



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL  
ESTADO DE MÉXICO**

**INSTITUTO NACIONAL DE  
INVESTIGACIONES NUCLEARES**



FACULTAD DE MEDICINA

**Diferencias en el Cálculo de Dosis Absorbida  
Mediante Algoritmos Acuros XB y Analítico  
Anisotrópico Debido a Variaciones  
de Unidades Hounsfield**

**T E S I S**

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE  
MAESTRA EN FÍSICA MÉDICA

PRESENTA

***L.F.M. Anayeli Espinoza Bustamante***

Comité de Tutores: Dr. en C. Alberto Ernesto Hardy Pérez  
Dra. en C. Mariana Hernández Bojórquez  
M. en C. José de Jesús Velázquez Trejo



**TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO**

**2022**

*Este trabajo se llevó a cabo en la Dirección Médica de la división de oncología en la Unidad Médica de Alta Especialidad Hospital de Especialidades del Centro Médico Nacional, “Ignacio García Téllez” del Instituto Mexicano de Seguro Social (IMSS), en la ciudad de Mérida del estado de Yucatán en México.*

*Jamás permitas un no de la vida  
camina con seguridad y  
constante disciplina,  
resplandece en todo momento.*

EBA

# Índice

Índice .....	5
Resumen .....	7
Abstract .....	9
Abreviaturas .....	10
Índice de figuras .....	11
Índice de tablas .....	14
Capítulo 1. Introducción .....	15
Capítulo 2. Estado de arte .....	17
2.1. Precisión de los algoritmos de Eclipse™ .....	17
2.2. Pregunta de investigación .....	18
2.3. Hipótesis .....	18
2.4. Objetivos .....	19
2.4.1. Objetivo general .....	19
2.4.2. Objetivos específicos .....	19
Capítulo 3. Marco teórico .....	21
3.1. Acelerador lineal de electrones .....	22
3.2. Algoritmos de cálculo de dosis absorbida .....	23
3.2.1. Algoritmo de cálculo AAA .....	25
3.2.2. Algoritmo de cálculo Acuros XB .....	25
3.3. Detectores de radiación .....	26
3.3.1. Cámara de ionización .....	27
3.3.2. Dosimetría de luminiscencia ópticamente estimulada .....	28
3.4. Tomografía computarizada .....	29
3.4.1. El tubo de rayos X .....	30
3.4.2. Matrices de detectores .....	33
3.4.3. Reconstrucción digital de imagen en TC .....	34
Capítulo 4. Metodología .....	36
4.1. Materiales .....	36

4.2.	Adquisición de TC de los maniqués .....	37
4.3.	Diseño del maniquí de referencia .....	38
4.4.	Diseño del maniquí con heterogeneidades.....	39
4.5.	Diseño del maniquí con artefactos.....	40
4.6.	Cálculo de la dosis absorbida en el SPT .....	41
4.6.1.	Campos cuadrados .....	42
4.6.2.	Campos modulados.....	44
4.7.	Determinación de la dosis absorbida (por fotones generados por diferencia de potencia de 6 MV) .....	45
4.7.1.	Dosímetro tipo cámara de ionización .....	47
4.7.2.	Dosímetro OSL.....	49
4.8.	Análisis de resultados .....	50
Capítulo 5.	Resultados y discusión .....	52
5.1.	Resultados en campos cuadrados .....	52
5.2.	Resultados en campos modulados.....	56
Capítulo 6.	Conclusiones y trabajo futuro .....	59
Capítulo 7.	Referencias bibliográficas .....	62
Apéndice A.	Artículo de investigación y participación en congreso.....	66
Apéndice B.	Hojas de Excel de la determinación de la dosis absorbida mediante el detector tipo cámara de ionización .....	68
Apéndice C.	Calibración clínica del lector MicroSTARII™ para el haz de fotones generado por una diferencia de potencial de 6 MV .....	75
Apéndice D.	Resultados obtenidos con los detectores tipo OSL.....	76

## Resumen

En el presente trabajo se estudió las diferencias en el cálculo de la dosis absorbida mediante los algoritmos Acuros XB (AXB) y Analítico anisotrópico (AAA) del sistema de planificación de tratamiento Eclipse™ versión 16.1, debido a variaciones de valores de unidades Hounsfield (UH) asociadas a estructuras de soporte identificadas como artefactos, por la presencia de material quirúrgico de alta densidad electrónica (ADE) en imágenes de tomografía computarizada (TC).

Para lo cual se diseñaron tres maniqués denominados referencia, heterogeneidades y artefactos. A cada uno se le adquirió una TC (usando el mismo protocolo) acompañado de un detector tipo cámara de ionización (CI) y luminiscente ópticamente estimulado (OSL).

En el sistema de planeación de tratamiento (SPT) se programaron diferentes tamaños de campo y se prescribió 2 Gy, empleando un haz de fotones generados por una diferencia de potencial de 6 MV, en cada una de las TC. Posteriormente se comparó la dosis absorbida media en los volúmenes sensibles calculada por el SPT por cada uno de los algoritmos (AXB y AAA) contra la dosis absorbida determinada por la CI y los OSL en el acelerador lineal al reproducir las mismas geometrías.

En los maniqués de referencia y heterogeneidades se identifica una diferencia porcentual de la dosis absorbida determinada por los detectores y la dosis absorbida media calculada por los algoritmos menor a 2.5 %, sin embargo, para el maniqué denominado con artefactos, la diferencia porcentual resultante fue mayor o igual a 5 %, la respuesta fue similar en ambos algoritmos de cálculo del SPT.

Para este último maniqué, se identificaron los artefactos generados en cada uno de los cortes de la TC mediante estructuras de soporte en el SPT. A las estructuras identificadas se les asignaron diferentes valores de UH para poder identificar el valor para el cual la diferencia porcentual disminuye hasta valores mínimos aceptables.

Para complementar el análisis de los valores asignados de UH a las estructuras de soporte identificadas como artefactos en el maniquí, se calcularon tratamientos modulados de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y de terapia de arco volumétrico modulado (VMAT) realizando el mismo proceso en el maniquí, es decir, asignando diferentes valores de UH y analizando los valores para los cuales la diferencia porcentual disminuye hasta los valores aceptables.

