 70 *cm* de diámetro [1], semejante a una

“dona”, por donde ingresa el conjunto paciente-camilla. El origen de coordenadas del tomógrafo, conocido como *isocentro*, se fija en el centro de la abertura del *gantry*.

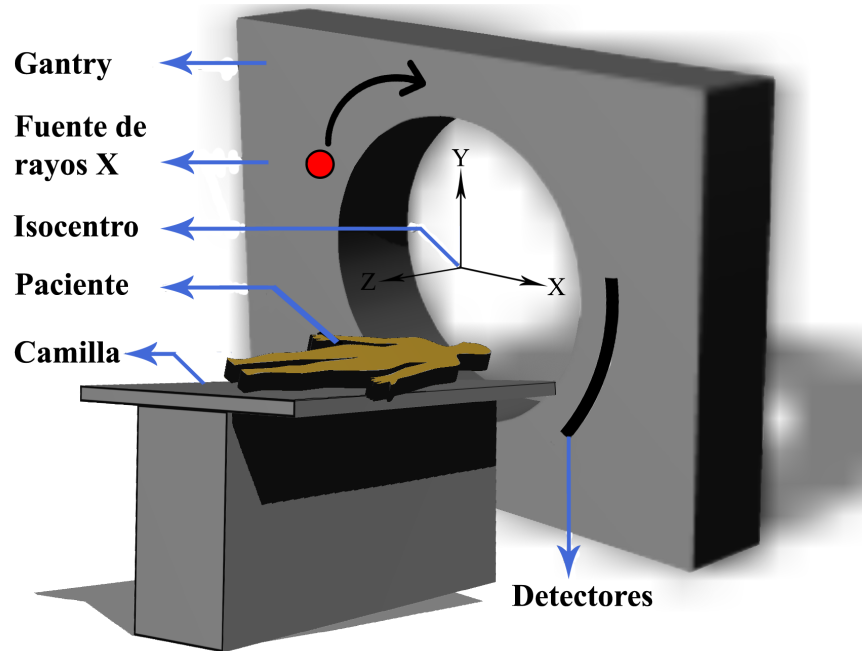


Figura 2.1: Componentes principales de un tomógrafo.

El haz de rayos X generado por la fuente es inicialmente colimado y filtrado. El proceso de colimación define el ancho del haz a lo largo del eje longitudinal (eje z), dependiendo del protocolo de adquisición. Mientras que, con la ayuda de los “filtros de forma” como el filtro *bow-tie*, la intensidad del haz de rayos X es homogeneizada en el plano axial (plano xy) para distintos ángulos de emisión. El objetivo de homogeneizar el haz de rayos X ubicando filtros es reducir la dosis en la periferia del paciente sin perder calidad de imagen.

Al efectuarse un examen tomográfico, el paciente es irradiado por un haz de rayos X en forma piramidal. Después que la radiación ha atravesado el paciente un arreglo de detectores mide la intensidad del haz transmitido. A partir de la información almacenada por los detectores de las proyecciones del haz transmitido, provenientes de las diferentes regiones del cuerpo, se construye imágenes de secciones rectangulares tridimensionales de la anatomía del paciente; denominadas

“cortes”. El conjunto de cortes adquiridos durante el examen recibe el nombre de tomografía [1].

2.2.1. Proyecciones

Las imágenes TC de un paciente se obtienen al medir la intensidad inicial $I(0)$ y final $I(r)$ del haz de rayos X. Los algoritmos para reconstruir la imagen dividen las secciones transversales del paciente en una matriz de *vóxeles*, con resolución espacial Δx , Δy , Δz (Figura 2.2 (a)), que contiene los coeficientes de atenuación lineal de cada uno de los tejidos. Las distintas proyecciones, que permiten reconstruir la imagen TC, se obtienen durante la rotación del conjunto haz-detectores alrededor de cada sección transversal del paciente (Figura 2.2 (b)). La proyección se define como el logaritmo natural de la relación entre las intensidades del haz.

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

Según la ecuación (2.2), la proyección es equivalente a una suma discreta de los coeficientes μ de los vóxeles atravesados por el haz a lo largo de la trayectoria L .

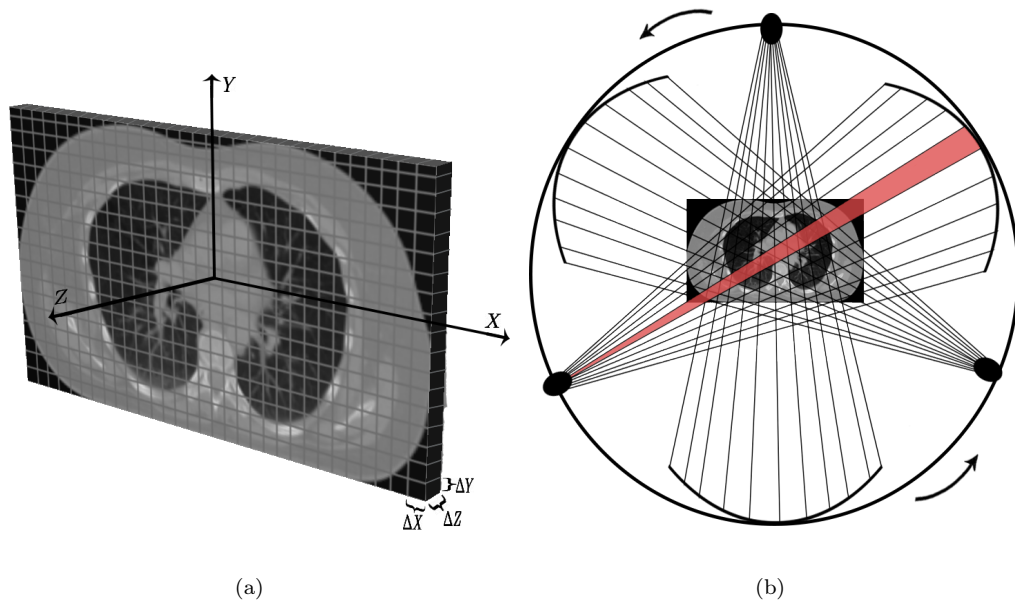


Figura 2.2: Esquema del procedimiento para obtener las proyecciones. (a) Corte axial dividido en vóxeles. (b) Proyecciones del haz de rayos X durante la rotación del gantry, en el plano xy .

2.2.2. Adquisición de imágenes TC

Las imágenes tomográficas adquiridas durante una TC son almacenadas en formato DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine); dicho formato almacena la información de una sección axial de la anatomía del paciente en una matriz de dimensiones $m \times n$, donde cada entrada tiene asociado un pixel, el pixel representa un pequeño volumen de tejido al que se le conoce como vóxel [1, 13].

La información de los cortes bidimensionales es recolectada por los detectores, estos, reciben las distintas proyecciones de los rayos X de cada corte en distintas orientaciones conforme la fuente y los detectores rotan alrededor del paciente (Figura 2.3 (a)). Una vez completado el giro alrededor de una sección del cuerpo, el conjunto fuente-detectores se mueve a un nuevo plano del cuerpo; este procedimiento ocurre repetitivamente [1]. En los tomógrafos los detectores se ubican de forma rectangular a lo largo del eje z , recibiendo el nombre de *canales activos*. En el plano axial los detectores se encuentran curvados y reciben el nombre de *canales de detección* [1, 13, 14].

La adquisición de las imágenes TC en la modalidad helicoidal se realiza mediante un desplazamiento continuo de la camilla a medida que la fuente irradia varios planos (Figura 2.3 (b)); obteniéndose así, una matriz bidimensional compuesta por una serie de secciones axiales de la anatomía del paciente. El parámetro de mayor interés en la modalidad helicoidal es el *pitch*, definido como $p = b/NT$, donde b es la distancia que avanza la camilla y NT es el ancho total de irradiación [18, 23]. La cantidad de radiación efectiva recibida a lo largo la longitud escaneada tiene una estrecha relación con los valores del *pitch* [15, 16, 22]:

- Cuando $p < 1$, el paso es más corto, produciéndose superposiciones en la irradiación del haz de rayos X a lo largo de la longitud total de escaneo.
- Cuando $p > 1$, el paso es mas largo, produciéndose zonas no irradiadas a lo largo de la longitud total de escaneo.

- Cuando $p = 1$, la irradiación del haz de rayos X cubre la longitud total de escaneo.

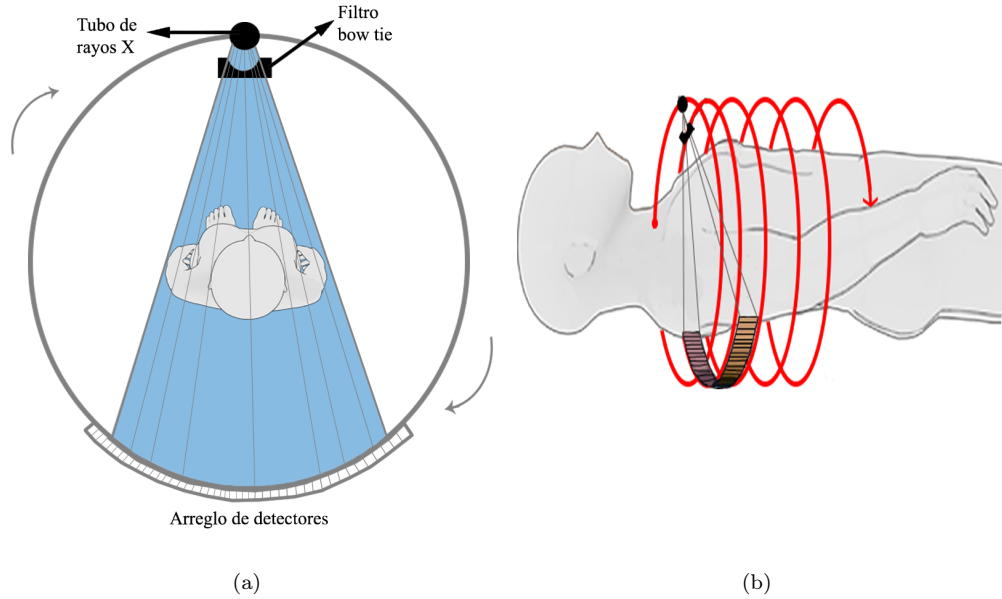


Figura 2.3: Adquisición de una imagen tomográfica. (a) Irradiación de la paciente mientras el tubo de rayos X orbita en conjunto con el arreglo de detectores, vista axial. (b) Movimiento helicoidal de la fuente de rayos X y el arreglo de detectores alrededor de la paciente, vista longitudinal.

2.2.3. Unidades Hounsfield

Los niveles de grises de una TC están relacionados con el grado de atenuación del haz de rayos X, el cual se cuantifica con una magnitud llamada *Unidad Hounsfield (UH)* o *número TC* [1, 20]. La UH se define como la diferencia normalizada entre el coeficiente de atenuación lineal del tejido respecto al coeficiente de atenuación del agua, multiplicado por un factor de 1000 [13].

$$UH = \frac{\mu_{tejido} - \mu_{H_2O}}{\mu_{H_2O}} \times 1000 \quad (2.3)$$

Según la ecuación (2.3) el agua tiene asociado una UH de 0 mientras que el aire tiene una UH de -1000. Dado que las UH son proporcionales al coeficiente de atenuación, los números TC son agrupados dependiendo del tipo de tejido [20]. En

consecuencia, los tejidos más densos como los tejidos óseos, tienen valores altos de UH en comparación con los tejidos menos densos, como los pulmones [1, 13].

Los rangos de las UH correspondientes a los tejidos estudiados en este trabajo fueron adquiridos del estudio de Yépez [18], estos son presentados en la Tabla 2.1.

Tipo de tejido	Rango UH
Pulmonar	[-900, -500]
Óseo	[250, 1000]
Cardíaco	[19, 60]

Tabla 2.1: Valores de UH de los tejidos estudiados en este trabajo.

2.3. Magnitudes dosimétricas de la radiación

2.3.1. Dosis absorbida

La dosis absorbida está relacionada con la energía radiante (R) dentro de un volumen V . La energía impartida (ϵ) es la suma de la energía que entra al volumen menos la energía que sale del volumen, tomando en consideración la energía en reposo de la masa del volumen V [2].

$$\epsilon = (R_{in})_n - (R_{out})_n + (R_{in})_c - (R_{out})_c + \sum W \quad (2.4)$$

En la ecuación (2.4), R_{in} es la energía radiante de las partículas incidentes en V , R_{out} es la energía radiante de las partículas salientes de V , los subíndices n y c son referentes a partículas neutras y cargadas y $\sum W$ es la energía neta obtenida de la masa en reposo en V .

La dosis absorbida (D) en un punto P dentro de un volumen finito V está definida por:

$$D = \frac{d\epsilon}{dm} \quad (2.5)$$

donde ϵ es la energía promedio impartida dentro del volumen V en un intervalo de tiempo determinado, en cambio $d\epsilon$ se obtiene considerando un punto P dentro de un volumen infinitesimal dV y dm es la masa del volumen dV . La unidad de dosis absorbida en el SI es el Gray (Gy) medido en $J \cdot kg^{-1}$ [2, 22].

2.3.2. Dosis equivalente

La ICRP e ICRU definieron la dosis equivalente (H_T) para cuantificar el riesgo biológico de la dosis absorbida por los tejidos, mediante [2]:

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad (2.6)$$

donde $D_{T,R}$ es la dosis absorbida por el tejido T debido al tipo de radiación R y w_R son los factores de peso de la radiación R . En rayos X, rayos gamma y electrones el factor de peso es la unidad [2]. La ecuación (2.6), presupone que un volumen V de tejido ha sido irradiado por más de un tipo de radiación [2, 23]. La unidad de la dosis equivalente en el SI es el sievert (Sv), siendo igual a $1 J \cdot kg^{-1}$.

2.3.3. Dosis media en órganos

A pesar de los beneficios que otorga un examen TC, existe evidencia de que los efectos nocivos inducidos a la salud del paciente están correlacionados con la dosis media absorbida por los órganos [8, 22]. Por este motivo, la dosis media puede ser empleada como un indicador del riesgo radiológico [8]. El uso de este indicador para caracterizar la dosis absorbida por los órganos de un paciente, se ajusta a los esquemas médicos generalizados y es de utilidad dado que establece un intervalo de aceptación de dosis [13].

2.4. Radioprotección en tomografía

La interacción de la radiación ionizante en las células de los organismos vivos puede causar daño y muerte celular. Cuando la radiación ionizante interactúa con el agua de la célula se producen radicales libres tipo hidroxilos que a través de difusión dentro de la célula, rompen los enlaces químicos produciendo cambios estructurales en el ADN (ácido desoxirribonucleico) [2, 23]. El nivel de daño causado por la radiación ionizante depende de los siguientes factores: tipo de radiación ionizante, tiempo de exposición, tasa de deposición de dosis y dosis absorbida [1, 19].

Las dosis entregadas rápidamente a los tejidos, conocidas como dosis *agudas*, pertenecen al régimen determinista de los efectos de la radiación [1, 2]; cuya consecuencia es el síndrome de *enfermedad por radiación*, debido a la muerte celular. La severidad de los efectos tiene un límite a partir del cual aumenta conforme aumenta la dosis, dicho límite para las dosis *agudas* es de varios *Gy* [2, 23]. Cuando las dosis se entregan lentamente a los tejidos reciben el nombre de dosis *crónicas*, usualmente estas son relativamente bajas y producen los llamados efectos estocásticos [1, 2]; las dosis entregadas durante un examen TC pertenecen a esta categoría [1]. Estos efectos tienen un carácter acumulativo y cuando una persona es expuesta a dosis crónicas aumenta el riesgo de por vida de desarrollar cáncer [1].

2.4.1. Índice de dosis para tomografía computarizada

El *índice de dosis para tomografía computarizada* (CTDI) se define como la integral del perfil de dosis a lo largo de una línea paralela al eje de rotación del tomógrafo (eje z), dividido por el ancho nominal del haz primario de rayos X en el *isocentro* del tomógrafo [6, 14, 15, 24–27].

$$CTDI = \frac{1}{NT} \int_{-\infty}^{\infty} D(z) dz \quad (2.7)$$

$D(z)$ es la dosis en una posición z , N es el número de cortes adquiridos por cada rotación del *gantry*, T es el ancho de corte o equivalentemente el ancho de

detección de cada canal a lo largo del eje longitudinal. Por lo tanto, el producto NT corresponde al ancho total de irradiación (en un único giro del *gantry*) en el isocentro del tomógrafo para el protocolo estudiado. La definición de CTDI dada en la ecuación (2.7), representa la contribución total al perfil de dosis debido a la radiación dispersa proveniente de la irradiación de los cortes contenidos en un escaneo completo. En consecuencia, el CTDI resultante siempre será mayor que la dosis medida al irradiar un solo corte.

El CTDI fue definido originalmente para caracterizar la radiación resultante de un examen TC [4, 9, 24]. Las nuevas modalidades de adquisición tomográfica en los escáneres han permitido introducir índices derivados del CTDI [14, 24, 28]. A pesar que el CTDI es usado ampliamente, este no mide la dosis del paciente [9, 24].

2.4.2. CTDI₁₀₀

Por definición, el CTDI debe considerar el perfil de dosis completo, teóricamente esto se consigue al establecer los límites de integración desde menos infinito a más infinito. En la práctica realizar esta medición no es posible y para solucionarlo se emplean cámaras de ionización tipo lápiz de 100 mm de longitud y 3 cm³ de volumen. De esta manera, los límites de integración van desde -50 mm hasta 50 mm [14, 15, 25, 26].

$$CTDI_{100} = \frac{1}{NT} \int_{-50}^{50} D(z) dz \quad (2.8)$$

La medición experimental del CTDI₁₀₀ con respecto al *isocentro* del tomógrafo se lleva a cabo con el tomógrafo en modo axial (una sola rotación de la fuente de rayos X), insertando una cámara de ionización de 100 mm de longitud en el centro de un fantoma cilíndrico de polimetil-metacrilato (PMMA). Los fantomas estándar de adulto empleados tienen diámetros de 16 cm y 32 cm para la cabeza y el cuerpo respectivamente. Adicionalmente, cuentan con 5 perforaciones (una central y cuatro periféricas) para introducir la cámara de ionización [15, 26].

2.4.3. $CTDI_{VOL}$

El $CTDI_{VOL}$ reportado en la mayoría de los escáneres se define como:

$$CTDI_{VOL} = \frac{CTDI_w}{p} \quad (2.9)$$

donde $CTDI_w$ es un valor ponderado del $CTDI_{100}$ en el plano axial del fantoma y p es el *pitch*. Al tomar en cuenta la sección transversal y la longitud de escaneo, el $CTDI_{VOL}$ representa la dosis promedio absorbida por volumen de escaneo [14, 15]. La introducción del $CTDI_{VOL}$ es útil porque considera el efecto del *pitch* en la irradiación referente al protocolo de adquisición [26].

2.5. Estimación de dosis en órganos usando simulaciones Monte Carlo

La estimación de la dosis absorbida por los órganos tiene dificultades, estas surgen debido a las distintas características anatómicas de los pacientes y la gran variedad de protocolos de escaneo [9]; esto conlleva a diferentes dosis absorbidas por cada persona. Sin embargo, el método Monte Carlo puede ser empleado en cualquier tomógrafo modelizado para simular la irradiación de un paciente y determinar la dosis absorbida por los órganos. Esto es posible al usar fantomas antropomórficos computacionales de los pacientes [5, 30]. La información de los órganos internos de los fantomas voxelizados constituye la base para los cálculos MC de las distribuciones de dosis en los órganos.