De los resultados obtenidos, podemos concluir que ambos algoritmos de cálculo son sensibles ante la presencia de artefactos generados en imágenes TC, siendo necesario efectuar un análisis de los valores de UH para prescribir una dosis absorbida que cumpla con las tolerancias establecidas para cada técnica de tratamiento que generalmente se establece en  $\pm 3\%$ .

## Abstract

In the present work, the differences in the calculation of absorbed dose were studied using the Acuros XB (AXB) and Anisotropic Analytical (AAA) calculation algorithms of the Eclipse™ version 16.1 treatment planning system, due to variations in the values of Hounsfield units (UH) associated with support structures identified as artifacts, by the presence of high electronic density surgical material in computed tomography (CT) images.

For which three phantoms were called reference, heterogeneities and artifacts were designed, each one was acquired a CT (using the same protocol) accompanied by an optically stimulated luminescent (OSL) and ionization chamber (IC) type detector.

In the reference and heterogeneities phantoms, percentage differences of the measure absorbed dose compared to the calculated absorbed dose of less than 2.5 % are identified, however, for the phantom called with artifacts, the resulting percentage difference was greater than or equal to 5%, the response was similar in both SPT calculation algorithms.

For this last phantom, artifacts generated in each of the CT slices were identified by structures in the SPT. Different HU values were assigned to the identified structures in order to identify the value for which the percentage difference decreases to minimum acceptable values.

For complement the analysis of the HU values assigned to the structures identified as artifacts on the phantom, modulated intensity modulated radiotherapy (IMRT) and modulated volumetric arc therapy (VMAT) treatments were calculated, performing the same process on the phantom, that is, assigning different HU values and analyzing the values for which the percentage difference decreases to acceptable values.

From the results obtained, we can conclude that both calculation algorithms are sensitive to the presence of artifacts generated in CT images, being necessary to perform an analysis of the HU values to prescribe an absorbed dose that meets the tolerances established for each treatment technique, which is generally set to  $\pm 3$  %.



## Abreviaturas

ALE	Acelerador lineal de electrones
TC	Tomografía computarizada
3D	Tres dimensiones
UH	Unidades Hounsfield
UM	Unidades monitor
AAA	Algoritmo analítico anisotrópico
AXB	Algoritmo Acuros XB
VMAT	Terapia de arco volumétrico modulado
IMRT	Radioterapia de intensidad modulada
kV	Kilovolt
KeV	Kiloelectronvolt
Rx	Rayos X
SPT	Sistema de planeación de tratamientos
CI	Cámara de ionización
VS	Volumen sensible de la cámara de ionización, más un mm de margen
SSD	Distancia fuente superficie
PLA	Ácido poliláctico
LED	Diodo emisor de luz
ADE	Alta densidad electrónica
Px	Paciente

## Índice de figuras

Figura 3.1. Flujo de trabajo en el servicio de teleterapia con ALE.....	21
Figura 3.2. Componentes de la unidad de tratamiento y división de haz ancho haces de luz (beamlets) $\beta$ de tamaño finito. ....	24
Figura 3.3. Esquema de una cámara de ionización tipo cilíndrica. ....	27
Figura 3.4. Se ilustra la geometría general de un TC, con la distancia entre la fuente y el detector de B y la distancia de fuente a isocentro A. El tubo de Rx y la matriz de detectores se montan rígidamente en la misma plataforma giratoria. ....	30
Figura 3.5. Rango de energías efectivas de Rx, en los espectros típicos de TC para 80, 100, 120 y 140 kV. Imagen tomada de (Bushberg et al., 2012).....	30
Figura 3.6. El coeficiente de atenuación de masa para el tejido blando se muestra como una función de la energía del haz de Rx. Para la región de energía de TC (entre 40 y 60 keV de energía efectiva. Imagen tomada de (Bushberg et al., 2012).....	31
Figura 3.7. Se muestra el coeficiente de atenuación de masa para hueso, tejido y yodo en función de la energía de Rx. El coeficiente de atenuación es mucho mayor para el hueso y mayor aún para el yodo al 100%. Imagen tomada de (Bushberg et al., 2012).....	32
Figura 3.8. Conjuntos de detectores están montados en un módulo electrónico. ....	33
Figura 3.9. Imagen de TC sin prótesis (lado izquierdo) y con prótesis de ADE (lado derecho) en la que identifican artefactos. ....	35
Figura 4.1. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí de referencia en el TC, con la cámara de ionización tipo “semiflex” y un OSL.....	39
Figura 4.2. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con heterogeneidades en el TC, con la cámara de ionización tipo “semiflex” y un OSL.....	40
Figura 4.3. Lado izquierdo, placa de 2 cm de ancho con orificio relleno de cascara de huevo molido, lado derecho con tornillo quirúrgico incrustado. ....	41
Figura 4.4. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con artefactos en el TC, con la cámara de ionización tipo “semiflex” y un OSL.....	41

Figura 4.5. Se identifica en cada corte el volumen sensible de la CI y del cristal del OSL en cada TC, a cada uno se le agrega un 1mm de margen para establecer los VolEva y VolOSL respectivamente.....	42
Figura 4.6. Esquema (lado izquierdo) tamaños de campo de 3 cm x 3 cm, 5 cm x 5 cm, 8 cm x 8 cm y 10 cm x 10 cm a 100 cm de Distancia Fuente Superficie, prescripción 2 Gy al VolEva de la cámara de ionización tipo “semiflex” y OSL.....	43
Figura 4.7. Copias de TC de maniquí con artefactos, con la asignación de diferentes valores de UH.....	44
Figura 4.8. Tratamientos de IMRT y VMAT calculados sobre el maniquí con artefactos. ....	45
Figura 4.9. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí de referencia en el ALE, con CI y OSL. ....	46
Figura 4.10. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con heterogeneidades en el ALE, con CI y OSL.....	46
Figura 4.11. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con artefactos en el ALE, con CI y OSL.....	47
Figura 4.12. Foto de la posición y fijación del OSL, antes de cada irradiación. ....	49
Figura 4.13. Pantalla principal de MicroSTARii, para dar inicio al control de calidad. ....	50
Figura 5.1. Resultados en el maniquí de referencia: Diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y dosis absorbida calculada en el SPT con los algoritmos (AXB y AAA).....	52
Figura 5.2. Resultados en el maniquí con heterogeneidades: Diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y dosis absorbida calculada en el SPT con los algoritmos (AXB y AAA).....	53
Figura 5.3. Resultados en el maniquí con artefactos: Diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y dosis absorbida calculada en el SPT con los algoritmos (AXB y AAA).....	54
Figura 5.4. Resultados en el maniquí de artefactos al variar las UH en la estructura de soporte, (lado derecho) evaluando con el detector CI (lado izquierdo) con detector OSL, en ambos algoritmos.....	54

Figura 5.5. Resultados en el maniquí de artefactos, del antes y después de asignar valores de UH a la estructura identificada con presencia de artefactos, (lado derecho) evaluando con el detector CI (lado izquierdo) con detector OSL, en ambos algoritmos.....	55
Figura 5.6. Campos modulados calculados sobre el maniquí de artefactos, con ambos algoritmos y detectores.....	56
Figura 5.7. Resultados en el maniquí de artefactos al variar las UH en la estructura de soporte, evaluando con el detector CI, (lado derecho) con algoritmo de cálculo AAA (lado izquierdo) con AXB. ....	57
Figura 5.8. Resultados en el maniquí de artefactos al variar las UH en la estructura de soporte, evaluando con el detector OSL en campos modulados, (lado derecho) con el AAA y (lado izquierdo) con AXB. ....	57
Figura 5.9. Análisis de UH en diferentes cortes y planos de la TC de 10 placas de agua sólida. ...	58

## Índice de tablas

Tabla 4.1. Parámetros de adquisición de las TC, en el equipo de tomografía.....	38
Tabla 4.2. Análisis de los resultados obtenidos mediante la diferencia porcentual en cada uno los maniqués .....	50
Tabla 4.3. Análisis de los resultados obtenidos mediante la diferencia porcentual en el maniquís con artefactos.....	51

## Capítulo 1. Introducción

En los tratamientos de teleterapia, normalmente se emplean radiaciones ionizantes de fotones y/o electrones, generadas mediante un acelerador lineal, siendo su principal objetivo conseguir una distribución de dosis absorbida uniforme en el volumen blanco de tratamiento y una dosis absorbida tan baja como sea posible en los tejidos sanos circundantes, con el fin de destruir las células cancerosas y proteger las células sanas (Bentel G. C., 1995; Mayles P., 2007).

En la actualidad para el cálculo de la dosis absorbida se utilizan sistemas de planeación de tratamiento (SPT), que requieren de modalidades de imágenes. Imágenes principalmente obtenidas por tomografía computarizada (TC), que representan la anatomía interna del paciente (imágenes únicas que permiten una reconstrucción tridimensional) y proporcionan la densidad electrónica (DE) en cada píxel en cada imagen.

Lo anterior es posible debido al uso de algoritmos de cálculo que tienen como base parámetros dosimétricos en condiciones de referencia y un conjunto de factores obtenidos analíticamente que permitan exportar las condiciones básicas a cualquier situación práctica clínica. Sin embargo, si alguna de las condiciones de referencia se modifica deben ser consideradas y se deberá efectuar un análisis para mitigar su impacto dosimétrico (Venselaar, Welleweerd and Mijnheer, 2001; Delgado R. *et al.*, 2013).

En la práctica clínica algunos pacientes oncológicos con prótesis metálicas internas presentan lesiones cancerígenas muy cercanas a éstas. Dichas prótesis generalmente son diseñadas y construidas con materiales de altas densidades electrónicas (ADE) (por ejemplo, titanio, con densidad electrónica relativa al agua  $\approx 3.6$ ) (Reft *et al.*, 2003). Al tomar una imagen TC este tipo de prótesis, producen el endurecimiento del haz de rayos X empleado para la obtención de la imagen (Calzado and Geleijns, 2010).

Lo anterior provoca la generación de artefactos en los cortes cercanos al material de ADE de la TC, que en general no pueden ser corregidos por el software de reconstrucción de imágenes diseñadas para equipos TC. Dicha corrección es necesaria para que en el SPT pueda ejecutar un

cálculo más preciso de la dosis absorbida en los tratamientos de radioterapia (Drosoula *et al.*, 2017).

Actualmente el profesionalista físico médico, es el responsable de la elaboración y control de calidad el plan de tratamiento de teleterapia, en el caso descrito, asigna valores de UH a las áreas identificadas con presencia de artefactos a partir de un juicio práctico. Dicha asignación de UH, se realiza identificando en cada corte de la TC una o varias estructuras de soporte, que representan el área con artefactos en las regiones circundantes a la prótesis y posteriormente le asigna un valor promediado de valores considerados libres de artefactos identificados como valores reales. En otros casos se considera la asignación de valores de referencia establecidos y reportados en la literatura (Pawałowski B., 2022; Gergely K. D., 2018). Por tanto, en la práctica clínica no se cuenta con un método establecido para el manejo de artefactos en imágenes de tomografía.

Por lo antes descrito, resulta conveniente y necesario analizar las regiones identificadas como artefactos generados por la presencia de prótesis metálicas (cuando existan) en las imágenes de TC. Además, incluir una metodología para cada uno de los algoritmos de cálculo presentes. Todo con el fin seleccionar la opción que represente la determinación de dosis absorbida final con las mejores métricas que cumplan con el objetivo principal de la radioterapia.

Así entonces, en el presente trabajo se efectúa un análisis dosimétrico en relación con la diferencias en el cálculo de la dosis absorbida mediante algoritmos Acuros XB (AXB) y analítico anisotrópico (AAA), debida a Variaciones de Unidades Hounsfield en presencia de artefactos en imágenes TC generados por prótesis fabricadas con materiales de ADE.

## Capítulo 2. Estado de arte

En este capítulo se presenta una descripción de la precisión de los algoritmos Acuros XB y AAA empleados para modelado de haces de fotones de Eclipse™, así, como algunos resultados sobre su respuesta ante imágenes TC en presencia de materiales de ADE. Además, se formula la pregunta de investigación, la hipótesis y los objetivos del presente estudio.