El método MC simula el transporte de electrones y fotones en cualquier volumen de interés, tomando en consideración los procesos físicos en la interacción aleatoria de dichas partículas con la materia por medio de distribuciones de probabilidad [32, 33, 35]. Las simulaciones se llevan a cabo hasta que las partículas alcanzan cierta energía umbral o escapan del volumen de interés [2, 23]. Como resultado de

las trayectorias aleatorias individuales de las partículas, se puede obtener la dosis absorbida [5, 41].

Los programas *CTDosimetry* [21] y *VirtualDose* [22] emplean los resultados de las simulaciones MC en conjunto con los valores de $CTDI_{VOL}$ para estimar las dosis absorbidas durante un examen TC. El programa *CTDosimetry* efectúa los cálculos de la dosis en órganos empleando los datos de dosimetría MC de la publicación *NRSB SR250* para 23 escáneres [21]. Los datos de las dosis en órganos corresponden a fantomas matemáticos que modelizan un paciente adulto de tamaño normal de 70 kg [21]. En cambio, *VirtualDose* realiza los cálculos dosimétricos empleando una base de datos, que contiene la dosis absorbida por cada órgano, obtenida con simulaciones MC [22]. La base de datos está constituida por 25 fantomas anatómicamente realistas que representan a pacientes de distintas edades, tamaños corporales, masas corporales y etapas de embarazo [22]. Las simulaciones que sirven de base para los dos programas corresponden a una fuente de rayos X con $120kVp$ y $100mAs$ [19, 22]. Los valores dosimétricos obtenidos con estos programas son normalizados para el $CTDI_{VOL}$ y se presentan en forma de *dosis fraccionaria del órgano* (f_{organ}) [19, 22], dada por:

$$f_{organ} = \frac{D_{organ}}{CTDI_{VOL}} \quad (2.10)$$

por lo tanto, las dosis de los órganos sometidos a un escaneo TC se calculan a partir del valor del $CTDI_{VOL}$ multiplicado por el factor de conversión de dosis en los órganos, es decir:

$$D_{organ} = f_{organ} \times CTDI_{VOL} \quad (2.11)$$

Los valores dosimétricos obtenidos a partir del $CTDI_{VOL}$ no se pueden considerar como estimaciones adecuadas, porque el $CTDI_{VOL}$ únicamente suministra información de la cantidad de radiación emitida por el escáner [9].

2.5.1. Plataforma de simulación GATE

GATE es una plataforma de simulación de libre acceso desarrollada por la colaboración OpenGATE para efectuar simulaciones aplicando el método MC, estas se enfocan únicamente en aplicaciones médicas como: imagenología médica, radioterapia y radiodiagnóstico [32, 37, 38]. GATE V.8.1 permite definir la geometría, dimensiones y los materiales componentes de los equipos de radioterapia y tomografía computarizada. Además, el usuario puede introducir a las simulaciones datos clínicos reales del paciente contenidos en la imagen TC [33, 41]. La plataforma de simulación GATE ha sido ampliamente validada mostrando una alta precisión en la obtención de resultados con referencia a otros códigos MC de propósito general tales como: EGS, MCNP, PENELOPE y FLUKA [32, 33, 39]; y también mediante comparaciones con resultados experimentales [17].

GATE engloba las herramientas de simulación de Geant4 en un conjunto de capas organizadas jerárquicamente (véase la Figura 2.4) desde las capas de desarrollo hasta la capa de usuario [40, 41]. En las capas de desarrollo se encuentra la capa core y la capa de aplicación. La capa core define: la geometría, fuentes radiativas, modelado de detectores electrónicos, manejo del tiempo virtual de GATE y el formato de salida de los datos. La capa de aplicación permite crear volúmenes geométricos especificando las características y dimensiones de los mismos. En esta capa también se ejecutan operaciones sobre los volúmenes, tales como traslaciones o rotaciones. Finalmente, en la capa de usuario se configura de manera sencilla los parámetros de simulación mediante “*scripts*” que permiten ejecutar las simulaciones [36, 37, 40, 41].

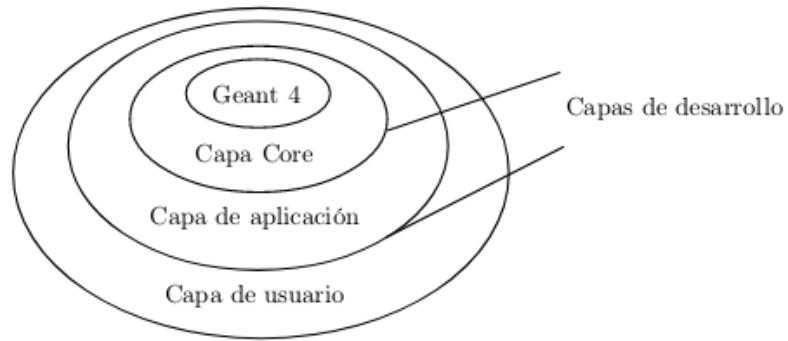


Figura 2.4: Arquitectura de GATE ordenada jerárquicamente.

Las simulaciones en GATE, se desarrollan en las siguientes etapas:

1. Definición de los componentes geométricos del tomógrafo y del fantoma voxelizado.
2. Elección de los procesos físicos.
3. Configuración de los detectores.
4. Definición del tipo de fuente radiativa.
5. Establecimiento del formato de los archivos de salida.
6. Inicio de la simulación.
7. Adquisición de datos.

2.5.1.1. Dosis absorbida por los órganos en GATE

GATE V.8.1 permite dar lectura a datos clínicos reales de las estructuras anatómicas de un paciente, almacenados en imágenes TC, para ser utilizados como fantomas digitales antropomórficos voxelizados no homogéneos [36, 38, 43]. Al emplear dichos fantomas en las simulaciones la irradiación se realiza en condiciones cercanas a las reales, esto ha permitido obtener resultados precisos, consistentes y realistas en comparación con el uso de fantomas computacionales para determinar la dosis absorbida por los órganos de los pacientes [31, 34, 42].

Los actores son herramientas de la simulación que almacenan información relacionada con las interacciones de una partícula al atravesar un material [34, 36, 41]. La información almacenada permite calcular varias magnitudes físicas de interés tales como: la energía depositada, el número de partículas generadas en un volumen, la dosis absorbida, etc [36]. Así pues, en GATE la estimación de la dosis absorbida se realiza a través del actor de dosis *TLEDoseActor*, siempre y cuando se encuentre adjunto al fantoma voxelizado. Es importante enfatizar que a más del uso del fantoma voxelizado, la modelización de la geometría del tomógrafo y los protocolos de adquisición deben ser añadidos para efectuar los cálculos dosimétricos.

Capítulo 3

Metodología

Las simulaciones Monte Carlo (MC) ejecutadas en este estudio se realizaron con el código MC de aplicaciones médicas GATE (GEANT4 Application for Tomographic Emmission) [34–36, 41], versión 8.1. Las simulaciones se realizaron en computadoras Core i7, 2.2 *GHz* del Laboratorio de Biofísica de la Escuela Politécnica Nacional.

3.1. Importación de la imagen tomográfica

A partir de las imágenes TC se pueden construir fantomas voxelizados digitales de las estructuras anatómicas de un paciente [36, 38, 43]. GATE da lectura a este tipo de fantomas, mediante la incorporación de un archivo de texto para la descripción de los materiales y una imagen TC almacenada en cualquiera de los siguientes formatos: ASCII, Interfile, Analyze, MetaImage (.mhd / .raw) y DICOM [36]. El archivo de texto da información de los diferentes tipos de materiales que componen al fantoma, los intervalos de UH asociados a cada material y el nombre de los materiales respectivos. Al importar el fantoma voxelizado se debe emplear métodos de parametrización volumétrica con el fin de reducir al máximo el número de fronteras volumétricas durante la simulación. En el presente estudio se empleó el método de parametrización volumétrica regionalizada (VR), al igual que en el estudio de Yépez S. [18] y Ramírez C. [19]. En GATE V8.1, tanto el fantoma

voxelizado como el método de parametrización VR fueron añadidos a la simulación por medio del *script* principal *main.mac* (Anexo A).

3.1.1. Descriptores de conversión para la definición de materiales

El archivo *GateMaterials.db*, perteneciente a la plataforma GATE, contiene la información de las propiedades físicas de todos los elementos y materiales empleados en una simulación. Los elementos se definen como en la tabla periódica: nombre, símbolo, número atómico y masa atómica. Los materiales son estructuras empleadas por GATE para simular las interacciones que experimentan las partículas; al ser composiciones de elementos, estos se definen mediante: nombre del material, densidad, elementos constituyentes y abundancias individuales [36, 37]. Posteriormente, los llamados archivos *descriptores de conversión de valores UH a materiales* transforman los valores de UH en los materiales constituyentes del fantoma voxelizado; estos archivos se estructuran de la siguiente manera: la primera línea define el número de subdivisiones materiales del fantoma y las líneas subsiguientes asocian a cada tejido un rango de UH correspondiente.

El descriptor de conversión fue generado automáticamente al ejecutar el comando *HounsfieldMaterialGenerator* incorporado en los paquetes de simulación de GATE V8.1, dicho comando requiere la presencia de dos archivos de calibración: *Schneider2000MaterialsTable.txt* y *Schneider2000DensitiesTable.txt*. La función de estos archivos es dividir el rango de UH en distintos materiales e indicar la relación entre las UH y los distintos valores de densidades de masa [32, 36]. Análogo a los trabajos de Yépez S. [18] y Ramírez C. [19] una tolerancia de densidad de 0.1 g/cm^3 fue introducida; esto permitió generar una nueva base de datos denominada *Thorax-HUmaterials.db* con su respectivo archivo de conversión *Thorax-HU2mat.txt*. La base de datos estuvo compuesta por 41 diferentes tejidos exclusivos del fantoma voxelizado y el archivo de conversión permitió tomar en consideración únicamente los tejidos definidos en la nueva base de datos.

3.1.2. Descripción de la imagen tomográfica

La imagen TC empleada en este estudio fue adquirida a través de un examen tomográfico de tórax con protocolo de adulto de una paciente anónima. La tomografía completa consta de 78 imágenes DICOM de 512×512 píxeles. No obstante, después de un proceso de recorte y segmentación realizado por Yépez S. [18], el fantoma completo consta de 43 imágenes DICOM de 358×198 píxeles y 5 mm de grosor. La Tabla 3.1 muestra las características principales de la imagen tomográfica.

Tipo de examen: MAMA / Onco Tórax			
Información general del paciente		Género	Femenino
		Edad	42 años
		Peso	71 kg
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	$CTDI_{VOL}$ [mGy]	8.33 ± 1.40

Tabla 3.1: Información de la paciente, parámetros de operación y características principales de la imagen tomográfica adquirida [18].

La incorporación del fantoma antropomórfico, en GATE, se llevó a cabo empleando el formato *MetaImage*. Este formato, posee un archivo de cabecera con extensión *mhd* que contiene toda la información de la geometría del fantoma (tamaño de vóxel, distancia entre cortes, entre otros), y, un archivo de extensión *raw* con la información tridimensional del archivo de cabecera; estos archivos fueron preparados en el estudio de Yépez S. [18]. El *script main.mac* utilizó el archivo *mhd* para definir la geometría del fantoma; mientras que la imagen *raw* fue introducida indirectamente al momento de generar la lectura del archivo cabecera.

Gran parte de los parámetros empleados al definir la geometría del fantoma como: tamaño de vóxel, posición del isocentro, entre otros, fueron heredados de la imagen tomográfica original. Un parámetro de gran importancia es el tamaño del vóxel

debido a que su tamaño define el número de fronteras volumétricas consideradas en la simulación, siendo un parámetro muy importante al momento de efectuar los cálculos dosimétricos. El tamaño de vóxel fue de $1.3671875 \times 1.3671875 \times 5 \text{ mm}^3$. Así, cada sección transversal estuvo compuesta de 70884 vóxeles, dando un total de 3048012 vóxeles en todo el fantoma.

A diferencia de los estudios de Yépez S. [18] y Ramírez C. [19], los cálculos dosimétricos se efectuaron en las 43 rodajas del fantoma con la finalidad de considerar la irradiación de los órganos contenidos en la región torácica (pulmones, corazón y huesos). A pesar de ello, se mantuvo las consideraciones efectuadas en los estudios anteriores acerca de la geometría de las simulaciones en cuanto a la ubicación del isocentro del fantoma y el tomógrafo.

3.2. Estructura de las simulaciones MC en GATE

Los archivos necesarios para ejecutar las simulaciones se almacenaron en tres directorios diferentes: *data*, *mac* y *output*. El directorio *data* contuvo los *scripts* referentes a la geometría del haz de rayos X, descriptores de conversión, y el fantoma voxelizado (.mhd/.raw). El directorio *mac* contuvo los *scripts* que definen los procesos físicos y la geometría tanto del tomógrafo como del fantoma. Por último, el directorio *output* almacenó la imagen *MetaImage* del mapa tridimensional de la distribución de dosis y los archivos de texto resultantes de la simulación. Los *scripts* empleados pueden visualizarse en el Anexo A, mientras que, las bases de datos y los descriptores de conversión son idénticos a los empleados en el estudio de Ramírez C. [19]. La estructura de una simulación típica en GATE se muestra en la Figura 3.1.

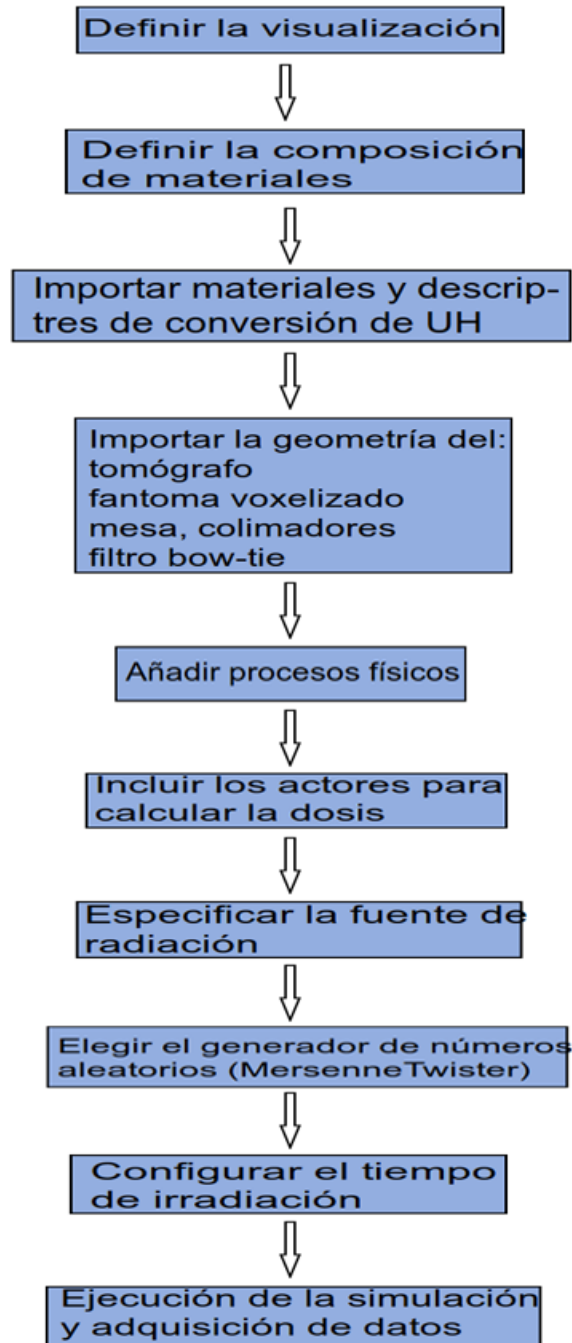


Figura 3.1: Esquema general de una simulación en GATE.

3.2.1. Geometría de la simulación

La geometría y características físicas de la simulación empleada en este estudio fue heredada por completo de los trabajos de Coloma A. [17], Yépes S. [18] y Ramírez C. [19]. Los componentes heredados fueron: el espectro de Rx, filtro *bow-tie*, los

colimadores, la camilla y el modo de adquisición tomográfico helicoidal. Durante las simulaciones se utilizó el espectro de radiación obtenido con el programa SRS-78; el cual fue validado en trabajos anteriores al simular el espectro de radiación correspondiente al kilovoltaje del protocolo de operación (120 KVp) [17].

3.2.2. Procesos físicos

El rango energético de una TC abarca desde los 80 kVp hasta los 140 kVp [1]; este rango permite establecer los procesos físicos a incluirse en la simulación. Para los fotones se consideró: el efecto fotoeléctrico, dispersión Compton y dispersión Rayleigh. En cambio, para los electrones se tomó en cuenta procesos de Bremsstrahlung y dispersión debido a las colisiones inelásticas [18, 37].

3.2.3. Implementación de actores

Para la determinación de las dosis absorbidas se utilizó la herramienta *TLEDoseActor*. Esta herramienta almacena la dosis absorbida en un volumen llamado *dosel*; la información del protocolo de adquisición de este estudio permitió crear *dosels* de dimensiones $1.3671875 \times 1.3671875 \times 5 \text{ mm}^3$, estos fueron definidos de tal manera que tengan la misma forma y tamaño que los vóxeles del fantoma. Los órganos de la región torácica fueron estudiados en secciones rectangulares con un mismo número y tamaño de *dosel* pero con resoluciones espaciales variables para contener por completo a los órganos (Anexo A). Con el propósito de ilustrar lo expuesto anteriormente, tomemos en cuenta la rodaja 22 analizada en el estudio de Yépez S. [18] y Ramírez C. [19]. En dichos estudios, los pulmones fueron divididos en izquierdo y derecho con una resolución espacial de $80 \times 106 \times 1$ y $72 \times 112 \times 1$ respectivamente, con un total de 16544 vóxeles [18, 19]. En el presente estudio una sola sección rectangular, con resolución espacial de $195 \times 121 \times 1$, fue construida para contener a los pulmones izquierdo y derecho (Figura 3.2), dando un total de 23595 vóxeles.

Las secciones rectangulares definidas contuvieron *dosels* que no pertenecen exclusivamente a tejido pulmonar, cardíaco u óseo. Con la finalidad de tomar en cuenta la información correspondiente a los órganos de la región torácica para el cálculo de dosis, se visualizó individualmente todas las secciones transversales de la imagen TC empleando el programa *ImageJ* [45]. Por medio de este procedimiento se apreció el número de cortes donde la estructura anatómica de cada uno de los órganos fue contenida en su totalidad. La estructura anatómica de los pulmones se extendió desde el corte 4 hasta el 34, en cambio, el corazón estuvo presente desde el corte 16 hasta el 28 y los huesos estuvieron presentes a lo largo de los 43 cortes del fantoma. Con esta información, se llevó a cabo un proceso de discriminación del tipo de tejido presente en cada corte por medio del número TC de cada vóxel y se determinó el número de vóxeles correspondientes a pulmones, corazón y huesos; estos fueron: 206340, 46214 y 16216 respectivamente. En cambio, en la rodaja central el número de vóxeles de tejido pulmonar, cardíaco y óseo fueron: 9550, 1116 y 1042 respectivamente.