### 2.1. Precisión de los algoritmos de Eclipse™

Actualmente los SPT son capaces de calcular distribuciones de dosis absorbida sobre las imágenes adquiridas de un paciente oncológico (generalmente de TC), ya que, directamente sobre el paciente no es fácil, entonces, la cuantificación de la distribución de dosis absorbida se hace mediante modelos de cálculo de los haces de radiación ionizante (fotones o electrones) que en el caso particular de la radioterapia provienen de un ALE debidamente caracterizados.

La precisión de los algoritmos de cálculo de dosis absorbida en el SPT, generalmente se cuantifica en términos del índice gamma, comparando los datos medidos con los resultados de cálculo de dosis absorbida, obtenida bajo las mismas condiciones geométricas y mismos valores de unidades monitor (UM)(Hussein, Clark and Nisbet, 2017).

El algoritmo AAA resuelve el cálculo de dosis absorbida mediante el método de convolución, anisotrópicamente en la heterogeneidad mediante el uso de la escala basada en la densidad electrónica de los núcleos en agua (Fogliata *et al.*, 2006).

Mientras que para el algoritmo Acuros XB se debe conocer la sección transversal macroscópica de cada elemento o vóxel, es decir, se requiere la densidad de masa y tipo de material en cada vóxel de la cuadrícula de la imagen de TC. Para densidades más altas (por ejemplo, prótesis metálicas), se debe extender la curva de calibración para que incluya el material de mayor densidad que sea necesario usar (Fogliata *et al.*, 2011).

Debido a que la curva de materiales de calibración de TC puede ser seleccionada (personalizada) dependiendo de las diferentes densidades identificados, se han realizado estudios sobre el



impacto dosimétrico en diferentes heterogeneidades, como en aire, encontrado diferencias poco significativas en el cálculo entre ambos algoritmos de la dosis absorbida, así como la precisión de la dosis absorbida cerca y dentro de elementos metálicos, encontrando un impacto significativo (Zifodya, Challens and Hsieh, 2016; Gergely Kovacs *et al.*, 2018; Çakir and Akgün, 2019).

Además, se ha reportado el impacto dosimétrico sobre los métodos de conversión de las UH a densidades electrónicas. En cada uno de los algoritmos se puede dar lugar a imprecisiones en la administración de la dosis absorbida. Se ha reportado que el uso de un valor de UH en la TC estimado, puede mejorar el cálculo de la dosis absorbida en ambos algoritmos, lo que sugiere que la elección de un valor puede impactar en el cálculo final (Reft *et al.*, 2003).

Entonces resulta conveniente considerar las variaciones en presencia de artefactos generados por materiales de altas densidades que no puedan ser resueltos en el procesamiento de imágenes de los equipos de TC y que deben ser empleadas en tratamientos de teleterapia (Zifodya, Challens and Hsieh, 2016; Pawałowski B., 2022).

## 2.2. Pregunta de investigación

¿Cuáles son las diferencias en el cálculo de la dosis absorbida, generadas por el sistema de planeación Eclipse<sup>TM</sup> al usar algoritmos de cálculo, Acuros XB y Analítico Anisótropico, debido a variaciones de valores de UH generadas por estructuras de soporte identificadas como artefactos causados por la presencia de prótesis fabricadas con material de alta densidad electrónica en imágenes TC de pacientes candidatos a teleterapia con ALE?

## 2.3. Hipótesis

Las variaciones de valores de UH asignadas a estructuras de soporte identificadas como artefactos generados por la presencia de prótesis fabricadas con material de alta densidad electrónica en imágenes TC, generan diferencias significativas en el cálculo de la dosis absorbida afectando la exactitud de la dosis absorbida prescrita al volumen blanco de tratamiento y órganos de riesgo en pacientes de candidatos a teleterapia con ALE.

## 2.4. Objetivos

### 2.4.1. Objetivo general

Establecer las diferencias en el cálculo de la dosis absorbida, generadas por el sistema de planeación Eclipse™ al usar algoritmos de cálculo, Acuros XB y AAA, debido a variaciones de valores de UH generadas por estructuras identificadas como artefactos causados por la presencia de prótesis fabricadas con material de alta densidad electrónica en imágenes TC de pacientes candidatos a teleterapia con ALE.

### 2.4.2. Objetivos específicos

- Diseñar tres maniqués que reproducirán condiciones de referencia, de heterogeneidad y de artefactos similares a densidades anatómicas a pacientes con prótesis metálicas, empleando materiales accesibles en los departamentos de teleterapia.
- Configurar campos abiertos de diferentes tamaños en el SPT y calcular la dosis absorbida sobre cada una de las imágenes de TC de los maniqués con cada uno de los algoritmos de cálculo (AXB y AAA), registrar la dosis adsorbida media resultante en el volumen sensible de la CI y del cristal del OSL.
- Reproducir en el ALE las geometrías programadas en el SPT de los diferentes tamaños de campo abiertos para cada uno de los maniqués configurados con los detectores, obtener todos los parámetros necesarios para la determinación de la dosis absorbida mediante el detector CI y escanear (obtener la lectura de la dosis absorbida) cada uno de los OSL irradiados.
- Comparar la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores tipo (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada por los algoritmos (AXB y AAA) para los diferentes tamaños de campo abiertos.

- Identificar mediante estructuras de soporte las regiones afectadas con artefactos en cada uno de los cortes de la TC del maniquí de artefactos, asignarles diferentes valores de UH y posteriormente calcular para cada algoritmo (AXB y AAA).
- Comparar la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores tipo (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada por los algoritmos (AXB y AAA) en campos cuadrados en cada una de las TC a las que se les asignaron diferentes valores de UH e identificar el valor de las UH asignado a la estructura de soporte para el cual el resultado se acerca a cero.
- Configurar campos modulados (IMRT y VMAT) en el SPT y calcular la dosis absorbida sobre cada una de las imágenes de TC del maniquí de artefactos a la cual se les asignaron diferentes valores de UH con cada uno de los algoritmos de cálculo AXB y AAA, registrar la dosis adsorbida media resultante en el volumen sensible de la CI y del cristal del OSL.
- Reproducir en el ALE las geometrías programadas en el SPT de campos modulados (IMRT y VMAT) sobre el maniquí de artefactos con los detectores, obtener todos los parámetros necesarios para la determinación de la dosis absorbida mediante el detector CI y escanear (obtener la lectura de la dosis absorbida) cada uno de los OSL irradiados.
- Comparar la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores tipo (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada por los algoritmos (AXB y AAA) en campos modulados (IMRT y VMAT) en cada una de las TC a las que se les asignaron diferentes valores de UH e identificar el valor de las UH asignado a la estructura de soporte para el cual el resultado se acerca a cero.

### Capítulo 3. Marco teórico

La radioterapia es una técnica de tratamiento contra el cáncer, mediante el uso de radiación ionizante. Dependiendo de la distancia a la cual se coloque la fuente de radiación ionizante se clasifica en braquiterapia y teleterapia. En la braquiterapia la fuente de radiación de energía ionizante se encuentra cerca o incluso dentro del paciente y en la técnica de teleterapia la fuente se encuentra lejos del paciente (Bentel, 1995).

Para los tratamientos de teleterapia, uno de los equipos empleados son los aceleradores lineales los cuales fueron diseñados para generar fotones o electrones de diferentes energías; para los fotones en el rango de la energía es de 6 MV a 18 MV y para electrones de 4 MeV a 18 MeV (Khan and Gibbons, 2014).

En los servicios de teleterapia generalmente se establece un flujo de trabajo ejecutado por diferentes profesionistas, que se puede resumir de las siguientes etapas:

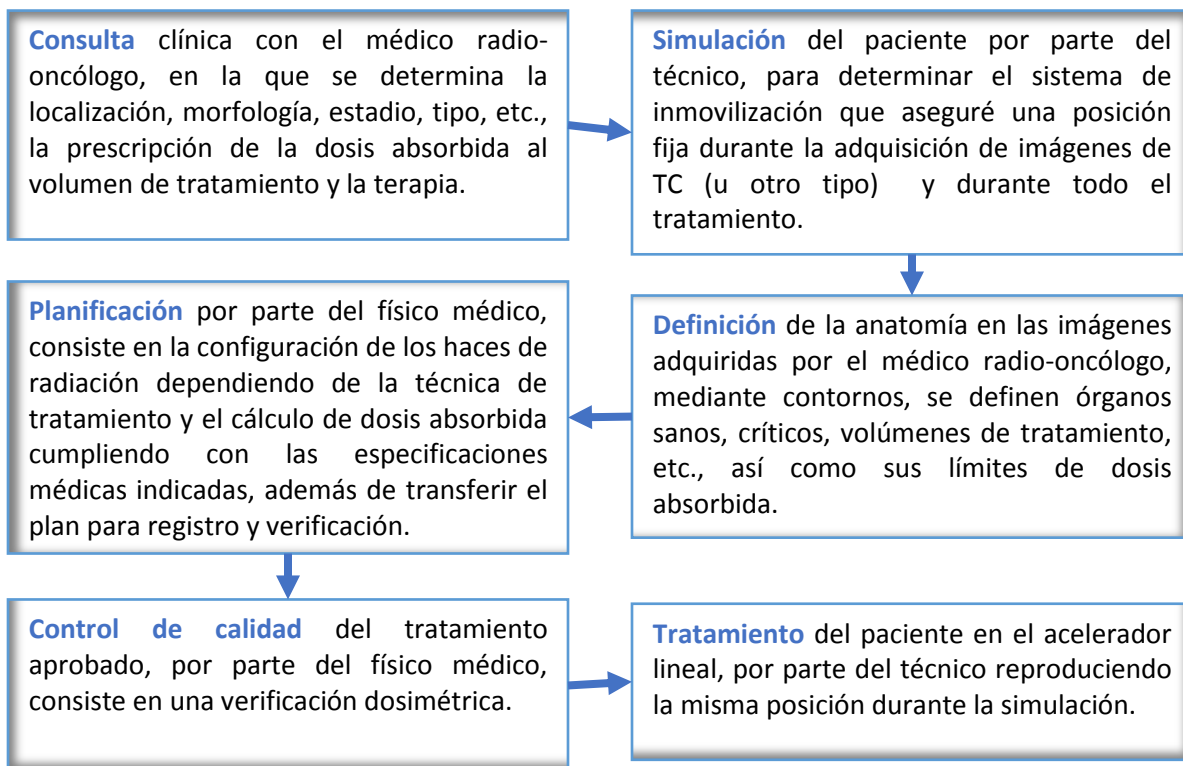


Figura 3.1. Flujo de trabajo en el servicio de teleterapia con ALE.

Actualmente en los tratamientos de teleterapia con energía de fotones generados por la diferencia de potencial de 6 MV, se pueden configurar diferentes técnicas de tratamiento en el SPT y que pueden ser ejecutadas por el ALE, entre las cuales podemos mencionar (Mayles, Nahum and Rosenwald, 2007):

- IMRT es una modalidad de alta precisión en la que se emplean haces de radiación a diferentes ángulos fijos del gantry alrededor del paciente, mientras se modula la intensidad del haz mediante el movimiento continuo del colimador multihojas, así la dosis absorbida se va depositando de forma precisa moldeándose y adaptándose a la forma de los volúmenes de tratamiento (la tasa de dosis es variable).
- VMAT es una técnica de tratamiento en la que, a diferencia de la IMRT, los campos no tienen posiciones fijas, sino que se realiza mediante uno o varios giros continuos (de velocidad variable) del gantry alrededor del paciente, mientras se modula la intensidad del haz mediante el movimiento continuo del colimador multihojas (la tasa de dosis es variable).

Debido a la complejidad de las técnicas de radioterapia, que actualmente pueden ser ejecutadas por los aceleradores lineales, resulta de suma importancia medir la precisión en la determinación de la dosis absorbida, que se define como la energía media impartida por la radiación ionizante por unidad de masa, la calidad de las imágenes empleadas para el mismo cálculo de dosis y los detectores empleados para la verificación, por lo que, en las siguientes secciones de este capítulo, se describe de manera general su principal funcionamiento.