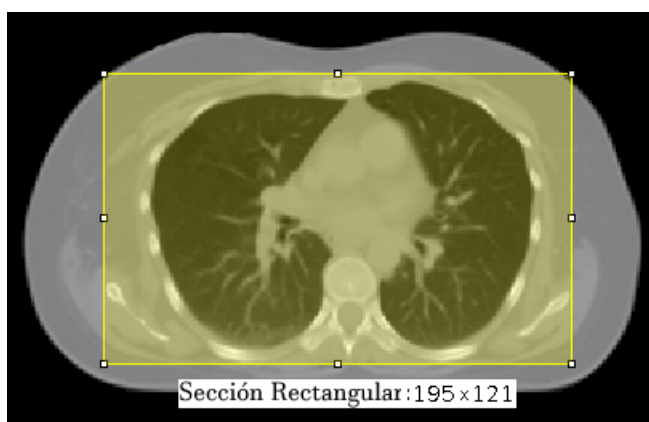


Figura 3.2: Sección rectangular creada en el corte 22, de dimensiones 195×121 píxeles, para el cálculo dosimétrico en pulmones, corazón y huesos.

3.2.4. Irradiación del fantoma

La caracterización de las distribuciones de dosis en la región torácica de la paciente se realizó mediante la modelización de un escaneo helicoidal del tomógrafo. Para

ello las simulaciones MC fueron preparadas de tal manera que simulen la irradiación simétrica de la región torácica de la paciente, procurando que las estructuras anatómicas de interés queden cubiertas por la irradiación.

GATE requiere que la geometría del tomógrafo permanezca estática, en consecuencia, la posición inicial de irradiación y el movimiento helicoidal fueron adjudicados al fantoma y a la camilla. La posición inicial se configuró para que al tiempo $t = 0$ s el ancho total de irradiación del haz ($NT = 24$ mm) cubra por completo los 4 primeros cortes (cortes 43-40), así, la distancia del centro de irradiación del haz respecto al origen del sistema de coordenadas (corte 22) fue de 96.8 mm (Figura 3.3 (a)). Por este motivo, la camilla y el fantoma fueron ubicados en las posiciones $(0, -112.90625, 96.8)$ mm y $(0, 0, 96.8)$ mm, adjudicándoles un movimiento longitudinal en el eje z con una velocidad de -16.56 mm/s, y un movimiento circular alrededor del eje longitudinal del tomógrafo con una velocidad angular de 360° por segundo. El tiempo total de escaneo se estableció de tal manera que reproduzca la irradiación simétrica del fantoma con respecto al corte central por 12 segundos. Este tiempo fue determinado con la información de la longitud total de escaneo (198.7 mm) y la velocidad de avance de la camilla. Es importante mencionar que la camilla se posicionó en el origen del sistema de referencia mientras que el isocentro del fantoma se ubicó en el origen del sistema de referencia del tomógrafo. La incorporación de la geometría de simulación fue incluida en *script main.mac*.

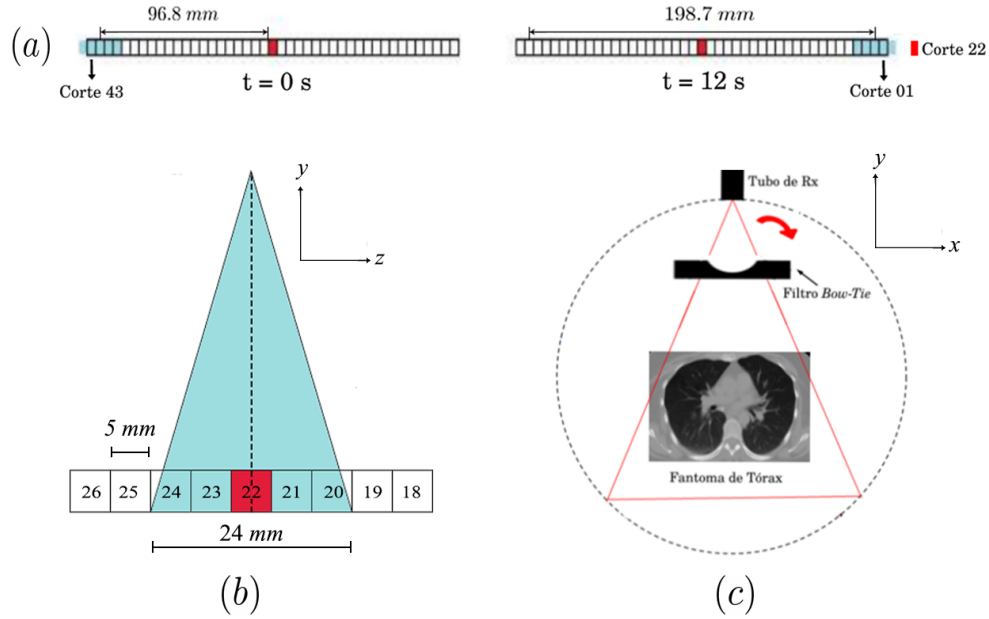


Figura 3.3: Esquema de la irradiación del fantoma. a) Configuración de la geometría de irradiación. b) Forma del haz de rayos X en el plano yz al tiempo $t=6$ [s]. c) Vista transversal de la irradiación del fantoma en el corte central.

3.2.5. Número de partículas simuladas

En el estudio de Coloma A. [17], se demostró que es suficiente simular una fracción f ($0 < f < 1$) del total de partículas ($N_p = 3 \times 10^{13}$) para que las simulaciones puedan ser llevadas a cabo en computadoras estándar. Por lo tanto una fracción del total de partículas fue simulada, es decir $n = f \times N_p$; en dicho estudio el número aproximado de partículas empleadas fue 3×10^9 ($f = 10^{-4}$). En cambio, el estudio de Ramírez C. [19] mostró que los resultados dosimétricos obtenidos al simular 3×10^8 partículas son consistentes con los resultados obtenidos al simular 3×10^9 partículas, haciendo que las simulaciones sean viables con un tiempo de cómputo de aproximadamente 10 días.

En virtud de ello, el presente estudio se llevo a cabo empleando 3×10^8 partículas ($f = 10^{-5}$) en las simulaciones. Para obtener resultados dosimétricos con un intervalo de confianza del 99% se realizaron 40 simulaciones.

Posteriormente, la dosis D absorbida por cada vóxel al simularse el número total de partículas se obtiene mediante la expresión:

$$D = \frac{1}{f} d_n \quad (3.1)$$

donde d_n es la dosis absorbida por vóxel para las n partículas simuladas.

3.3. Procesamiento de datos

Los resultados de las simulaciones fueron almacenados en el directorio *output* mediante archivos de texto denominados *dose#-Dose.txt*. En la cabecera de los archivos se encuentra la información del tamaño de la matriz, resolución espacial, tamaño de vóxel y la matriz correspondiente a la dosis absorbida por cada vóxel para cada uno de los cortes del fantoma. El procesamiento de datos de las 40 simulaciones fue realizado en el software de libre acceso *TCL/TK* (Tool Command Language) debido a su alta facilidad para controlar estructuras y ejecutar procesos mediante el uso de *scripts* [47]. En primer lugar, la dosis absorbida fue reescalada al ejecutar el procedimiento *scale* contenido en el *script nombredelorgano.tcl* (Anexo B.1); obteniéndose nuevos archivos de texto llamados *dose#.txt* en los cuales se almacenó la dosis reescalada.

3.3.1. Delimitación de la dosis absorbida por los órganos de estudio

Los cálculos dosimétricos se realizaron en pulmones, corazón y huesos tomando en cuenta únicamente los vóxeles correspondientes a cada órgano. Para ello, empleando el programa ImageJ [45] se extrajo los números TC contenidos en la imagen tomográfica en archivos de texto llamados *hu#.txt* y mediante la ejecución del procedimiento *corhu* (Anexo B.2) se delimitó cada uno de los órganos tomando en cuenta los rangos de los números TC de los mismos; obteniendo así nuevos archivos de texto llamados *cohu(órgano)_#.txt* en los cuales se encuentran únicamente las

UH de los vóxeles correspondientes a cada órgano. Los rangos empleados fueron los siguientes:

- Tejido pulmonar: Desde -900 hasta -500 *UH*.
- Tejido óseo compacto: Desde 250 hasta 1000 *UH*.
- En el caso del tejido muscular cardíaco no se tiene un rango específico del número TC sin embargo, es posible considerarlo como tejido suave [20], cuyo rango de número TC va desde 19 hasta 60 *UH*.

Luego al ejecutar el procedimiento *codose* (Anexo B.3) en los archivos *cohu(órgano)_#.txt* y *dose#.txt* se delimitó la dosis absorbida por cada vóxel constituyente del órgano de estudio en cada sección transversal, estos valores fueron almacenados en los archivos *dosec(órgano)_#.txt*.

3.3.2. Caracterización de la dosis absorbida

3.3.2.1. Mapas de dosis

Los mapas de dosis muestran los niveles de dosis absorbidos por cada vóxel del fantoma, o equivalentemente, los niveles de dosis en cada órgano voxelizado. Estos mapas fueron construidos a partir de los resultados dosimétricos de las simulaciones GATE; para lo cual se utilizó los archivos *dosec(órgano)_#.txt* correspondientes a cada órgano, estos fueron importados como imagen de texto al programa ImageJ [45] para visualizar y exportar los mapas de dosis de los órganos en archivos de imagen con formato *.png*. Este procedimiento fue replicado en cada una de las cuarenta simulaciones.

3.3.2.2. Curvas de isodosis

Las curvas de isodosis son líneas que unen puntos de igual dosis absorbida en un plano determinado, mostrando así la distribución planar de dosis [44]. Para obtener las curvas se procedió de la siguiente manera: En primer lugar, se ejecutó

el *script pos.tcl* (Anexo B.8) a fin de generar los archivos *fithd_#.txt*, los cuales almacenaron por columnas las dosis absorbidas, UH, posiciones x , y e z (respecto al isocentro de la imagen TC) de cada uno de los vóxeles pertenecientes a cada rodaja del fantoma. En segundo lugar, en el software *gnuplot* [46], el comando *set contour base* permitió que las curvas sean graficadas en el plano xy , posteriormente mediante el comando *set cntrparam levels* se estableció los rangos mínimos y máximos de dosis para los cuales *gnuplot* determinó los puntos de igual valor de dosis, empleando una interpolación lineal; un incremento de 0.5 [mGy] fue establecido entre curvas de isodosis. Finalmente, las curvas de isodosis de cada sección transversal fueron obtenidas al ejecutar el comando *splot*, especificando el uso de las columnas que contienen las posiciones (x e y) y las dosis, en cada uno de los archivos *fithd_#.txt*.

3.3.2.3. Indicador dosimétrico

La caracterización de la dosis en cada uno de los órganos se realizó mediante el indicador dosimétrico Θ . Este indicador cuantificó la dosis promedio absorbida por la totalidad del órgano, como resultado del aporte dosimétrico de todas las rodajas (cada rodaja se nota con el índice i), considerando únicamente las dosis D_{ij} correspondientes a los N_i vóxeles por rodaja y el número total de rodajas R^k que conforman el órgano de estudio (El superíndice k indica el órgano de estudio).

$$\Theta^k = \frac{1}{R^k} \sum_{i=1}^{R^k} \Theta_i^k = \frac{1}{R^k} \sum_{i=1}^{R^k} \frac{1}{N_i} \sum_{j=1}^{N_i} D_{ij}^k \quad (3.2)$$

En los pulmones $R^1 = 31$, en el corazón $R^2 = 13$ y en los huesos $R^3 = 40$ (por la forma en que el fantoma fue irradiado). El indicador dosimétrico por corte fue estimado al ejecutar el procedimiento *histogram* (Anexo B.4) y posteriormente el valor promedio total del indicador dosimétrico fue estimado al ejecutar el *script dosis.tcl* (Anexo B.6).

3.3.2.4. Histograma Dosis-Volumen

La información de la cantidad de dosis almacenada por vóxel en cada uno de los órganos puede consolidarse en distribuciones de dosis por volumen de tejido. Los HDV describen la fracción de volumen de órgano que recibe dosis mayores o iguales a una dosis particular (D_i), es decir, si N_j es el número de vóxeles que reciben una dosis D_j [49, 50], el HDV se construye a través de la expresión:

$$H_V(D_i) = \frac{1}{NV} \sum_{j \geq i} V_j D_j \quad (3.3)$$

donde D_j es la dosis del volumen j-ésimo. Los HDV globales por órgano se construyen sumando los HDV individuales pertenecientes a cada uno de los órganos. La correcta definición de los cortes de interés fue de vital importancia puesto que definen el volumen de tejido donde una determinada cantidad de radiación es depositada [44].

Es de particular interés el valor de dosis D_{50} , donde el 50 % del volumen recibe dosis mayores o iguales que este valor. Los HDV por corte se construyeron empleando el procedimiento *histogram* (Anexo B.4) mientras que los HDV globales presentados para cada órgano se construyeron a través del script *hist(órgano).tcl* (Anexo B.5).

3.3.3. Dependencia de la dosis con los parámetros de la imagen

3.3.3.1. Relación entre las dosis y las Unidades Hounsfield

Con la finalidad de analizar la existencia de una relación entre las medidas de las dosis y las UH se realizó un test ANOVA. Para lo cual, usando la primera y segunda columna del archivo *fithd_#.txt*, los valores de las UH de todo el fantoma ([-1000:1000] UH) fueron agrupados en 20 clases con un ancho de 100 UH, con el objetivo de minimizar el número de clases sin valores de dosis, y se asignó las dosis

correspondientes a cada clase; generando así un nuevo archivo llamado *clases.txt*. El test ANOVA fue realizado al ejecutar el comando *anova* del software R [48] en el archivo *clases.txt*.

3.3.3.2. Relación general para la dosis

Por medio de una regresión multivariante adaptativa por splines (RMAS) fue posible explorar la dependencia de la dosis con los parámetros asociados a la imagen TC. En cada una de las variables la ubicación de los puntos de corte (*knots*) es seleccionada con la ayuda de funciones base de splines con un procedimiento adaptativo empleando un algoritmo *forward and backward stepwise* [51, 52]. Se propuso diez posibles modelos que expliquen dicha dependencia. Los cuatro primeros modelos correspondieron a polinomios lineales, cuadráticos, cúbicos y de cuarto orden sin interacciones entre los parámetros de la imagen. Los modelos quinto y sexto consideraron únicamente términos cuadráticos y cúbicos en los parámetros de la imagen, mientras que los modelos séptimo, octavo y noveno consideraron únicamente a las UH y posiciones z con términos lineales, cuadráticos y cúbicos. Finalmente, el décimo modelo considerado fue lineal con interacciones entre todos los parámetros de la imagen.

El ajuste RMAS se llevó a cabo en cada modelo ejecutando el comando *earth* contenido en el paquete *earth* del software R [48] a los datos contenidos en el archivo *fithdfinal.txt*. Dicho archivo agrupó los datos de cada uno de los archivos *fithd_#.txt*.

El modelo resultante del ajuste RMAS, tiene la forma:

$$\Theta(UH, x, y, z) = \alpha_0 + \sum_{m=1}^M \alpha_m D_m(UH, x, y, z) \quad (3.4)$$

donde $D_m(UH, x, y, z)$ son las funciones base de splines empleadas para el ajuste, m es el número de funciones base, α_0 el intercepto de la regresión y α_m los coeficientes asociados a las funciones base [51].

3.3.3.3. Importancia de las variables

El cálculo de la importancia de las variables (parámetros de la imagen) al modelo fue estimado al ejecutar el comando *evimp* en cada ajuste RMAS realizado en el software R [48].

Capítulo 4

Distribuciones de dosis en la región torácica

4.1. Mapas de dosis

Los mapas de distribución de dosis en el corte inicial, central y final para los órganos de la región torácica se observan en la Figura 4.1. Para los pulmones y el corazón la magnitud de dosis absorbida por vóxel en cada corte tuvo asociada una desviación pequeña. En cambio, los huesos presentaron una mayor desviación de dosis absorbida por vóxel en cada corte. No obstante, en cada uno de los cortes de los órganos, los vóxeles ubicados cerca del centro del haz de irradiación recibieron mayor dosis.

La dosis absorbida por vóxel en pulmones tuvo un valor mínimo de 12.99 ± 0.07 [*mGy*] y un valor máximo de 81.89 ± 0.54 [*mGy*]. En el corazón las dosis mínimas y máximas por vóxel fueron 22.14 ± 0.12 [*mGy*] y 62.74 ± 0.43 [*mGy*] respectivamente. Por otro lado, en los huesos las dosis mínimas y máximas por vóxel fueron 3.82 ± 0.04 [*mGy*] y 172.23 ± 0.94 [*mGy*] respectivamente.

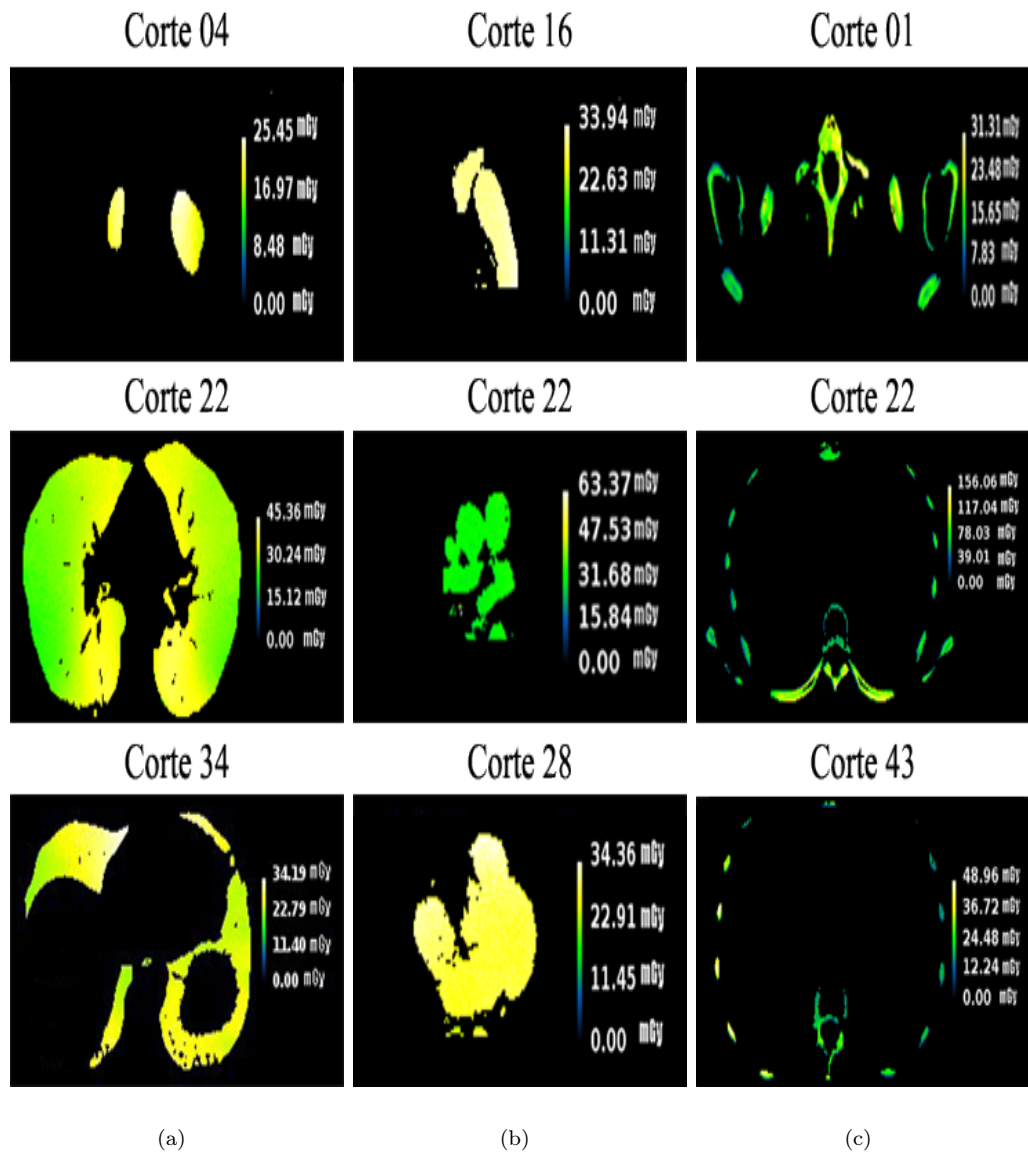


Figura 4.1: Mapas de dosis asociados a las distribuciones de dosis en los cortes inicial, central y final de: (a) pulmones, (b) corazón y (c) huesos. Las figuras fueron generadas empleando el software ImageJ [45].