### 3.1. Acelerador lineal de electrones

Un acelerador lineal es un dispositivo utilizado para acelerar partículas atómicas y subatómicas a altas velocidades. Utilizan campos magnéticos y eléctricos que permiten acelerar y enfocar partículas cargadas. Los campos eléctricos y magnéticos ejercen fuerzas solo sobre las partículas cargadas tales como los iones, núcleos de átomos, protones y electrones (Hernández V. A., 2012).

Los componentes básicos de un acelerador lineal de electrones son:

- Gabinete del Modulador, contiene los componentes que transforman la electricidad en la tensión necesaria para el funcionamiento, por ejemplo, las fuentes de alimentación, los controles de arranque Inicial, disyuntores, etc.
- Soporte de la unidad, sostiene al Gantry, contiene los componentes que producen niveles elevados de energía de radiofrecuencia necesaria para generar el haz.
- El Gantry contiene los dispositivos para acelerar las partículas (guía de onda), dirigir y conformar el haz de radiación.
- Camilla de tratamiento motorizada, permite el posicionamiento preciso del paciente para realizar procedimientos, la cubierta de la camilla permite acoplar toda una gama de accesorios de inmovilización que encajan en su lugar.
- Estación de trabajo contiene el software y el gabinete electrónico. Ambos son la interfaz entre la estación de trabajo y el resto del sistema del acelerador.

### 3.2. Algoritmos de cálculo de dosis absorbida

Generalmente el cálculo de la distribución de dosis absorbida en radioterapia, se realiza en puntos de una matriz de cálculo tridimensional, teniendo en cuenta todos los parámetros que caracterizan el haz de radiación a la salida del AL, incluidos todos los modificadores que se hayan introducido y las características de los tejidos que atraviesa el haz en el paciente (Delgado R. *et al.*, 2013).

El sistema de planificación de tratamientos (SPT) Eclipse, generalmente emplea dos algoritmos de cálculo el Acuros XB y AAA con las siguientes opciones: resolución de cálculo, corrección de heterogeneidad, normalización de campos, resolución angular en cálculos de arco conformal y VMAT, modo de informe de dosis absorbida (solo Acuros XB), cálculo de la dosis y material de alta densidad automático (solo Acuros XB).

Ambos algoritmos, utilizan un modelo de fuente múltiple para el haz clínico de fotones, que considera las siguientes componentes: fluencia de energía de fotones primarios, fluencia de energía fotones extrafocales, fluencia de electrones contaminantes y fotones dispersados. Al configurar Acuros XB, los datos de haz configurados para AAA se pueden importar y reconfigurar con el programa de configuración de Acuros XB y viceversa (Breitman *et al.*, 2007; Fogliata A., 2011)

También se considera que el haz clínico, se divide en haces de luz (beamlets)  $\beta$  de tamaño finito, como se ilustra en la Figura 3.2. Para el cálculo de la distribución volumétrica de la dosis absorbida, el volumen del cuerpo del paciente se divide en una matriz de vóxeles de cálculo 3D según la cuadrícula de cálculo seleccionada. La geometría de la cuadrícula de vóxeles de cálculo es divergente, lo que alinea el sistema de coordenadas con las líneas de abanico del haz. Cada vóxel de cálculo está asociado con la densidad electrónica media  $\rho$  que se calcula a partir de las imágenes de TC del paciente de acuerdo con una curva de calibración especificada por el usuario para cada algoritmo (Delgado R. *et al.*, 2013).

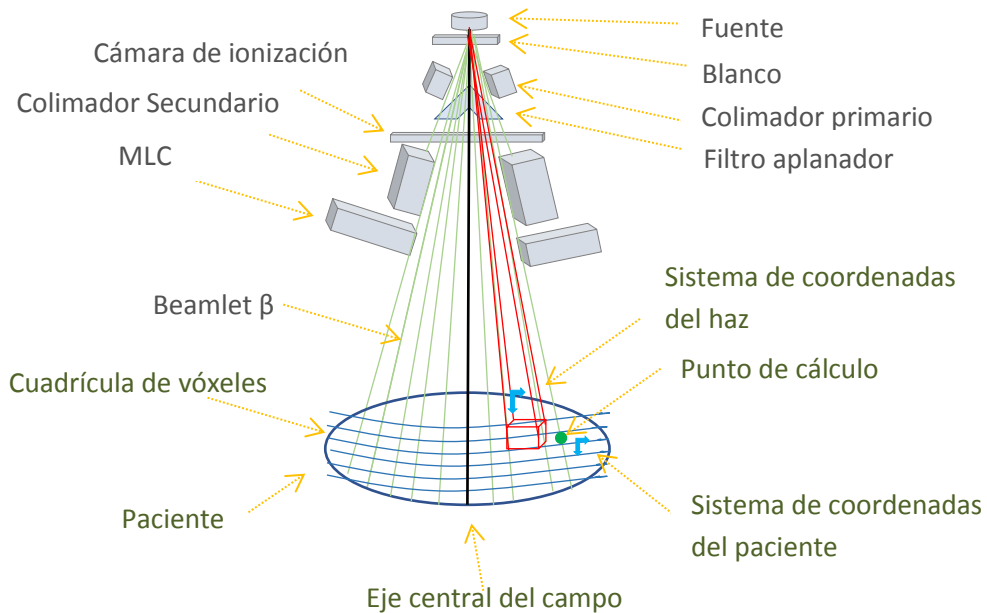


Figura 3.2. Componentes de la unidad de tratamiento y división de haz ancho haces de luz (beamlets)  $\beta$  de tamaño finito.

### 3.2.1. Algoritmo de cálculo AAA

El AAA es un algoritmo de convolución-superposición de haz clínico, que utiliza modelos separados derivados de Monte Carlo para cada componente del modelo de fuente. Explica, anisotrópicamente la heterogeneidad del tejido en toda la vecindad tridimensional de un sitio de interacción, mediante el uso de núcleos de dispersión de fotones en múltiples direcciones laterales.