4.1.1. Curvas de isodosis

La secuencia de curvas de isodosis de la región torácica presentada a lo largo de las Figuras 4.2 (a), 4.2 (b), 4.2 (c) y 4.2 (d) indica que por cada sección transversal irradiada, la dosis aumenta al acercarse en dirección x al centro de irradiación del haz; concordando con el resultado presentado en estudios anteriores.

La forma anatómica de los órganos a lo largo de cada uno de los cortes determina los cambios en la silueta de las curvas de isodosis. Cuando la estructura anatómica de los órganos es similar, es decir entre cortes cercanos, las curvas de isodosis mantienen una silueta casi constante como se observa en las Figuras 4.2 (a) y 4.2 (b). Por el contrario, cuando la estructura anatómica se ha modificado, es decir en cortes distantes entre sí, la silueta de las curvas de isodosis es modificada como se observa entre las Figuras 4.2 (a) y 4.2 (d). Estos resultados reflejaron la dependencia de la dosis con las posiciones de los órganos a lo largo de los cortes.

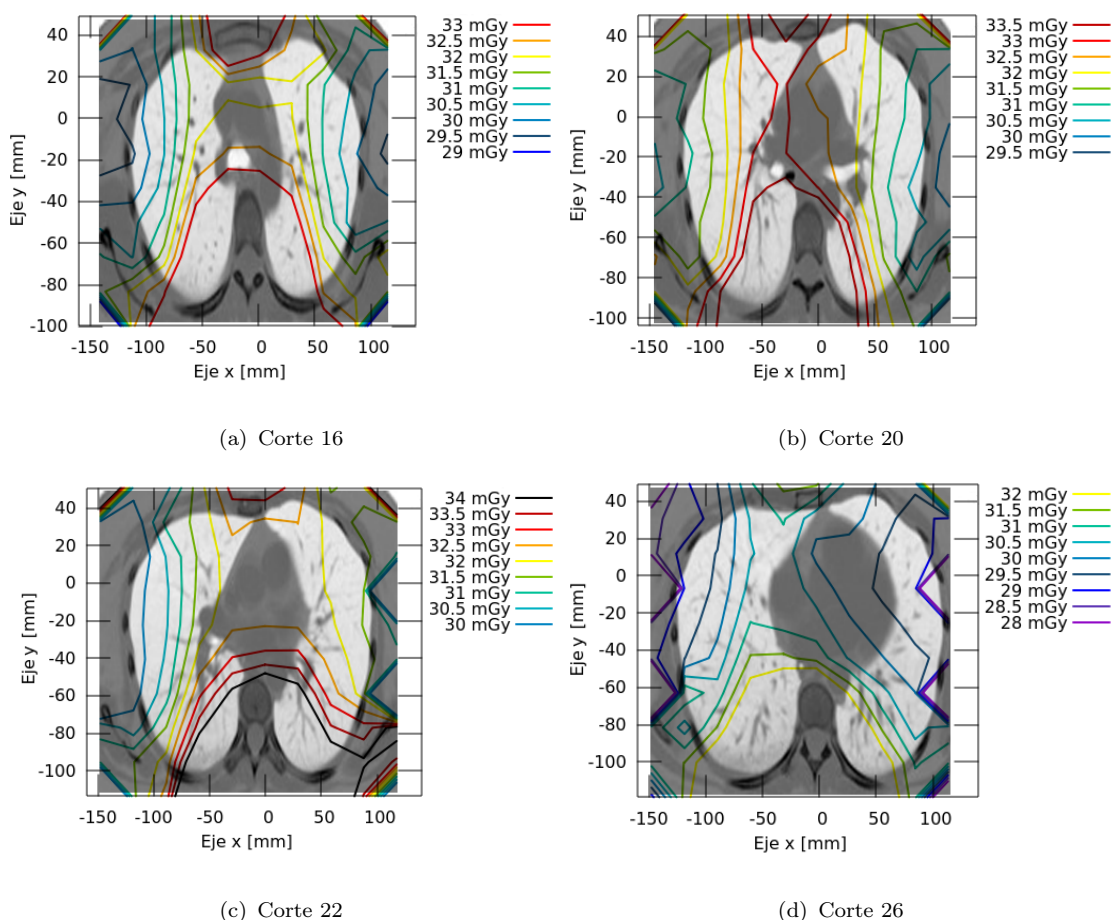


Figura 4.2: Curvas de isodosis para los cortes donde se encuentran presentes pulmones, corazón y huesos.

4.1.2. Indicadores dosimétricos

La Tabla 4.1 muestra el valor promedio del indicador dosimétrico (Θ) (ecuación 3.2) de las 40 simulaciones ejecutadas, junto al número total de vóxeles contenidos

en las secciones transversales que integran cada uno de los órganos de estudio.

Órganos	Θ [mGy]	# total de vóxeles
Pulmones	28.83 ± 0.005	206340
Corazón	31.52 ± 0.01	46214
Huesos	58.90 ± 0.005	16216
	Total	268770

Tabla 4.1: Valor promedio del indicador dosimétrico global junto con el número total de vóxeles para pulmones, corazón y huesos.

Los resultados expuestos en la Tabla 4.1 son consistentes con otros estudios puesto que confirman la dependencia de la absorción de dosis con la densidad electrónica de los tejidos.

La Tabla 4.2, compara la dosis media en el corte central (corte 22) obtenida en el trabajo de Ramírez C. [19] con el resultado obtenido en este estudio para pulmones.

	Dosis media [mGy]		
	Estudio actual	Ramírez C [19]	Δ (%)
Valor Global	31.10 ± 0.01	31.19 ± 0.01	0.29

Tabla 4.2: Comparación del indicador dosimétrico del corte central obtenido en este estudio con el resultado obtenido por Ramírez. C en los pulmones.

El indicador dosimétrico del corte central (Θ_{22}) encontrado para pulmones en este estudio presenta una variación porcentual del 0.29 % respecto al estudio de Ramírez C. [19]; mediante una prueba de hipótesis con un nivel de significancia del 99 % se concluyó que los resultados entre los estudios son diferentes. Las diferencias ocurren debido a que el valor global de la dosis pulmonar en dicho estudio fue calculado como el promedio ponderado de los dos pulmones, a pesar que en ambos estudios todos los cortes aportaron dosiméricamente al corte central.

El resultado obtenido para la dosis media global de los pulmones presentó una variación del 7.57 % respecto al estudio de Ramírez C. [19]. Las diferencias ocurren porque en dicho estudio la dosis media fue calculada exclusivamente en la rodaja

central del fantoma; en cambio, en este estudio se consideró todas las rodajas del fantoma para el cálculo de la dosis media, en ambos estudios los 43 cortes aportaron dosimétricamente. En conclusión, los resultados obtenidos en este estudio figuran como una mejor aproximación al cálculo de dosis absorbida por la paciente durante el examen tomográfico. A pesar de ello, existen limitaciones, estas tienen su origen en una subestimación de la dosis media puesto que los cuatro primeros y últimos cortes no fueron irradiados por completo como los demás cortes. Una mejor estimación a la dosis media se conseguiría simulando la irradiación del fantoma completo (78 imágenes TC) previamente segmentado. De esta manera se replicaría la condiciones reales bajo las cuales se realizó la examinación original.

4.1.3. Histogramas Dosis-Volumen

La información de las distribuciones de dosis en los distintos órganos de estudio fue consolidada estadísticamente a través de los histogramas dosis-volumen (HDV), puesto que identifican la dosis recibida por volumen de órgano. Asimismo, los histogramas de frecuencia de dosis permitieron conocer el número de vóxeles a los que les corresponde una dosis entre D y $D + \Delta D$. Las Figuras 4.3, 4.4 y 4.5 muestran los HDV obtenidos a partir de la Ecuación 3.3, junto a los histogramas de frecuencia de dosis para pulmones, corazón y huesos. Los histogramas presentados corresponden al histograma promedio de las 40 simulaciones.

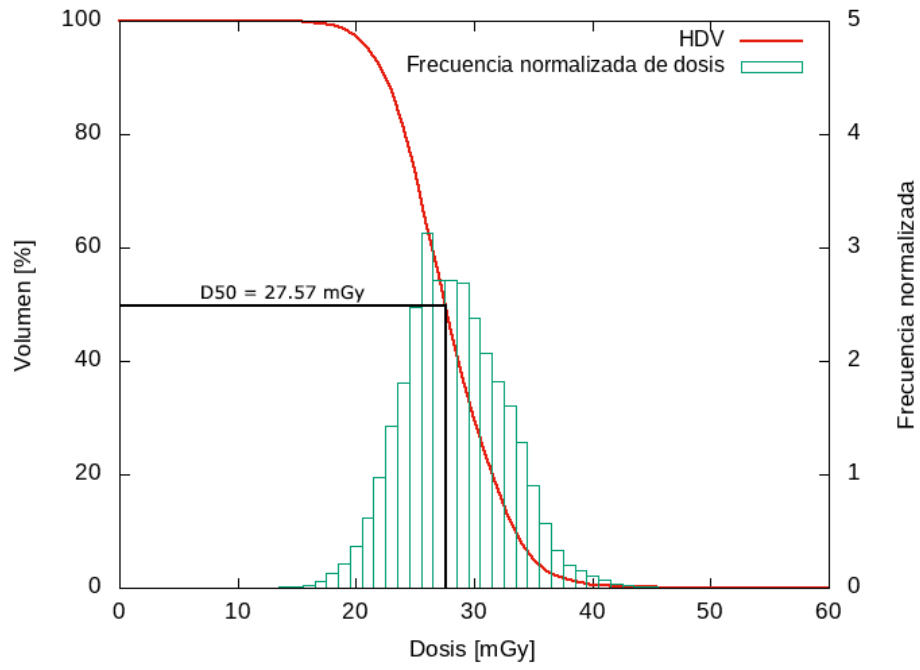


Figura 4.3: HDV y frecuencia normalizada para pulmones.

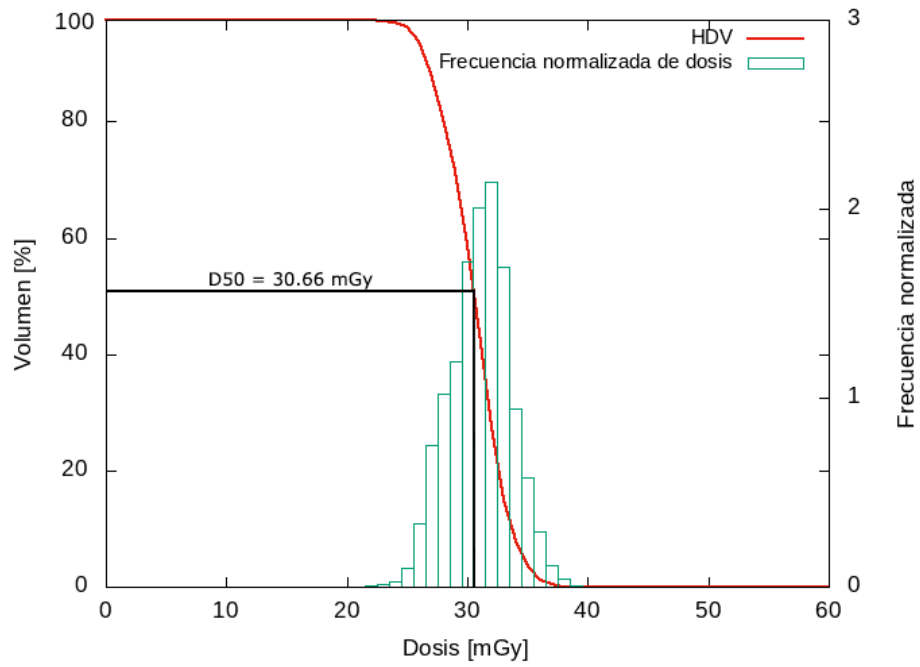


Figura 4.4: HDV y frecuencia normalizada para el corazón.

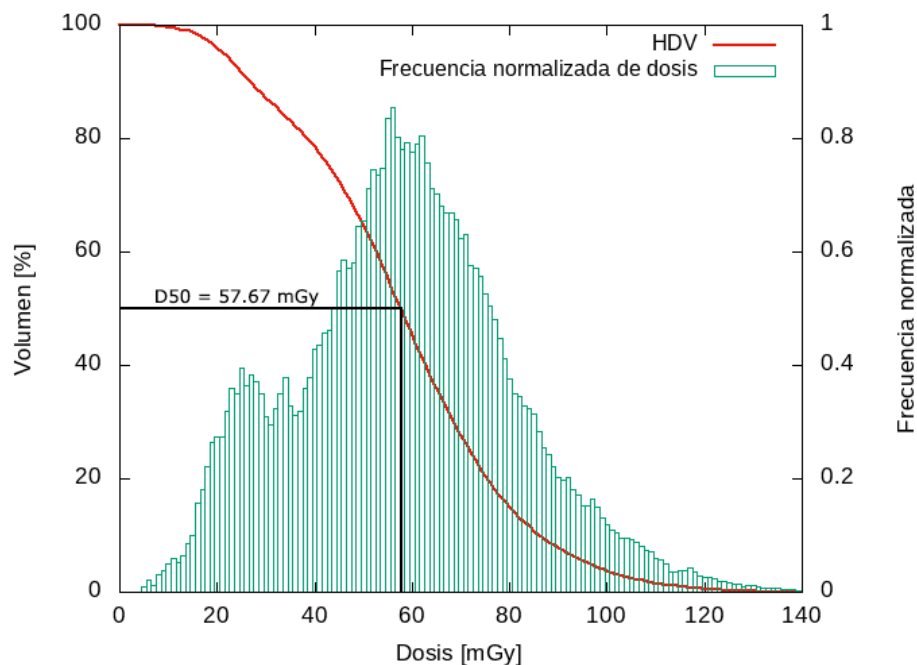


Figura 4.5: HDV y frecuencia normalizada para los huesos.

En la Figura 4.3, se observa que en el pulmón, aproximadamente el 100 % del volumen del órgano recibió al menos una dosis cercana a 18 [mGy], a su vez, aproximadamente el 10 % del órgano recibió dosis mayores o iguales a 32 [mGy]. En la Figura 4.4 se aprecia que en el corazón el 100 % del volumen del órgano a lo mínimo recibió una dosis cercana a 23 [mGy], a su vez, aproximadamente el 10 % del órgano recibió dosis mayores o iguales a 34 [mGy]. Finalmente, en la Figura 4.5, se observa que para los huesos el 100 % del volumen del órgano recibió cuando menos una dosis cercana a 10 [mGy], a su vez, aproximadamente el 10 % del órgano recibió dosis mayores o iguales a 86 [mGy].

La Tabla 4.3 resume los valores de D_{50} obtenidos desde el análisis de los HDV, Θ y el porcentaje de volumen de órgano que le corresponde al indicador.

Órgano	$D_{50}[mGy]$	$\Theta[mGy]$	% Volumen
Pulmones	27.57	28.83	44.85
Corazón	30.66	31.52	44.26
Huesos	57.67	58.90	48.62

Tabla 4.3: Dosis D_{50} y dosis media global junto a su porcentaje volumétrico para pulmones, corazón y huesos.

La forma de los HDV presentados en la Figura 4.6 depende estrictamente de la magnitud de la desviación de la dosis depositada en los volúmenes geométricos que componen el fantoma. La forma del HDV para los pulmones y corazón, se asemeja a una función paso porque estos órganos tienen un mayor porcentaje de volumen que recibe dosis uniformes; aunque existen regiones volumétricas que reciben dosis bajas y altas. Por otro lado, en los huesos, el HDV tiene una forma lineal decreciente con pendiente baja y casi constante (similar a un gradiente de dosis) porque únicamente “pequeñas” regiones volumétricas reciben dosis uniformes; evidenciando así una distribución de dosis heterogénea muy marcada.

La Figura 4.6 muestra que los HDV se desplazan hacia valores mayores de dosis dependiendo de la densidad del tipo de tejido. La Tabla 4.3 corrobora este resultado por el desplazamiento de D_{50} y Θ hacia valores más altos de dosis.

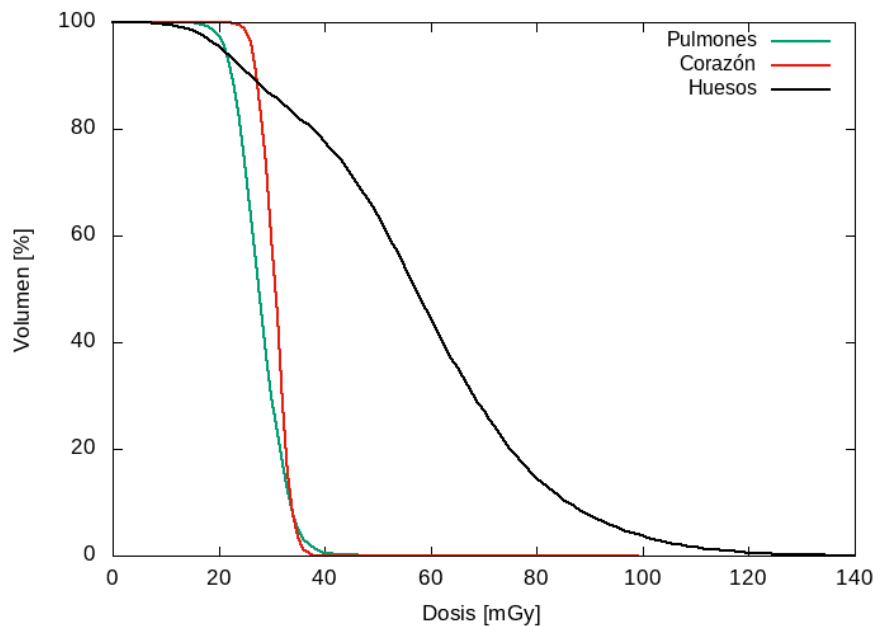


Figura 4.6: Comparación de los HDV para pulmones, corazón y huesos.

4.1.4. Perfiles de dosis

La Figura 4.7 presenta los perfiles de dosis de los pulmones, corazón y huesos. Estos, permiten visualizar la variación del indicador dosimétrico por corte en cada órgano.

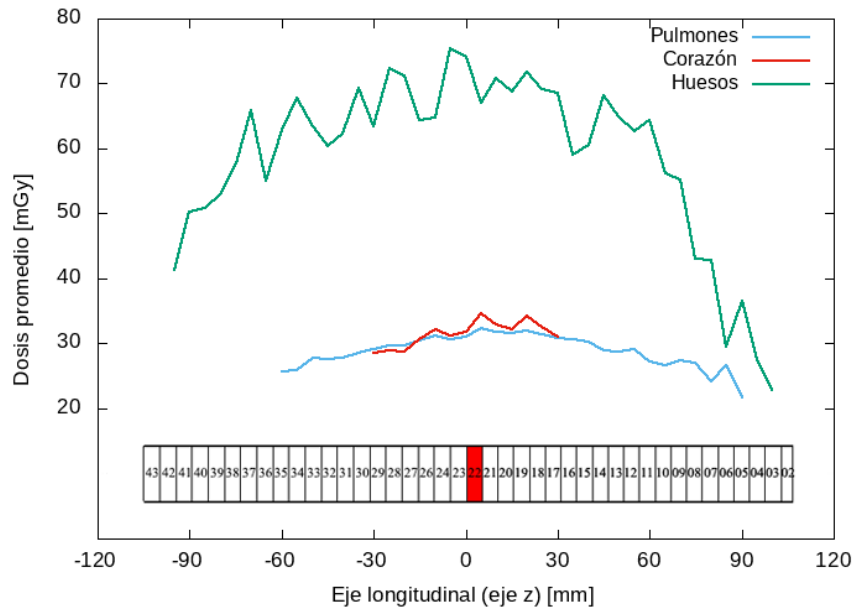


Figura 4.7: Perfiles de dosis a lo largo del eje longitudinal del tomógrafo para pulmones, corazón y huesos.

Los resultados fueron adquiridos de una simulación de la irradiación del fantoma tomando en consideración los cortes que constituyen a cada órgano. Los resultados muestran que la dosis media acumulada por los cortes finales fue menor que la de los cortes centrales por la falta de contribución dosimétrica de uno de los lados; además, las dosis en los extremos del pulmón y corazón fueron menores que en el centro debido a la dispersión propia de los tejidos y la atenuación del haz de rayos X a consecuencia de las características de irradiación del fantoma en las simulaciones ejecutadas.

4.2. Dependencia de la dosis con los parámetros de la imagen

Los resultados presentados a lo largo de esta sección corresponden a los de una simulación representativa, debido a la pequeña desviación estándar entre simulaciones, a pesar que los datos de las 40 simulaciones fueron procesados.

4.2.1. Relación entre las dosis y las Unidades Hounsfield

La Tabla 4.4 muestra los valores del coeficiente de correlación de Pearson entre las dosis absorbidas y las unidades Hounsfield (UH). Los bajos valores del coeficiente de correlación cuando cada órgano es analizado por separado indican que la relación entre dichas variables es muy débil. Sin embargo, al analizar la magnitud del coeficiente de correlación entre las dosis y las UH de todos los vóxeles de los órganos presentes en la región torácica es posible concluir que la relación entre las dosis y las UH es débil.

	R	R ²
Pulmones	0.02	4×10^{-4}
Corazón	0	0
Huesos	0.30	0.09
Región torácica	0.62	0.38

Tabla 4.4: Coeficiente de correlación de Pearson, y su valor cuadrado, entre las dosis y las UH en cada uno de los órganos y en la región torácica.

Para corroborar lo anteriormente expuesto, se realizó un análisis de varianza (test ANOVA) con un nivel de significancia del 95 % entre las dosis absorbidas y las UH de la región torácica empleado el procedimiento descrito en la sección 3.3.3.1. La hipótesis nula planteada para realizar el test estableció que las medias de la dosis para cada una de las 20 clases de UH son iguales. La Tabla 4.5 contiene los grados de libertad (gl), suma de cuadrados (SC), media de cuadrados (MC), estadísticos F y $F_{critico}$ y p -valor resultantes del test ANOVA. Se observa que el valor obtenido para el estadístico F es mayor que $F_{critico}$ ($2.66 \times 10^4 > 1.59$) y el p -valor es menor que el nivel de significancia ($0 < 0.05$), por estos motivos, se rechaza la hipótesis nula y es posible aseverar que existen diferencias significativas entre las medias de la dosis en las 20 clases; lo anteriormente expuesto se muestra en la Figura 4.8. En consecuencia, se concluye que la relación entre la dosis y las UH es muy débil.

	gl	SC	MC	F	p	$F_{critico}$
Entre clases	19	507056660.10	2668718.95	26698.30	0	1.59
Dentro de las clases	935505	93511573	99.96	-	-	-
Total	935524	144217233	-	-	-	-

Tabla 4.5: Test ANOVA entre las dosis y las UH de la región torácica.

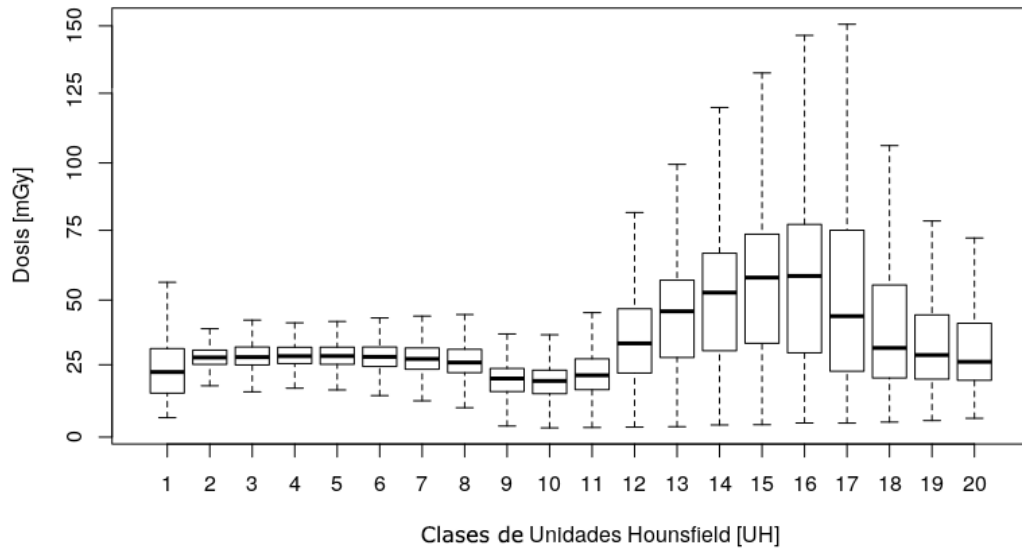


Figura 4.8: Diagrama de cajas para las dosis almacenadas en las 20 clases de UH.

4.2.2. Relación general para la dosis

La matriz de correlación entre la dosis y los parámetros de la imagen presentada en la Tabla 4.6 muestra que a parte de las UH, las variables espaciales también determinan la magnitud de la dosis en el fantoma. La baja correlación existente entre las variables espaciales y la dosis implica que no es posible ignorarlas al momento de proponer modelos que relacionen la dosis con los parámetros de la imagen; aunque las UH tengan la mayor influencia.

Los resultados anteriormente mencionados junto con los de la sección 4.2.1 permiten aseverar que las UH no son suficientes para explicar la deposición de dosis.

Este hecho muestra que la absorción de dosis está influenciada por las posiciones de las UH referentes al fantoma, es decir $\Theta = f(UH, x, y, z)$. En consecuencia, es necesario definir modelos que tomen en cuenta las UH y posiciones (x, y, z) con respecto al *isocentro* del fantoma.

	Dosis	Hounsfield	x	y	z
Dosis	1.00	0.62	-0.01	-0.24	-0.03
Hounsfield	0.62	1.00	-0.01	-0.25	0.06
x	-0.01	-0.01	1.00	-0.05	-0.03
y	-0.24	-0.25	-0.05	1.00	0.17
z	-0.03	0.06	-0.03	0.17	1.00

Tabla 4.6: Matriz de correlación entre las dosis y los parámetros de la imagen TC.

4.2.2.1. Porcentaje de influencia de las UH y posiciones a la dosis

A partir de los valores de UH de cada vóxel perteneciente a la región torácica, en conjunto con sus posiciones respecto al isocentro de la imagen TC se calculó el porcentaje de influencia de las variables a la absorción de dosis de cada vóxel. Para ello, un test ANOVA con un nivel de significancia del 95 % fue realizado; el porcentaje de influencia de las variables fue estimado al dividir la diferencia de la suma de cuadrados individual por el total de la diferencia de cuadrados. Así, los porcentajes de influencia a la dosis son: 38.51 %, 0.01 %, 0.75 % y 0.27 % para las UH, x , y e z respectivamente (véase la Tabla D.1 del Anexo D).

4.2.2.2. Análisis de regresión multivariante

El análisis de regresión multivariante RMA fue aplicado a cada uno de los modelos descritos en la sección 3.3.3.2. Al comparar entre los modelos los valores obtenidos del coeficiente de determinación (R^2) y validación cruzada generalizada (VCG), cuyo fundamento es la minimización de la suma de cuadrados de los errores de los valores ajustados con el modelo [51], se determinó que un modelo lineal con interacciones entre las UH y las posiciones produjo el mejor ajuste puesto que

presentó el mayor valor de R^2 (0.81) y el menor valor de VCG (37.41) (véase el Anexo D). Estos resultados son consistentes con el hecho de que polinomios de alto grado son propensos a sobre-ajustes. Los valores de los coeficientes de la regresión en conjunto con los valores de R^2 y VCG se presentan en la Tabla 4.7.

Modelo	Ajuste	VCG	R^2
10	$\Theta = 43.99 + 4.47h(19 - UH) + 0.97h(UH - 19) - 0.19h(-20.51 - x) - 0.13h(-x - 20.51)$ $+ 0.45h(-2.73 - y) - 7.96e - 3h(-y - 2.73) - 0.16h(70 - z) - 0.51h(z - 70)$ $+ 1.79h(UH - 19) * h(y - 92.97) + 3.4e - 5h(UH - 19) * h(92.97 - y)$ $- 5.02e - 4h(361 - UH) * h(-2.73 - y) - 9.16e - 4h(UH - 361) * h(-2.734 - y)$ $- 2.69e - 4h(19 - UH) * h(z - 10) + 3.8e - 5h(19 - UH) * h(10 - z)$ $- 1.08h(UH - 19) * h(z - 20) - 2.09e - 4h(UH - 19) * h(20 - z)$ $+ 1.1h(-20.508 - x) * h(70 - z) + 7.06e - 4h(-x - 20.508) * h(70 - z)$ $+ 2.68e - 3h(-2.734 - y) * h(-z - 85) - 4.12h(-2.734 - y) * h(-85 - z)$	37.41	0.812

Tabla 4.7: Resumen del modelo lineal con interacciones entre las UH y las posiciones para estimar la dosis.

La Tabla 4.8 muestra el resultado del análisis de importancia de las variables para el modelo descrito previamente. Las UH y las posiciones a lo largo de la componente z (longitudinal) son las variables que aportaron mayoritariamente a la absorción de dosis porque el porcentaje en la reducción de la suma de cuadrados de los residuos (RSC) es del 100 % y 65.2 % respectivamente.

Variabes	nsc	VCG	RSC
UH	20	100.0	100.0
z	19	65.2	65.2
x	17	39.5	39.5
y	14	29.9	29.9

Tabla 4.8: Importancia de las variables para un modelo lineal con interacción entre las variables.

Finalmente, en la Figura 4.9 se presenta los residuos junto a los valores de dosis ajustada, en esta, es posible evidenciar que el modelo permite estimar de manera adecuada los rangos bajos de dosis (hasta aproximadamente 50 [mGy]); para valores altos de dosis, el modelo propuesto no consigue estimar adecuadamente los valores de dosis. Sin embargo, esto no es tan significativo puesto que en el fantoma existen pocos vóxeles que reciben altas dosis.

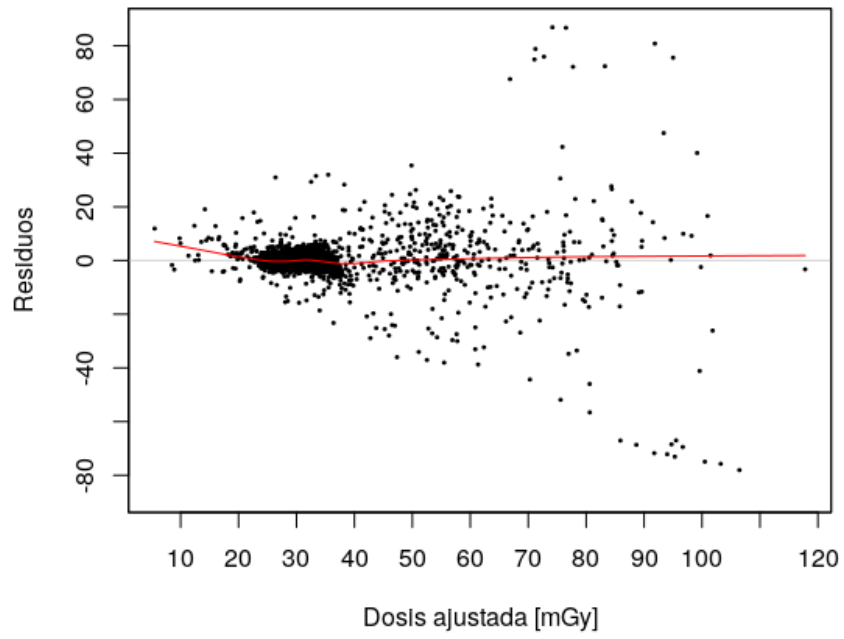


Figura 4.9: Desviación estadística de los parámetros ajustados al emplear un modelo lineal con interacciones de las funciones base.

Capítulo 5

Conclusiones

En este trabajo se estudió, mediante simulaciones MC, la distribución de dosis asociada a la irradiación del tórax de una paciente anónima durante una tomografía helicoidal. En primer lugar, los resultados corroboraron que la distribución de dosis es heterogénea dependiendo no solo de la densidad electrónica de los distintos tejidos sino también de la geometría de irradiación del fantoma. En segundo lugar, el análisis de las distribuciones de dosis mostró que si bien la absorción de dosis está relacionada principalmente con las UH también existe una contribución de las posiciones. Estos resultados sugieren la factibilidad de desarrollar una metodología que permita estimar dosis para pacientes específicos.

Las distribuciones de dosis a lo largo de la región torácica de la paciente fueron heterogéneas y su comportamiento depende del órgano de estudio. Las dosis absorbidas oscilaron entre ~ 3.82 [*mGy*] hasta ~ 172 [*mGy*]. Los mapas de dosis en conjunto con la secuencia de curvas de isodosis permitieron visualizar la distribución espacial de dosis dentro de los volúmenes de interés, evidenciándose que las dosis más altas se encuentran en las regiones de tejido cercanas al centro de irradiación del haz. En la secuencia de curvas de isodosis, las curvas equivalentes se encontraron a lo largo del volumen donde las estructuras anatómicas de los órganos son similares. Los valores D_{50} de los HDV resultantes de la irradiación del fantoma fueron: 27.57 [*mGy*] para pulmones, 30.66 [*mGy*] para el corazón y 57.67

[mGy] para los huesos; las desviaciones porcentuales con respecto a los indicadores dosimétricos Θ^k fueron menores al 4 %.

Los indicadores dosimétricos fueron: 28.83 ± 0.005 [mGy] para los pulmones, 31.52 ± 0.01 [mGy] para el corazón y 58.90 ± 0.005 [mGy] para los huesos. El resultado obtenido para pulmones difiere el 7.57 % respecto al resultado obtenido en el estudio de Ramírez C. [19]. Las variaciones se producen fundamentalmente porque al estimar los indicadores, se consideró todas las secciones transversales de los órganos; aunque los 43 cortes aportaron dosimétricamente como resultado de la irradiación del fantoma bajo la modalidad helicoidal. Los cálculos dosimétricos realizados para pulmones y corazón mostraron variaciones del 12.36 % y 4.48 % en comparación con el estudio de Cakmak E. [53], el cual empleó el software *CTDosimetry*. Las variaciones ocurren porque las dosis obtenidas al usar *CTDosimetry* fueron determinadas para una anatomía genérica, aproximada a la de la paciente, con un protocolo de escaneo cercano ($120 kVp$, $200 mAs$ y $pitch=0.75$) al utilizado para adquirir la imagen TC de la paciente. A pesar de ello, los resultados obtenidos en este trabajo se encuentran en el orden de magnitud dosimétrico esperado [14, 53].

Dependiendo del tipo de tejido los HDV se desplazaron hacia valores de dosis más altos y la forma de estos depende de la fluctuación de la dosis con respecto al indicador dosimétrico dentro del volumen estudiado. En los pulmones y el corazón las desviaciones fueron de 2.48 [mGy] y 1.50 [mGy] respectivamente. Estas pequeñas variaciones en complemento con la estructura anatómica homogénea de estos órganos, son las responsables de que no exista una variación significativa en la forma del histograma entre dichos órganos. En cambio, en los huesos las regiones volumétricas pequeñas absorben una mayor cantidad de dosis respecto a las regiones volumétricas de mayor tamaño; siendo una característica de la estructura anatómica no homogénea de dicho tejido. Lo anteriormente expuesto y la desviación de dosis de 22.41 [mGy] son los responsables de la forma del histograma para los huesos.

Las UH no fueron la única variable que intervino al momento de estimar la dosis. Los resultados del coeficiente de Pearson ($R = 0.62$) y el test ANOVA mostraron que las UH son insuficientes para explicar los valores de dosis obtenidos. La matriz de correlación entre las dosis y los parámetros de la imagen en conjunto con el porcentaje de influencia de las variables exhibió que las UH es la variable de mayor importancia seguido de las posiciones y e z para estimar la dosis; mientras que, la variable x tiene menor importancia. Por lo tanto, una estimación más precisa de las dosis absorbidas requiere considerar las posiciones de las UH referentes al fantoma.

El análisis RMAS mostró que no es posible determinar una fuerte relación funcional entre la dosis, UH y las posiciones. Este resultado es coherente porque en radioterapia, el principal objetivo es entregar dosis homogéneas a los órganos de interés [54]. A pesar de ello, la dosis absorbida se relacionó con los parámetros de la imagen mediante un modelo lineal con interacciones, puesto que, $R^2 = 0.81$ y $VCG = 37.41$. En dicho modelo la interacción entre las UH y la variable espacial y surge de la dependencia intrínseca entre el coeficiente de atenuación lineal con la variable espacial. En cambio, la naturaleza del movimiento helicoidal de la TC es la responsable de la interacción entre las UH y la variable z , al igual que las interacciones entre las variables espaciales.