La energía absorbida  $E(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})$  en un punto de cálculo arbitrario en el paciente se obtiene mediante una superposición de las contribuciones de energía separadas de los fotones primarios ( $ph1$ ), fotones extrafocales ( $ph2$ ) y electrones contaminantes de todos los haces, tal como se expresa en la Ecuación 3.1, donde  $\beta$  indica cada uno de los beamlets que componen al haz (Ulmer W., 2003).

$$E(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}) = \sum_{\beta} E_{ph1,\beta}(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}) + E_{ph2,\beta}(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})E_{cont,\beta}(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}) \quad . \quad (3.1)$$

A partir de la distribución de energía absorbida se puede obtener la dosis absorbida, tal como vemos en la Ecuación 3.2 donde  $c$  es una constante de conversión de unidades de  $J/m^3$  a  $Gy$ ,  $\rho$  es la densidad electrónica del medio y  $\rho_{water}$  es la densidad electrónica del agua (Esch *et al.*, 2006).

$$D(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}) = cE(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z}) * \frac{\rho_{water}}{\rho(\hat{x}, \hat{y}, \hat{z})} \quad . \quad (3.2)$$

### 3.2.2. Algoritmo de cálculo Acuros XB

El algoritmo AXB, se enfoca en la solución de la determinación de la dosis absorbida en heterogeneidades introducidas por materiales como el pulmón, el aire, el hueso e implantes y lo hace a través de la solución a la ecuación de Transporte Lineal de Boltzmann (LBTE). Dicha ecuación, que describe el comportamiento macroscópico de las partículas de radiación (neutrones, rayos gamma, electrones, etc.) a medida que viajan e interactúan con la materia (Vassiliev *et al.*, 2010).



El cálculo de la dosis absorbida de Acuros XB se realiza de acuerdo con los siguientes pasos: creación del mapa del material físico, transportar los componentes del modelo de fuente de haz de fotones (fuente de fotones primaria, fuente de fotones secundaria y fuente de contaminación de electrones) al paciente, transporte de la fluencia de fotones dispersados en el paciente, transporte de la fluencia de electrones en el paciente, y cálculo de dosis.

Una vez resuelta la fluencia angular del electrón para todos los grupos de energía, la dosis absorbida en cualquier vóxel de rejilla de salida,  $i$  del problema se obtiene a través de la Ecuación 3.3, donde  $D_i$  es la dosis absorbida en el vóxel  $i$ ,  $\sigma_{ED}^e$  es la secciones transversales macroscópica de deposición de energía de electrones en unidades de  $MeV/cm$ ,  $\rho$  la densidad del material en  $g/cm^3$  (Fogliata A., 2011).

$$D_i = \int_0^\infty dE \int_{4\pi} d\hat{\Omega} \frac{\sigma_{ED}^e(\vec{r}, E)}{\rho(\vec{r})} \Psi^e(\vec{r}, E, \hat{\Omega}) \quad . \quad (3.3)$$

Cuando se calcula la dosis absorbida en el medio,  $\sigma_{ED}^e$  y  $\rho$  se basan en las propiedades del material del vóxel de la rejilla de salida  $i$ . Cuando se calcula la dosis absorbida en el agua  $\sigma_{ED}^e$  y  $\rho$  se basan en la densidad del agua (Andreo, 1991).

### 3.3. Detectores de radiación

Los detectores de radiación ionizante empleados en radioterapia, generalmente son detectores que obtienen una señal a partir de la carga producida por la ionización del medio la cual se mide (se recolecta) mediante un electrómetro conectado al detector (Khan and Gibbons, 2014).

Al aplicar un determinado factor de calibración específico del detector (por ejemplo, en  $Gy/C$ ) emitido por un laboratorio primario o secundario, la señal del detector se relaciona con un valor de dosis de radiación. Se pueden utilizar factores de corrección adicionales según las características del detector y la calidad del haz.

Hay disponible una amplia variedad de tipos de detectores con diferentes diseños para medir la intensidad de la radiación ionizante. La detección de radiación con fines dosimétricos en el campo médico de la radiología diagnóstica, la radioterapia y la medicina nuclear se basa principalmente en tres principios de medición, realizados por tres tipos de detectores diferentes: la cámara de ionización, el detector de semiconductores y el detector de diamantes (IAEA, 2005).

### 3.3.1. Cámara de ionización

La cámara de ionización (CI), es uno de los dosímetros más empleados para la medición precisa de la dosis absorbida en el área de radioterapia. En particular la cámara tipo cilíndricas constan principalmente de una zona sensible (que es la cámara) y de un tallo, ver Figura 3.3.

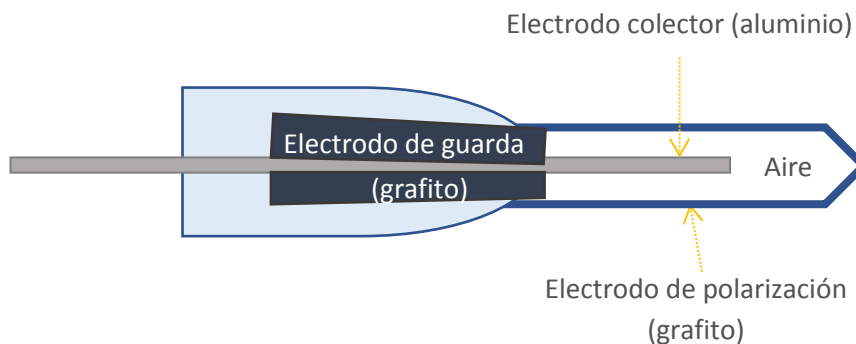


Figura 3.3. Esquema de una cámara de ionización tipo cilíndrica.

El volumen de aire sensible o cavidad está definido por tres electrodos:

- Electrodo de polarización o externo que se encuentra conectado directamente a uno de los polos de la tensión de polarización.
- Electrodo de colección, conectado a tierra a través de un circuito de baja impedancia, y que recoge la carga creada en la cavidad de aire.
- Electrodo de guarda, conectado directamente a tierra, tiene como finalidad definir el volumen sensible de la cámara e impedir que el electrodo colector recoja las corrientes de fuga que se pueden crear fuera de la cavidad de la cámara.