La caracterización de las distribuciones de dosis a través de la metodología detallada en este trabajo puede ser aplicada a cualquier fantoma voxelizado construido a partir de una imagen TC con el tomógrafo correspondiente modelizado. En trabajos futuros, una delimitación más rigurosa de las estructuras anatómicas del corazón y huesos con la ayuda del plano coronal permitiría mejorar el análisis de la distribución de dosis en estos órganos; adicionalmente, en vista de que las UH y las posiciones no son las únicas variables responsables de la deposición de dosis en el fantoma, modelos adicionales que incluyan los parámetros de irradiación son necesarios. Se espera que por medio del análisis de las distribuciones de dosis se disponga de una herramienta, para la optimización de protocolos TC, de modo que los niveles de dosis absorbidos por los órganos de la región torácica sean mínimos.

Referencias

- [1] S. Kane. *Introduction to Physics in Modern Medicine*. Taylor & Francis Group, Boca Raton-USA, 2nd edition, 2009.
- [2] E. B. Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. International Atomic Energy Agency, Vienna, Austria, 2003.
- [3] R. Smith-Bindman. *et. al.* Radiation dose associated with common computed tomography examinations and the associated lifetime attributable risk of cancer. *Archives of internal medicine*, 169: 2078-2086, 2009.
- [4] C. H. McCollough. *et. al.* Strategies for reducing radiation dose in CT. *Radiologic Clinics*, 47: 27-40, 2009.
- [5] W. A. Kalender. Dose in x-ray computed tomography. *Physics in Medicine & Biology*, 59.3: 129, 2014.
- [6] N. Hidajat. *et. al.* Relationships between physical dose quantities and patient dose in CT. *The British journal of radiology*, 72: 556-561, 1999.
- [7] G. Jarry. *et. al.* A Monte Carlo-based method to estimate radiation dose from spiral CT: from phantom testing to patient-specific models. *Physics in Medicine & Biology*, 48, 2645, 2003.
- [8] J. J. DeMarco, CH. Cagnon. *et. al.* A Monte Carlo based method to estimate radiation dose from multidetector CT (MDCT): cylindrical and anthropomorphic phantoms. *Physics in Medicine & Biology*, 50, 3989, 2005.
- [9] C. H. McCollough. *et. al.* CT dose index and patient dose: they are not the same thing. *Radiology*, 259(2): 311-316, 2011.

- [10] J. D. Long. *et. al.* Monte Carlo simulations of adult and pediatric computed tomography exams: validation studies of organ doses with physical phantoms. *Medical physics*, 40, 013901, 2013.
- [11] X. Jia. *et. al.* Fast Monte Carlo simulation for patient-specific CT/CBCT imaging dose calculation. *Physics in Medicine & Biology*, 57, 577, 2012.
- [12] T. A. Shdeed. *et. al.* Study of absorbed dose in important organs during helical CT chest scan using MCNP code and MIRD phantom. *The Egyptian Journal of Radiology and Nuclear Medicine*, 47: 1649-1663, 2016.
- [13] P. Cherry and A. Duxbury. *Practical Radiotherapy Physics and Equipment*. Wiley-Blackwell, Chichester-UK, 2nd edition, 2009.
- [14] D. Tack & P. A. Gevenois. *Radiation dose from adult and pediatric multidetector computed tomography*. Springer, Berlin, 2007.
- [15] C. H. McCollough. *et. al.* The measurement, reporting, and management of radiation dose in CT. Technical Report 96, AAPM, Task Group 23, 2008.
- [16] G. Wang & M. W. Vannier. The effect of pitch in multislice spiral/helical CT. *Medical Physics*, 26: 2648-2653, 1999.
- [17] A. A. Coloma. Simulaciones Monte Carlo para el cálculo de los Índices de Dosis en el tomógrafo Brilliance Big Bore del Hospital Oncológico SOLCA Núcleo Quito. Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2014.
- [18] G. S. Yépes. Simulaciones Monte Carlo para la estimación de dosis en pulmones asociadas a imágenes tomográficas obtenidas con el tomógrafo "Brilliance Big Bore" del Hospital Oncológico SOLCA-Quito. Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2017.
- [19] C. E. Ramírez. Cálculo de la Dosis absorbida en pulmones durante una tomografía helicoidal con el tomógrafo "Brilliance Big Bore" mediante simulaciones Monte Carlo. Escuela Politécnica Nacional, Quito-Ecuador, 2019.
- [20] H. Jiang. Effects of Hounsfield number conversion on CT based proton Monte Carlo dose calculations. *Medical Physics*, 34: 1439, 2007.

- [21] P. C. Shrimpton. *et. al.* Normalised organ doses for x-ray computed tomography calculated using Monte Carlo techniques and mathematic antropomorphic phantom. *National Protection Dosimetry*, 42: 241-243, 1993.
- [22] A. Ding. *et. al.* VirtualDose: a software for reporting organ doses from CT for adult and pediatric patients. *Physics in Medicine & Biology*, 60.4: 5601, 2015.
- [23] J. V. Trapp & T. Kron. *An introduction to radiation protection in medicine.* CRC Press, 2008.
- [24] J. M. Boone. The trouble with CTDI100. *Med. Phys.*, 34.4: 1364-1371, 2007.
- [25] E. K. Osei & J. Darko. A survey of organ equivalent and effective doses from diagnostic radiology procedures. *ISRN radiology*, 2013.
- [26] S. Mutic. *et. al.* Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography-simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 66. *Medical physics*, 30.10: 2762-2792, 2003.
- [27] F. Pernicka & I. D. Mclean. Dosimetry in diagnostic radiology: an international code of practice. *International Atomic Energy Agency*, 2007.
- [28] C. H. McCollough. CT dose: how to measure, how to reduce. *Health Physics*, 95.5: 508-517, 2008.
- [29] T. Gorycki. *et. al.* Evaluation of radiation doses delivered in different chest CT protocols. *Polish journal of radiology*, 79, 2014.
- [30] X. Li. *et. al.* Patient-specific radiation dose and cancer risk estimation in CT: part I. Development and validation of a Monte Carlo program. *Medical physics*, 38.1: 397-407, 2011.
- [31] G. R. F. Mohammadi *et. al.* Thorax organ dose estimation in computed tomography based on patient CT data using Monte Carlo simulation. *International Journal of Radiation Research*, 14: 313-321, 2016.

- [32] D. Sarrut. *et. al.* A review of the use and potential of the GATE Monte Carlo simulation code for radiation therapy and dosimetry applications. *Medical physics*, 41.6, 2014.
- [33] P. Papadimitroulas. Dosimetry applications in GATE Monte Carlo toolkit. *Physica Medica*, 42: 136-140, 2017.
- [34] 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.
- [35] S. Lee. *et. al.* Development and validation of a complete GATE model of the Siemens Inveon trimodal imaging platform. *Molecular imaging*, 12: 7290, 2013.
- [36] OpenGATE collaboration. User's Guide for GATE V8.0. *L'Agence nationale de la recherche*, 2017.
- [37] K. Aguwa. Radiation Dose Study in Nuclear Medicine Using GATE, 2015.
- [38] L. Grevillot. *et. al.* GATE as a GEANT4-based Monte Carlo platform for the evaluation of proton pencil beam scanning treatment plans. *Phys. Med. Biol*, 57: 4223–4244, 2012.
- [39] L. Maigne *et. al.* Comparison of GATE/GEANT4 with EGSnrc and MCNP for electron dose calculations at energies between 15keV and 20MeV. *Phys. Med. Biol.*, 56: 811-827, 2011.
- [40] D. Strul *et. al.* GATE (Geant4 Application for Tomographic Emission): a PET/SPECT general-purpose simulation platform. *Nuclear Phys. B*, 125: 75-79, 2003.
- [41] S. Jan *et. al.* GATE: a simulation toolkit for PET and SPECT. *Phys. Med. Biol.*, 49: 4543-4561, 2004.
- [42] W. Belinato. Monte Carlo simulations in multi-detector CT (MDCT) for two PET/CT scanner models using MASH and FASH adult phantoms. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment*, 784: 524-530, 2015.

- [43] S. Benhalouche *et. al.* Evaluation of clinical IMRT treatment planning using the GATE Monte Carlo simulation platform for absolute and relative dose calculations. *Medical physics*, 40: 021711, 2013.
- [44] R. Acosta. Computing Isodose Curves for Radiotherapy Treatment Plans. Trinity University, 2005.
- [45] ImageJ. versión 1.48. W. Rasband – National Institute of Health, USA, 1997.
- [46] T. Williams. *et. al.* Gnuplot 5.2: an interactive plotting program. URL <http://gnuplot.info>. 2017.
- [47] C. Flynt. *Tcl/Tk: A Developer's Guide*. Elsevier, 3rd edition, 2012.
- [48] RStudio Team. *RStudio: Integrated Development for R*, RStudio, Inc., Boston, MA, <http://www.rstudio.com/> 2015.
- [49] R. E. Drzymala. *et. al.* Dose-volume histograms. *International Journal of Radiation Oncology . Biology . Physics.*, 1: 71-8, 1991.
- [50] M. Alber and F. Nüsslin. Tool for the analysis of dose optimization: I. Effect-volume histogram. *Phys. Med. Biol.*, 47: 2451-2458, 2002.
- [51] E. K. Coc & H. Bozdogan. Model selection in multivariate adaptive regression splines (MARS) using information complexity as the fitness function. *Machine Learning*, 101:35-58, 2015.
- [52] J. H. Friedman. Multivariate adaptive regression splines. *The annals of statistics*, 1-67, 1991.
- [53] E. D. Cakmak. *et. al.* Assessment of Organ Dose by Direct and Indirect Measurements for a Wide Bore X-Ray Computed Tomography Unit That Used in Radiotherapy. *International Journal of Medical Physics, Clinical Engineering and Radiation Oncology*, 4: 132-142, 2015.
- [54] S. B. Jiang *et. al.* Removing the effect of statistical uncertainty on dose-volume histograms from Monte Carlo dose calculations. *Physics in Medicine & Biology*, 45.8: 2151, 2000.

Apéndice A

Scripts de simulación

A.1. *Script main.mac*

```
#####  
# BRILLANCE BIG BORE - PHILIPS      #  
#####  
# VERBOSE y VISUALIZACIÓN  
#####  
/control/execute mac/verbose.mac  
#/control/execute mac/visu.mac  
#####  
# GEOMETRÍA  
#####  
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/GateMaterials.db  
  
# MUNDO  
/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  
  
# 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 CT (IMAGEN CT DEL TÓRAX DE UNA PACIENTE, 43 CORTES, ANCHO DE CORTE: 5 mm)

```
/gate/world/daughters/name thorax
/gate/world/daughters/insert ImageRegionalizedVolume
/gate/thorax/geometry/setImage data/Id43_dicom.mhd
/gate/geometry/setMaterialDatabase data/Thorax-HUMaterials.db
/gate/thorax/geometry/setHUToMaterialFile data/Thorax-HU2mat.txt
/gate/thorax/geometry/buildAndDumpDistanceTransfo data/thorax-dmap.mhd
/gate/thorax/geometry/distanceMap data/thorax-dmap.mhd
/gate/thorax/placement/setTranslation 0 0 96.8 mm
/gate/thorax/moves/insert translation
/gate/thorax/translation/setSpeed 0 0 -16.56 mm/s
/gate/thorax/placement/setRotationAxis 1 0 0
/gate/thorax/placement/setRotationAngle 180 deg
/gate/thorax/vis/forceWireframe
/gate/thorax/vis/setColor blue
/gate/thorax/moves/insert rotation
/gate/thorax/rotation/setSpeed -360 deg/s
/gate/thorax/rotation/setAxis 0 0 1
```

#CAMILLA

```
/gate/world/daughters/name mesa
/gate/world/daughters/insert box
/gate/mesa/setMaterial CarbonFiber
/gate/mesa/placement/setTranslation 0 -112.90625 96.8 mm
/gate/mesa/moves/insert translation
/gate/mesa/translation/setSpeed 0 0 -16.56 mm/s
/gate/mesa/geometry/setXLength 410 mm
/gate/mesa/geometry/setZLength 2430 mm
/gate/mesa/geometry/setYLength 18 mm
/gate/mesa/vis/setColor white
/gate/mesa/vis/forceSolid
/gate/mesa/moves/insert orbiting
/gate/mesa/orbiting/setSpeed 360 deg/s
/gate/mesa/orbiting/setPoint1 0 0 0 cm
/gate/mesa/orbiting/setPoint2 0 0 1 cm
```

#COLIMADOR 1 (T=24mm)

```
/gate/world/daughters/name colim1
/gate/world/daughters/insert box
/gate/colim1/setMaterial Aluminium
/gate/colim1/placement/setTranslation 0 445 253.7209302326 mm
/gate/colim1/geometry/setXLength 500 mm
/gate/colim1/geometry/setZLength 500 mm
/gate/colim1/geometry/setYLength 5 mm
/gate/colim1/vis/setColor magenta
/gate/colim1/vis/forceWireframe
```

```

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

#COLIMADOR BOW-TIE
/control/execute mac/BTP60mmGATE.mac
/control/execute mac/BTA60mmGATE.mac
#=====
# 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 (SE MUESTRAN 6 SECCIONES TRANSVERSALES DEL TÓRAX)
#=====
/gate/actor/addActor TLEDoseActor dose43
/gate/actor/dose43/save output/dose43.txt
/gate/actor/dose43/attachTo thorax
/gate/actor/dose43/stepHitType random
/gate/actor/dose43/setPosition -1.367187 -3.417969 -105 mm
/gate/actor/dose43/setSize 259.765625 179.101562 5.0 mm
/gate/actor/dose43/setResolution 190 131 1
/gate/actor/dose43/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose43/enableEdep false
/gate/actor/dose43/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose43/enableDose true
/gate/actor/dose43/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor TLEDoseActor dose42
/gate/actor/dose42/save output/dose42.txt
/gate/actor/dose42/attachTo thorax
/gate/actor/dose42/stepHitType random
/gate/actor/dose42/setPosition -2.050781 -3.417969 -100 mm
/gate/actor/dose42/setSize 258.398437 179.101562 5.0 mm
/gate/actor/dose42/setResolution 189 131 1
/gate/actor/dose42/saveEveryNSeconds 600
/gate/actor/dose42/enableEdep false
/gate/actor/dose42/enableUncertaintyEdep false

```

```

/gate/actor/dose42/enableDose          true
/gate/actor/dose42/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor                   TLEDoseActor  dose23
/gate/actor/dose23/save                 output/dose23.txt
/gate/actor/dose23/attachTo             thorax
/gate/actor/dose23/stepHitType          random
/gate/actor/dose23/setPosition           -2.734174 -17.773437 -5 mm
/gate/actor/dose23/setSize               265.234375 164.0625 5.0 mm
/gate/actor/dose23/setResolution         194 120 1
/gate/actor/dose23/saveEveryNSeconds     600
/gate/actor/dose23/enableEdep            false
/gate/actor/dose23/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose23/enableDose           true
/gate/actor/dose23/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor                   TLEDoseActor  dose22
/gate/actor/dose22/save                 output/dose22.txt
/gate/actor/dose22/attachTo             thorax
/gate/actor/dose22/stepHitType          random
/gate/actor/dose22/setPosition           -3.417969 -18.457031 0 mm
/gate/actor/dose22/setSize               266.601562 165.429687 5.0 mm
/gate/actor/dose22/setResolution         195 121 1
/gate/actor/dose22/saveEveryNSeconds     600
/gate/actor/dose22/enableEdep            false
/gate/actor/dose22/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose22/enableDose           true
/gate/actor/dose22/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor                   TLEDoseActor  dose02
/gate/actor/dose02/save                 output/dose02.txt
/gate/actor/dose02/attachTo             thorax
/gate/actor/dose02/stepHitType          random
/gate/actor/dose02/setPosition           2.734375 -28.710937 100 mm
/gate/actor/dose02/setSize               308.984375 95.703125 5.0 mm
/gate/actor/dose02/setResolution         226 70 1
/gate/actor/dose02/saveEveryNSeconds     600
/gate/actor/dose02/enableEdep            false
/gate/actor/dose02/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose02/enableDose           true
/gate/actor/dose02/enableUncertaintyDose false

/gate/actor/addActor                   TLEDoseActor  dose01
/gate/actor/dose01/save                 output/dose01.txt
/gate/actor/dose01/attachTo             thorax
/gate/actor/dose01/stepHitType          random
/gate/actor/dose01/setPosition           1.367187 -33.496093 105 mm
/gate/actor/dose01/setSize               317.1875 91.601562 5.0 mm

```



```

/gate/actor/dose01/setResolution      232 67 1
/gate/actor/dose01/saveEveryNSeconds  600
/gate/actor/dose01/enableEdep         false
/gate/actor/dose01/enableUncertaintyEdep false
/gate/actor/dose01/enableDose         true
/gate/actor/dose01/enableUncertaintyDose false
#=====
# DETECTOR TRIDIMENSIONAL Y DETECTOR DE EVENTOS
#=====
/gate/actor/addActor                  TLEDoseActor  doseim
/gate/actor/doseim/attachTo           thorax
/gate/actor/doseim/stepHitType        random
/gate/actor/doseim/setVoxelSize       1.3671875 1.3671875 5 mm
/gate/actor/doseim/enableDose         true
/gate/actor/doseim/enableUncertaintyDose false
/gate/actor/doseim/save                output/doseim.mhd
/gate/actor/addActor                  SimulationStatisticActor stat
/gate/actor/stat/save                  output/statFotones.txt
/gate/actor/stat/saveEveryNSeconds    600
/gate/actor/addActor                  KillActor kill1
/gate/actor/kill1/attachTo            colim1
/gate/actor/addActor                  KillActor kill2
/gate/actor/kill2/attachTo            colim2
#=====
# INICIALIZACIÓN
#=====
/gate/run/initialize
#=====
# HACES
#=====
/control/execute data/haz.mac
#/vis/scene/add/trajectories
#=====
# INICIALIZACIÓN DE LOS HACES
#=====
/gate/random/setEngineName MersenneTwister
/gate/random/setEngineSeed auto
/gate/application/setTimeSlice        0.01 s
/gate/application/setTimeStart        0. s
/gate/application/setTimeStop         12 s
/gate/application/startDAQ

```

A.2. *Script haz.mac*

```

#=====

```

```

# BEAM : ANODO 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
#DEFINICIÓN DEL NÚMERO DE PARTÍCULAS (FACTOR DE CORRECCIÓN)
/gate/source/mybeam/setActivity 28634771028309.2539062e-05 becquerel # 200x1 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

```

Apéndice B

Scripts para el análisis de resultados

Los resultados obtenidos de las simulaciones MC almacenaron la dosis absorbida por cada uno de los 43 cortes constituyentes del fantoma en diferentes archivos de texto: *dose#-Dose.txt*, contenidos en el directorio *output*. Los archivos fueron manipulados mediante procedimientos contenidos en *scripts* usando el software Tcl/Tk [47].

B.1. Procedimiento de escalamiento

El procedimiento *scale* re-escaló los valores de dosis absorbida a partir del factor de corrección (ecuación 3.1) y la transformación de [*Gy*] a [*mGy*] a la dosis; el factor de escalamiento empleado fue de 1×10^8 . Una vez ejecutado el procedimiento, se obtuvo el archivo *dose#-Dose.txt* con la matriz de dosis absorbida re-escalada.

```
proc scale {argv} {
#Asignación a una variable los caracteres numéricos ingresados por teclado
set section [lindex $argv 0]
#Lectura del archivo de texto resultante de MC
set dosein [open "dose$section-Dose.txt" r]
#Apertura de un archivo para almacenar datos
set doseout [open "dose_-$section.txt" w]
for {set i 0} {$i < 6} {incr i} {
#Omisión del encabezado de los archivos MC
gets $dosein line
}
while { [gets $dosein line] >= 0 } {
```

```

set newline ""
foreach d $line {
#Escalamineto de la dosis absorbida
  set dscaled [expr $d*1e8]
  set newline "$newline $dscaled"
}
puts $doseout $newline
}
close $dosein ; close $doseout
}
puts [scale $argv]

```

B.2. Procedimiento para delimitar el órgano en función de UH

El programa ImageJ [45] permitió extraer los valores de UH de los distintos tejidos contenidos en la tomografía. Estos valores fueron almacenados en una matriz con las mismas dimensiones que la matriz resultante de las simulaciones MC en diferentes archivos de texto llamados: *hu#.txt*. El procedimiento *corhu* delimitó cada uno de los órganos de estudio en función de sus respectivos rangos de UH y almacenó únicamente los datos correspondientes a cada órgano en un nuevo archivo de texto llamado: *cohu(órgano)_#.txt*. Se muestra como ejemplo el procedimiento desarrollado para delimitar el tejido pulmonar.

```

proc corhu {argv} {
set section [lindex $argv 0]
set huu [open "hu_$section.txt" r]
set hu [open "cohulungs_$section.txt" w]
while {[gets $huu line1] >= 0} {
set pos 0
set newline ""
foreach H $line1 {
#Condicional para discriminar los órganos en función de las UH
if {[lindex $line1 $pos]>= -900 && [lindex $line1 $pos]<= -500} {
set newline "$newline $H"
} else {set newline "$newline 0"}
set pos [expr $pos + 1]
}
puts $hu $newline
}
close $huu ; close $hu
}
puts [corhu $argv]

```

B.2.1. Corazón

El amplio rango de las UH para el tejido cardíaco imposibilitó la correcta ubicación del órgano, por tal motivo, se construyó una nueva sección rectangular que contenga al corazón. El procedimiento *rehu* delimitó correctamente el corazón considerando las posiciones espaciales del mismo en la imagen TC. Al ejecutar el procedimiento *rehu* se obtiene el archivo de texto: *recohuheart_#.txt*.

```
proc rehu {argv} {
  set section [lindex $argv 0]
  set cohu [open "cohuheart_.$section.txt" r]
  set red [open "recohuheart_.$section.txt" w]
  #Posición en x e y del vóxel sup izq de la sección rectangular reg torácica
  set x1 154 ; set y1 36
  #Posición en x e y del vóxel sup izq de la nueva sección (solo corazón)
  set x0 83 ; set y0 26
  #Ancho y alto de la sección rectangular que contiene al corazón
  set wide 78 ; set height 64
  set n 0
  while {[gets $cohu line1] >= 0} {
    set pos 0
    set newline ""
    foreach H $line1 {
      if {$pos>=($x1-$x0) && $pos<=($x1-$x0+$wide) && $n>=($y1-$y0) &&
        $n<=($y1-$y0+$height)} {
        set newline "$newline $H"
      } else {set newline "$newline 0"}
      set pos [expr $pos + 1]
    }
    set n [expr $n +1]
    puts $red $newline
  }
  close $cohu ; close $red
}
puts [rehu $argv]
```

B.3. Procedimiento para delimitar la dosis absorbida por el órgano de estudio

El procedimiento *codose* utilizó los archivos *dose_#.txt* y *cohu(órgano)_#.txt* a fin de discriminar y asignar la dosis absorbida por vóxel a los órganos estudiados en cada sección transversal de la imagen TC. Al ejecutarse el procedimiento se obtuvo el archivo de texto: *dosec(órgano)_#.txt*. El procedimiento ejecutado en los pulmones ha sido incluido como ejemplo:

```

proc codose {argv} {
  set section [lindex $argv 0]
  set hu [open "cohulungs_$section.txt" r]
  set infile1 [open "dose_$section.txt" r]
  set dosecl [open "doseclungs_$section.txt" w]
  while {[gets $infile1 line2] >= 0} {
    set pos 0
    set newline ""
    gets $hu line1
    foreach x $line2 {
      #Se almacena la dosis únicamente de los vóxeles con HU diferente de 0
      if {[lindex $line1 $pos]!=0} {
        set newline "$newline $x"
      } else {set newline "$newline 0"}
    }
    set pos [expr $pos + 1]
  }
  puts $dosecl $newline
}
close $hu ; close $infile1 ; close $dosecl
}
puts [codose $argv]

```

B.4. Procedimiento HDV por número de corte

El procedimiento *histogram* empleó los archivos *dosecl(órgano)_#.txt* para obtener el histograma de frecuencia y HDV en los archivos *histogram(órganos)_#.txt* y *HDV(órganos)_#.txt*. Adicionalmente, el archivo *section_#.txt* fue generado a fin de almacenar el indicador dosimétrico de cada sección transversal; el procedimiento ejecutado en los pulmones ha sido incluido como ejemplo:

```

proc histograms {argv} {
  set section [lindex $argv 0]
  set dosecl [open "doseclungs_$section.txt" r]
  set n 0.0 ; set dm 0.0 ; set f 0
  for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
    set f "$f 0"
  }
  while {[gets $dosecl line1] >= 0} {
    set pos 0
    foreach x $line1 {
      if {[lindex $x $pos]!=0} {
        set dm [expr $dm + $x] ; set n [expr $n+1]
      }
    }
    set pos [expr $pos + 1]
  }
  for {set i 0} {$i<100} {incr i} {

```

```

    if {$x>[expr $i] && $x<[expr $i+1]} {
        set new [lindex $f $i]
        set new [expr $new +1]
        set f [lreplace $f $i $i $new]
    }
}

set dm [expr $dm/$n]
#Creación del histograma de frecuencias
set his1 [open "histnlungs_$section.txt" w]
puts $his1 "dm $dm"
for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
    set h [lindex $f $i]
    set line "$i $h"
    puts $his1 $line
}
close $his1
#Construcción HDV
set his1 [open "histnlungs_$section.txt" r]
set hdv [open "HDVnlungs_$section.txt" w]
set su 0.0
for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
    gets $his1 line
    set h [lindex $f $i]
    set su [expr $su + $h]
}
set b $su
for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
    gets $his1 line
    set h [lindex $f $i]
    set su [expr $su - $h]
    set sum [expr {($su/$b)*100.0}]
    set newline "$i $sum"
    puts $hdv $newline
}
close $his1
close $hdv
set dm 0.0 ; set n 0.0 ; set f 0
for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
    set f "$f 0"
}
set dosec [open "doseclungs_$section.txt" r]
while {[gets $dosec line] >= 0} {
    foreach dose $line {
        if {$dose!=0} {
            set dm [expr $dm + $dose] ; set n [expr $n +1]
        }
    }
}

```

```

for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
if {$dose>[expr $i] && $dose<[expr $i+1]} {
set new [lindex $f $i]
set new [expr $new +1]
set f [lreplace $f $i $i $new]
}
}
}
}
close $dosec
#Estimación del indicador dosimétrico por corte
set dm [expr $dm/$n]
set d [open "$section.txt" w]
set newline0 "$dm"
puts $d $newline0
puts $n
#Histograma de frecuencias sin normalizar y normalizado
set his1 [open "histnlungs_$section.txt" r]
set hist [open "histogramlungs_$section.txt" w]
set hist1 [open "hi_$section.txt" w]
gets $his1 line
set newline "$line $dm"
puts $hist $newline
for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
gets $his1 line
set h [lindex $f $i]
set h1 [expr {$h/$n}]
set newline "$line $h1"
puts $hist $newline
puts $hist1 $h1
}
close $hist ; close $his1 ; close $hist1 ; close $d
#HDV
set his1 [open "histnlungs_$section.txt" r]
set hdv [open "HDVnlungs_$section.txt" r]
set hdvf [open "HDVlungs_$section.txt" w]
set vf [open "H_$section.txt" w]
gets $his1 line
set newline "$line $dm"
puts $hdvf $newline
set su 0.0
for {set i 0} {$i<100} {incr i} {
gets $his1 line1
set h [lindex $f $i]
set su [expr $su + $h]
}
set b $su
for {set i 0} {$i<100} {incr i} {

```



```

gets $his1 line
set h [lindex $f $i]
set su [expr $su - $h] ; set sum [expr {($su/$b)*100.0}]
gets $hdv line2
set newline "$line2 $sum"
puts $hdvf $newline
puts $vf $sum
}
close $his1 ; close $hdv ; close $hdvf ; close $vf
}
puts [histograms $argv]

```

B.5. *Script* HDV para el fantoma completo

Los histogramas correspondientes al total del órgano fueron construidos al emplear los archivos de texto auxiliares *hi_#.txt* y *H_#.txt*. Dichos archivos contuvieron los histogramas de frecuencia normalizada y el HDV por corte. Al ejecutar el *script hist(órgano).tcl* los archivos de texto *Hif.txt* y *HDf.txt* fueron obtenidos junto con el histograma de frecuencia normalizado y HDV de cada órgano de estudio, además, estos archivos de texto permitieron graficar en conjunto el histograma de frecuencias y la curva HDV. El *script* ejecutado en el corazón ha sido incluido como ejemplo:

```

#Inclusión de todos los cortes que componen al órgano
set hi16 [open "hi_16.txt" r]
#Se añade la información de todos los cortes del órgano
set hi28 [open "hi_28.txt" r]
set Hi0 [open "Hif0.txt" w]
set Hi1 [open "Hif.txt" w]
set su 0.0 ; set m 0
while {[gets $hi16 line16] >= 0} {
set pos 0
gets $hi17 line17 ; ... ; gets $hi28 line28
foreach F $line16 {
set a16 [lindex $line16 $pos] ; ... ; set a28 [lindex $line28 $pos]
set su [expr {$su + $a16 + $a17 + ... + $a28}]
set newline "$m $su"
set m [expr $m+1]
puts $Hi0 $su
puts $Hi1 $newline
}
set su 0.0
}
close $hi16 ; ... ; close $hi28; close $Hi0 ; close $Hi1
#Construcción del HDV total a partir del hist de frecuencias total

```

```

set Hi0 [open "Hif0.txt" r]
set su 0.0
while {[gets $Hi0 line1] >= 0} {
    set pos 0
    set h [lindex $line1 $pos]
    set su [expr $su + $h]
}
set b $su
set Hi0 [open "Hif0.txt" r]
set hh [open "hh.txt" w]
set r [open "Hfl.txt" w]
set m 0
while {[gets $Hi0 line1] >= 0} {
    set pos 0
    set h [lindex $line1 $pos]
    set su [expr $su - $h] ; set sum [expr {($su/$b)*100.0}]
    set newline "$m $sum"
    set m [expr $m+1]
    puts $r $newline
    puts $hh $sum
}
close $Hi0 ; close $r

```

B.6. *Script* para determinar el indicador dosimétrico Θ

El *script* *dose.tcl* permitió calcular el indicador dosimétrico a partir de la dosis media de cada rodaja contenida en los archivos *#.txt* en cada uno de los órganos de estudio. Como ejemplo se muestra el *scrip* para pulmones.

```

set d4 [open "04.txt" r]
#Se añade la información de todos los cortes del órgano
set d34 [open "34.txt" r]
set r [open "F.txt" w]
set su 0.0 ; set n 31.0 ; set m 0
while {[gets $d4 line4] >= 0} {
    set pos 0
    gets $d5 line5 ; ... ; gets $d34 line34
    foreach F $line4 {
        set a4 [lindex $line4 $pos] ; ... ; set a34 [lindex $line34 $pos]
        set su [expr {$su + $a4 + $a5 + ... + $a34}]
        set sum [expr {$su/$n}]
    }
}

```

```

set newline "$sum"
puts $r $newline
set m [expr $m+1]
}
close $d4 ; ... ; close $d34 ; close $r

```

B.7. *Script* para determinar dosis mínimas y máximas

La estimación de las dosis mínimas y máximas absorbidas por el órgano requirió la ejecución del *script* *doseminmax.tcl* dividido en varios procesos:

B.7.1. Determinación de dosis mínimas y máximas por corte

El procedimiento *slice* empleó el archivo *dosecf(órgano)_#.txt* con el propósito de encontrar las dosis mínimas y máximas por corte; este procedimiento se repitió en cada uno de los órganos. Al ejecutarse el procedimiento se obtiene los archivos de texto: *min_#.txt* y *max_#.txt*.

```

proc slice {argv} {
set section [lindex $argv 0]
set dose [open "dosecflungs_$section.txt" r]
set mins [open "min_$section.txt" w]
set maxs [open "max_$section.txt" w]
set min 1000.0 ; set max 0.0
while {[gets $dose line1] >= 0} {
set pos 0
foreach h $line1 {
set v [lindex $line1 $pos]
if {$v < $min} {
set min $v
}
if {$v > $max} {
set max $v
}
}
}
set newline $min

```

```

puts $mins $newline
set newline1 $max
puts $maxs $newline1
close $dose ; close $mins ; close $maxs
}
puts [slice $argv]

```

B.7.2. Determinación de la dosis mínima y máxima en el órgano

El archivo de texto *minspartial.txt* se generó al unir los valores de dosis mínima por corte; este procedimiento se repitió para los valores de dosis máxima, obteniéndose el archivo *maxspartial.txt*. Dichos archivos fueron empleados para buscar la dosis mínima y máxima en cada órgano de estudio al ejecutar los procedimientos *minall* y *maxall*.

- *minall* :

```

proc minall {argv} {
set section [lindex $argv 0]
set minp [open "minspartial.txt" r]
set minf [open "minfinal.txt" w]
set min 1000.0
while {[gets $minp line1] >= 0} {
set pos 0
foreach h $line1 {
set v [lindex $line1 $pos]
if {$v < $min} {
set min $v
}
}
}
set newline $min
puts $minf $newline
close $minp ; close $minf
}
puts [minall $argv]

```

- *maxall* :

```

proc maxall {argv} {
set section [lindex $argv 0]

```

```

set maxp [open "maxpartial.txt" r]
set maxf [open "maxfinal.txt" w]
set max 0.0
while {[gets $maxp line1] >= 0} {
set pos 0
foreach h $line1 {
set v [lindex $line1 $pos]
if {$v > $max} {
set max $v
}
}
}
set newline $max
puts $maxf $newline
close $maxp ; close $maxf
}
puts [maxall $argv]

```

B.8. *Script* de parametrización

```

proc posx {argv} {
set section [lindex $argv 0]
set dosesec [open "dose_$section.txt" r]
set x [open "posx_$section.txt" w]
set factor 1.3671875 ; set xi 80; set xisos 183
set xisos [expr $xisos + 5]
while {[gets $dosesec line1] >= 0} {
set pos 0
set newline ""
foreach H $line1 {
if {[lindex $line1 $pos]!=0} {
set xpos [expr {($pos-$xisos+$xi)*$factor}]
set newline "$newline $xpos"
} else {set newline "$newline 0"}
set pos [expr $pos + 1]
}
puts $x $newline
}
close $dosesec ; close $x
}
puts [posx $argv]

```

```

proc posy {argv} {
set section [lindex $argv 0]
set dosesec [open "dose_$section.txt" r]

```

```

set y [open "posy_$section.txt" w]
set factor 1.3671875 ; set yi 25 ; set n 0 ; set yisos 58
set yisos [expr $yisos + 4]
while {[gets $cohu line1] >= 0} {
set pos 0
set newline ""
foreach T $line1 {
if {[lindex $line1 $pos]!=0} {
set ypos [expr {($yisos-$n-$yi)*$factor}]
set newline "$newline $ypos"
} else {set newline "$newline 0"}
set pos [expr $pos + 1]
}
set n [expr $n +1]
puts $y $newline
}
close $dosesec ; close $y
}
puts [posy $argv]

proc iso {argv} {
set section [lindex $argv 0]
set hu [open "hu_$section.txt" r]
set dos [open "dose_$section.txt" r]
set posx [open "posx_$section.txt" r]
set posy [open "posy_$section.txt" r]
set fit [open "fithd_$section.txt" w]
while {[gets $hu line1] >= 0} {
set pos 0
gets $dos line2 ; gets $posx line3 ; gets $posy line4
foreach H $line1 {
set l [lindex $line1 $pos]
set p [lindex $line2 $pos]
set a [lindex $line3 $pos]
set b [lindex $line4 $pos]
set pos [expr $pos + 1]
if {$l != 0 && $p != 0 && $a !=0 && $b != 0} {
set newline "$p $l $a $b 0"
puts $fit $newline
}
}
}
close $hu ; close $dos ; close $fit ; close $posx ; close $posy
}
puts [iso $argv]

```

Apéndice C

Resultados de las simulaciones

Simulación N°	Indicadores dosimétricos en pulmones			
	Θ_{22}	Θ	$D_{50}(22)$	D_{50}
1	31.0904	28.8308	30.0659	27.5689
2	31.0973	28.8312	30.0206	27.5549
3	31.0942	28.8358	30.0416	27.5655
4	31.0975	28.8255	30.0545	27.5505
5	31.1046	28.8275	30.1209	27.5669
6	31.0826	28.8275	30.0480	27.5667
7	31.0898	28.8218	30.0740	27.5580
8	31.1038	28.8351	30.0633	27.5998
9	31.0959	28.8324	30.0691	27.5699
10	31.1062	28.8232	30.0795	27.5646
11	31.1087	28.8328	30.0441	27.5762
12	31.1128	28.8276	30.1104	27.5561
13	31.0914	28.8291	30.0458	27.5818
14	31.1032	28.8327	30.0675	27.5653
15	31.0948	28.8304	30.0790	27.5597
16	31.1007	28.8325	30.0832	27.5713
17	31.0913	28.8281	30.0668	27.5327
18	31.1005	28.8296	30.0820	27.5590
19	31.1094	28.8303	30.0680	27.550
20	31.0985	28.8290	30.0642	27.6009
21	31.0971	28.8299	30.0421	27.5730
22	31.1080	28.8315	30.0734	27.5912
23	31.0829	28.8293	30.0514	27.5772
24	31.0911	28.8373	30.0991	27.5964
25	31.1024	28.8262	30.0695	27.5518
26	31.1004	28.8243	30.0863	27.5514
27	31.0962	28.8286	30.0712	27.5506
28	31.1084	28.8313	30.0691	27.5696
29	31.1074	28.8301	30.0731	27.5996
30	31.1058	28.8299	30.0820	27.5729
31	31.1095	28.8300	30.0845	27.5881
32	31.1057	28.8307	30.0954	27.5728
33	31.1086	28.8331	30.0409	27.5765
34	31.0911	28.8293	30.0401	27.5626
35	31.0923	28.8332	30.0206	27.5896
36	31.0982	28.8262	30.0481	27.5677
37	31.0941	28.8335	30.0418	27.5589
38	31.0905	28.8279	30.0689	27.5810
39	31.0739	28.8290	30.0144	27.5884
40	31.1087	28.8284	30.0943	27.5732
Promedio	31.0962	28.8298	30.0647	27.5703
Desviación	0.0088	0.0048	0.023	0.019

Tabla C.1: Indicadores dosimétricos para los pulmones Θ_{22} , Θ , $D_{50}(22)$, D_{50} con una irradiación de 12 segundos. Valores obtenidos de las simulaciones MC efectuadas en GATE.

Simulación N°	Indicadores dosimétricos en el corazón			
	Θ_{22}	Θ	$D_{50}(22)$	D_{50}
1	31.7183	31.5135	30.9245	30.0698
2	31.7469	31.5250	30.9695	30.6790
3	31.7560	31.5380	30.9826	30.6975
4	31.7358	31.5281	30.9855	30.6590
5	31.7330	31.5207	30.9389	30.6560
6	31.7114	31.5311	30.9332	30.6558
7	31.7574	31.5254	30.9998	30.6592
8	31.7137	31.5235	30.9099	30.6367
9	31.7336	31.5279	30.9116	31.7026
10	31.7316	31.5165	30.9235	30.6300
11	31.7625	31.5476	30.9703	30.6854
12	31.7810	31.5416	30.9699	30.6770
13	31.7174	31.5219	30.9194	30.7009
14	31.7758	31.5350	30.9983	30.6578
15	31.6973	31.5277	30.8847	30.6691
16	31.7027	31.5357	30.8908	30.6699
17	31.7174	31.5290	30.9231	30.6599
18	31.7654	31.5293	31.0264	30.6702
19	31.7238	31.5263	30.9608	30.6549
20	31.7200	31.5276	30.9016	30.6689
21	31.7478	31.5338	30.9740	30.6740
22	31.7262	31.5268	30.9659	30.6564
23	31.7388	31.5108	30.9289	30.6533
24	31.7145	31.5298	30.9117	30.6799
25	31.7010	31.5247	30.8832	30.6603
26	31.7507	31.5262	30.9430	30.6685
27	31.7280	31.5271	30.8967	30.6555
28	31.7464	31.5320	30.9674	30.6685
29	31.7562	31.5224	30.9235	30.6731
30	31.7473	31.5317	30.9963	30.6860
31	31.7490	31.5413	30.9452	30.6875
32	31.7370	31.5236	30.9216	30.7118
33	31.7049	31.5234	30.9025	30.6628
34	31.7297	31.5250	30.9088	30.6634
35	31.7380	31.5377	30.9149	30.6653
36	31.7338	31.5171	30.9242	30.6213
37	31.7291	31.5314	30.9365	30.6127
38	31.7072	31.5175	30.9141	30.6145
39	31.7146	31.5075	30.9240	30.6494
40	31.7629	31.5214	31.0109	30.6799
Promedio	31.7455	31.5205	30.9403	30.6651
Desviación	0.024	0.010	0.040	0.022

Tabla C.2: Indicadores dosimétricos para el corazón Θ_{22} , Θ , $D_{50}(22)$, D_{50} con una irradiación de 12 segundos. Valores obtenidos de las simulaciones MC efectuadas en GATE.

Simulación N°	Indicadores dosimétricos en los huesos			
	Θ_{22}	Θ	$D_{50}(22)$	D_{50}
1	74.0180	58.8988	69.9084	57.7072
2	74.0410	58.9011	69.9056	57.6871
3	74.0147	58.9057	69.9896	57.6984
4	73.9994	58.9015	70.2259	57.6559
5	74.0091	58.8965	70.1240	57.6958
6	74.0119	58.8944	69.9602	57.6549
7	73.9687	58.8982	70.2992	57.6730
8	73.9889	58.8992	70.0970	57.6401
9	74.0138	58.8923	70.2921	57.6829
10	73.9787	58.8946	70.3598	57.6660
11	74.0472	58.9033	70.3979	57.6716
12	74.0544	58.9053	70.0141	57.6494
13	73.9880	58.8882	70.2056	57.6415
14	74.0269	58.8854	69.9611	57.6476
15	74.0119	58.8993	70.1509	57.6572
16	74.0206	58.8986	69.8333	57.6544
17	73.9696	58.8951	70.1497	57.6640
18	73.9825	58.8922	70.0607	57.6865
19	74.1127	58.8955	70.2081	57.6573
20	74.0109	58.8989	69.9542	57.6614
21	74.0274	58.8913	70.2220	57.6857
22	74.0517	58.8966	70.0230	57.6679
23	73.9889	58.8971	70.2625	57.6574
24	73.9026	58.9081	70.0353	57.6521
25	73.9744	58.8932	70.1283	57.6773
26	73.9678	58.8992	70.2262	57.6621
27	74.0145	58.8939	69.9551	57.6598
28	74.0470	58.9004	70.1231	57.6736

Simulación N°	Indicadores dosimétricos en los huesos			
	Θ_{22}	Θ	$D_{50}(22)$	D_{50}
29	73.9855	58.8981	70.3024	57.6684
30	74.0150	58.9036	70.0324	57.6474
31	73.9987	58.8961	69.8724	57.6723
32	73.9925	58.8963	69.9305	57.6625
33	73.9624	58.9028	70.0706	57.6594
34	73.9871	58.8925	70.0905	57.6567
35	74.0486	58.9103	70.0030	57.6714
36	73.9991	58.8919	70.1404	57.6589
37	74.0529	58.9058	70.1170	57.6978
38	74.0071	58.8885	70.0483	57.6757
39	73.9753	58.9029	70.2763	57.7009
40	74.0057	58.8970	70.0026	57.6747
Promedio	74.0067	58.8979	70.0989	57.6683
Desviación	0.035	0.0055	0.106	0.017

Tabla C.3: Indicadores dosimétricos para los huesos Θ_{22} , Θ , $D_{50}(22)$, D_{50} con una irradiación de 12 segundos. Valores obtenidos de las simulaciones MC efectuadas en GATE.

Simulación N°	Pulmones		Corazón		Huesos	
	Indicadores de dosis					
	D_{min} [mGy]	D_{max} [mGy]	D_{min} [mGy]	D_{max} [mGy]	D_{min} [mGy]	D_{max} [mGy]
1	13.0208	81.0936	22.081	62.7367	3.7778	171.09
2	13.0666	82.6738	22.1728	62.1215	3.7738	172.903
3	12.9008	82.068	21.8944	63.2203	3.7849	172.177
4	12.8874	82.2774	22.2055	63.4835	3.8117	172.341
5	12.9735	82.1532	21.9553	62.5287	3.8356	174.145
6	12.8708	81.3773	22.2223	63.0806	3.7786	172.137
7	12.9759	82.8062	21.9646	62.9749	3.8325	170.997
8	12.9633	81.5998	22.3027	62.0890	3.7955	171.478
9	13.0189	81.8154	22.1329	62.1845	3.7617	172.985
10	12.9828	81.5872	22.2256	62.7421	3.7945	172.947
11	12.875	82.0587	21.9698	62.8633	3.8063	172.376
12	13.0262	81.9453	22.3069	62.1351	3.7974	172.363
13	13.0591	82.1313	22.4154	63.1858	3.8608	170.754
14	13.0205	82.8693	22.0352	62.5610	3.8683	172.95
15	13.0415	80.7004	22.1346	63.0475	3.8486	172.389
16	13.186	82.1343	22.0896	62.6694	3.7820	171.441
17	13.0152	81.5792	22.1514	62.1581	3.8617	172.765
18	13.0163	81.7529	22.2669	63.4777	3.823	172.334
19	13.1185	81.1167	22.1847	62.6917	3.8755	171.601
20	13.0001	81.2250	22.0424	63.0022	3.8502	172.66
21	12.9405	81.9286	22.1695	62.0098	3.7992	172.953
22	13.0102	82.8699	21.9627	62.9427	3.8220	172.957
23	13.0041	81.0927	22.3773	62.6698	3.8202	171.464
24	13.0049	81.8218	22.1565	63.1623	3.8071	170.77
25	13.0303	80.6970	22.3142	62.2181	3.8385	171.704
26	13.0481	82.265	22.2844	63.4073	3.8856	170.833
27	12.8927	81.8772	22.2239	62.1535	3.8301	171.891
28	13.018	81.3418	22.1297	62.6914	3.8295	171.315
29	12.9672	82.0882	22.1819	62.75	3.884	170.876
30	13.0390	81.8009	22.1907	62.7048	3.7884	171.43
31	13.0604	82.3467	22.0529	63.257	3.7560	170.746
32	12.9227	81.6026	22.1934	63.0761	3.8574	172.797
33	12.9542	81.6900	21.8870	62.3077	3.9117	173.333
34	12.9298	82.641	21.9972	62.7213	3.7688	174.22
35	13.0039	81.8933	22.0909	62.0362	3.7879	173.208
36	13.0670	81.471	22.1878	62.7377	3.8144	173.125
37	12.8448	82.2151	22.3135	63.3694	3.7852	173.448
38	12.9442	82.4258	21.9674	63.112	3.8906	173.055
39	12.9609	82.2419	22.0867	62.7599	3.81	171.534
40	13.0982	82.471	22.2534	62.8516	3.8106	172.5920
Promedio	12.9946	81.8937	22.1444	62.7473	3.8204	172.2271
Desviación	0.0071	0.544	0.125	0.43	0.04	0.941

Tabla C.4: Indicadores dosimétricos D_{min} y D_{max} para los órganos de la región torácica. Valores obtenidos de las simulaciones MC efectuadas en GATE.

Apéndice D

Dependencia de la dosis con los parámetros de la imagen

D.1. Análisis ANOVA de los parámetros de la imagen.

	gl	SC	MC	F	p
Hounsfield	1	19580658	19580658	166870.74	<2e-16
x	1	5520	5520	47.04	6.96e-16
y	1	380069	380069	3239.04	<2e-16
z	1	135311	135311	1153.15	<2e-16
Residuos	261973	36889484	140	-	-

Tabla D.1: Test ANOVA para determinar el porcentaje de influencia de los parámetros de la imagen TC a la dosis.

D.2. Ajustes multivariantes

Modelo	Ajuste	VCG	R^2
1	$\Theta = 268.2812 + 6.74e - 3h(19 - UH) + 0.113h(UH - 19) - 8.8e - 2h(UH - 410) - 0.12h(-15.039 - x) - 9.83e - 2h(-x - 15.04)$ $+0.268h(1.367 - y) + 1.74e - 2h(y - 1.367) + 0.768h(y - 103.906) - 1.323h(-z - 90) - 0.278h(-z - 55) - 0.176(z - 55)$ $-1.698h(60 - z) + 1.2h(z - 60) - 0.738h(z - 80)$	42.59	0.786
2	$\Theta = -10.724 + 5.15e - 2h(19 - UH) + 0.165h(UH - 19) - 9.2e - 2h(UH - 392) + 2.41e - 2h(-16.406 - x) - 3.27e - 2h(-x - 16.406)$ $+0.166h(x - 62.891) + 0.42h(-12.305 - y) - 1.51e - 2h(-y - 12.305) + 0.16h(-40 - z) + 3.35e - 2h(-z - 40) + 1.273e - 4h(1.4e5 - UH^2)$ $-3.47e - 5h(UH^2 - 1.4e5) + 1.21e - 3h(1.2e4 - x^2) + 8.75e - 5h(x^2 - 1.2e4) + 3.7e3h(y^2 - 1.11e4)$ $+2.14e - 3h(y^2 - 1.11e4) + 2.14e - 3h(4.9e3 - z^2) - 6.89e - 3h(z^2 - 4.9e3)$	41.011	0.794
3	$\Theta = 47.435 - 0.0116h(19 - UH) + 0.127h(UH - 19) - 0.138h(-16.406 - x) - 0.108h(-x - 16.406)$ $+1e - 8h(1.575e8 - UH^3) + 1e - 8h(UH^3 - 1.575e8) - 2.2e - 5h(1.25e5 - z^3) - 4.9e - 5h(z^3 - 1.25e5)$	50.016	0.749
4	$\Theta = 53.35 + 0.0264UH + 2e - 11h(5.147e11 - UH^4) + 2e11h(UH^4 - 5.147e11)$	114.992	0.442
5	$\Theta = 70.586 - 3.27e - 4h(1.16e5 - UH^2) - 3.4e - 5h(UH^2 - 1.16e5) + 7.13e - 4h(UH^2 - 1.71e5) - 1.02e - 3h(UH^2 - 1.866)$ $+2.83e - 4h(UH^2 - 2.873) + 4.6e - 5h(UH^2 - 3.91e5) + 2.49e - 4h(UH^2 - 7.464e5) + 1.495e - 3h(5.86e3 - x^2)$ $+2.76e - 4h(x^2 - 5.86e3) - 1.96e - 3h(y^2 - 1.26e3) - 1.7e - 3h(9.96e3 - y^2) + 5e - 3h(y^2 - 9.96e3) + 1.2e - 3h(5625 - z^2)$ $-5e - 3h(z^2 - 5625)$	107.58	0.46
6	$\Theta = 40.378 + 1e8h(-1.832e8 - UH^3) + 1e8h(-UH^3 - 1.832e8) - 6e8h(UH^3 - 7.073e8) - 6.4e - 5(-5.12e5 - z^3)$ $-2.2e - 5h(-z^3 - 5.12e5)$	103.01	0.482
7	$\Theta = 288.165 - 1.26e - 2h(UH - 539) - 5.85e - 3h(19 - UH) + 0.137h(UH - 19) - 5.01e - 2h(UH - 232) - 2.22e - 2h(UH - 413)$ $-5.5e - 2h(UH - 611) - 1.501h(-z - 90) - 0.181h(-z - 55) - 0.18h(z - 10) - 1.775h(60 - z) + 1.23h(z - 60) - 0.869h(z - 80)$	59.34	0.702
8	$\Theta = 7.968 + 1.29e - 2h(19 - UH) + 0.117h(UH - 19) - 6.76e - 2h(UH - 360) - 0.3h(-45 - z) + 3.89e - 2h(-z - 45) + 1.35e5h(7.83e5 - UH^2)$ $-5.88e - 5h(UH^2 - 7.83e5) + 1.96e - 3h(4.9e3 - z^2) - 7.35e - 3h(z^2 - 4.9e3)$	59.68	0.700
9	$\Theta = -30.583 + 4.1e - 2h(19 - UH) + 0.139h(UH - 19) - 4.22e - 2h(60 - z) - 0.582h(z - 60) + 7.55e - 5h(7.21e5 - UH^2)$ $-4.11e - 5h(UH^2 - 7.21e5) + 1.61e - 3h(6.4e3 - z^2) - 7.01e - 3h(z^2 - 6.4e3) + 1e - 8h(-1.65e8 - UH^3)$ $+2.5e - 8h(-UH^3 - 1.65e8) + 8.6e - 6h(1.25e5 - z^3) + 1.51e - 8h(z^3 - 1.25e5)$	59.44	0.701
10	$\Theta = 43.991 + 4.47h(19 - UH) + 0.969h(UH - 19) - 0.195h(-20.508 - x) - 0.13h(-x - 20.508) + 0.452h(-2.734 - y) - 7.96e - 3h(-y - 2.734)$ $-0.158h(70 - z) - 0.511h(z - 70) + 1.79h(UH - 19) * h(y - 92.969) + 3.4e - 5h(UH - 19) * h(92.969 - y) - 5.02e - 4h(361 - UH) * h(-2.734 - y)$ $-9.16e - 4h(UH - 361) * h(-2.734 - y) - 2.69e - 4h(19 - UH) * h(z - 10) + 3.8e - 5h(19 - UH) * h(10 - z) - 1.08h(UH - 19) * h(z - 20)$ $-2.09e - 4h(UH - 19) * h(20 - z) + 1.1h(-20.508 - x) * h(70 - z) + 7.06e - 4h(-x - 20.508) * h(70 - z) + 2.68e - 3h(-2.734 - y) * h(-z - 85)$ $-4.12h(-2.734 - y) * h(-85 - z)$	37.41	0.812

Tabla D.2: Resultado de la regresión multivariante entre la dosis, UH y las posiciones espaciales para distintos modelos junto a la validación cruzada generalizada (VCG) y el coeficiente de determinación R^2 para todo el fantoma.

D.2.1. Importancia de las variables en el modelo

D.2.1.1. Modelos: lineal, cuadrático y cúbico

Lineal				Cuadrático				Cúbico			
Variables	nsc	VCG	RSC	Variables	nsc	VCG	RSC	Variables	nsc	VCG	RSC
UH	14	100.0	100.0	UH	18	100.0	100.0	UH	8	100.0	100.0
z	13	63.7	63.7	z^2	17	64.2	64.2	z^3	7	61.4	61.4
x	11	42.0	42.0	x^2	16	43.4	43.5	x	5	35.1	35.1
y	8	28.0	28.0	y	14	29.0	29.0	UH^3	3	21.4	21.4
				y^2	11	16.3	16.3				
				x	10	13.1	13.1				
				z	8	8.4	8.4				
				UH^2	6	6.2	6.2				

Tabla D.3: Importancia de las variables en los modelos junto al número de subconjuntos (nsc), validación cruzada generalizada (VCG) y la reducción de la suma de cuadrados de los residuos (RSC).

D.2.1.2. Modelos: polinomio de 4to grado, sólo términos cuadráticos y sólo términos cúbicos.

Polinomio de 4to grado				Sólo términos cuadráticos				Sólo términos cúbicos			
Variabes	nsc	VCG	RSC	Variabes	nsc	VCG	RSC	Variabes	nsc	VCG	RSC
UH	3	100.0	100.0	UH^2	14	100.0	100.0	UH^3	5	100.0	100.0
UH^4	2	27.6	27.6	z^2	11	60.2	60.2	z^3	4	48.0	48.0
				x^2	10	42.0	42.0				
				y^2	7	21.6	21.6				

Tabla D.4: Importancia de las variables en los modelos junto al número de subconjuntos (nsc), validación cruzada generalizada (VCG) y la reducción de la suma de cuadrados de los residuos (RSC).

D.2.1.3. Modelos lineal, cuadrático y cúbico únicamente en las variables UH y z

Lineal				Cuadrático				Cúbico			
Variabes	nsc	VCG	RSC	Variabes	nsc	VCG	RSC	Variabes	nsc	VCG	RSC
UH	12	100.0	100.0	UH	9	100.0	100.0	UH	12	100.0	100.0
z	11	57.9	57.9	z^2	8	57.7	57.7	z^2	8	53.4	53.4
				z	5	12.6	12.6	UH^3	8	23.8	23.8
				UH^2	2	5.8	5.8	z^3	6	22.3	22.3
								z	6	13.8	13.8
								UH^2	6	13.8	13.8

Tabla D.5: Importancia de las variables en los modelos junto al número de subconjuntos (nsc), validación cruzada generalizada (VCG) y la reducción de la suma de cuadrados de los residuos (RSC).

D.2.1.4. Modelo lineal con interacción entre las variables

Variabes	nsc	VCG	RSC
UH	20	100.0	100.0
z	19	65.2	65.2
x	17	39.5	39.5
y	14	29.9	29.9

Tabla D.6: Importancia de las variables para un modelo con interacción entre las variables junto al número de subconjuntos (nsc), validación cruzada generalizada (VCG) y la reducción de la suma de cuadrados de los residuos (RSC).