La cavidad está rellena de aire y la carga recolectada, se debe a la ionización de las moléculas de aire por los electrones de alta energía producidos por efecto fotoeléctrico, Compton o producción de pares, en la pared de la cámara o en el maniquí.

Se llama tallo a aquella zona de las cámaras de ionización por donde pasan los cables, tanto de recolección de señal como de polarización. Los volúmenes de gas (aire) varían de  $0.01 \text{ cm}^3$  a  $10000 \text{ cm}^3$ . Las corrientes correspondientes pueden estar entre  $10^{-14} \text{ A}$  y  $10^{-7} \text{ A}$  (Fernández-Varea *et al.*, 2011).

### 3.3.2. Dosimetría de luminiscencia ópticamente estimulada

En la dosimetría de luminiscencia ópticamente estimulada, se utilizan materiales semiconductores, cuya estructura ha sido modificada al agregar impurezas que funcionan como “trampas”, las cuales se representan como niveles de energía en el espacio de región de banda entre la banda de valencia y la banda de conducción, llamadas bandas prohibidas (Akselrod, Botter-Jensen and McKeever, 2007).

Entonces, cuando la radiación ionizante interactúa con el material semiconductor, los electrones en la banda de valencia adquieren suficiente energía de forma que pueden saltar a la banda de conducción, en donde eventualmente serán capturados en la banda prohibida. Algunos de estos electrones atrapados permanecerán en esa condición hasta que sean liberados a la banda de conducción después de la aplicación de energía en la forma de estimulación óptica (Jursinic, 2007; Yukihiro and McKeever, 2011).

Una vez que estos electrones liberados pierden su energía, algunos interactuarán con los centros de luminiscencia dentro del cristal, resultando en la emisión de luz visible. Por lo general, el número de fotones de luz emitidos será proporcional al número de electrones liberados de la banda prohibida, que a su vez es proporcional a la cantidad de energía de radiación ionizante originalmente depositada en el material. Esta proporcionalidad entre la dosis de radiación absorbida y la salida de luz es la que permite el uso de este tipo de material en los detectores o dosímetros de radiación pasiva (Jursinic, 2007).

El óxido de aluminio ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ), es un cristal cerámico de alta pureza fabricado a partir de corindón o bauxita natural. Los dosímetros Landauer utilizan una presentación de óxido de aluminio en polvo modificado con la adición de carbono durante el proceso de fabricación. Los cristales de óxido de aluminio puro ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ ) se funden y se agrega el dopante de carbono, se recristaliza el producto y posteriormente se tritura para obtener un polvo fino, resultando finalmente en el óxido de aluminio dopado con carbono o  $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$  (Akselrod, Botter-Jensen and McKeever, 2007).

El lector Micro STARii<sup>TM</sup> cuenta con un motor óptico, que utiliza un diodo emisor de luz de alta potencia y tecnología de Luminiscencia Ópticamente Estimulada Pulsada (P-OSL) para lograr una mejor separación de la simulación óptica del espectro (región verde:  $\lambda = 532 \text{ nm}$ ) y el espectro de emisión luminosa (región azul:  $\lambda = 420 \text{ nm}$ ), resultando en una señal superior en cuanto a desempeño con interferencia y sensibilidad en comparación con métodos por Luminiscencia Ópticamente Estimulada de Onda Continua (CW-OSL), los cuales dependen únicamente en la separación óptica para lograr la separación (MicroStarii, 2014).

### 3.4. Tomografía computarizada

La determinación de la dosis se realiza sobre imágenes adquiridas por equipos de tomografía, por tal motivo se presentan a continuación sus principales características.

Las principales componentes de un equipo TC, son el tubo de rayos X (Rx) y un arreglo de detectores de Rx, los cuales se mueven simultáneamente alrededor del isocentro. En la Figura 3.4, se representa la geometría general del TC con una distancia B entre la fuente de Rx y el detector, A es la distancia de la fuente al isocentro, el campo de visión (FOV) (Field of view, por sus siglas en inglés) máximo se define por la extensión física de las matrices de detectores curvos (Hendee W. R., 2002).

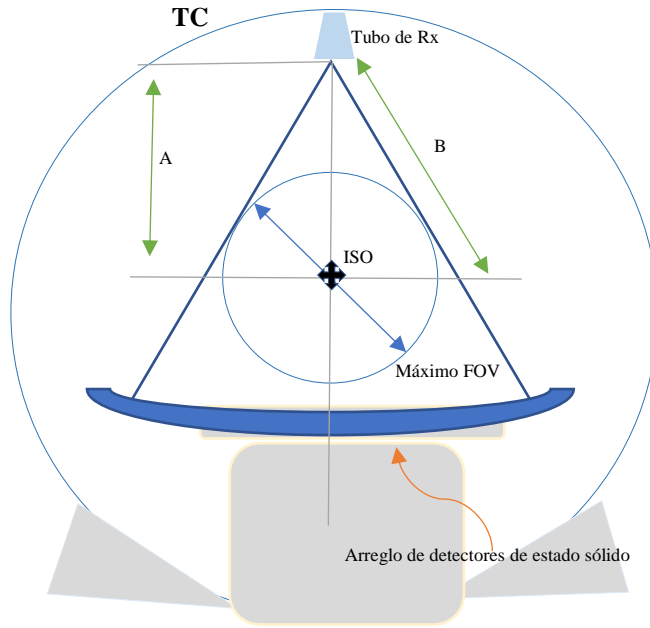


Figura 3.4. Se ilustra la geometría general de un TC, con la distancia entre la fuente y el detector de B y la distancia de fuente a isocentro A. El tubo de Rx y la matriz de detectores se montan rígidamente en la misma plataforma giratoria.

### 3.4.1. El tubo de rayos X

El tubo de Rx para un equipo de TC, se encuentra localizado en el gantry que es la parte móvil, cubierto por una carcasa grande que los rodea para evitar lesiones mecánicas a los pacientes. El rango de voltaje del tubo en TC depende del proveedor, sin embargo, los espectros de 80, 100, 120 y 140 kV son los más empleados. En la Figura 3.5, se representa la energía efectiva del espectro de 80 kV que es de aproximadamente 40 keV, mientras que la del espectro de 140 kV es de 60 keV (Wang, Yu and De Man, 2008).

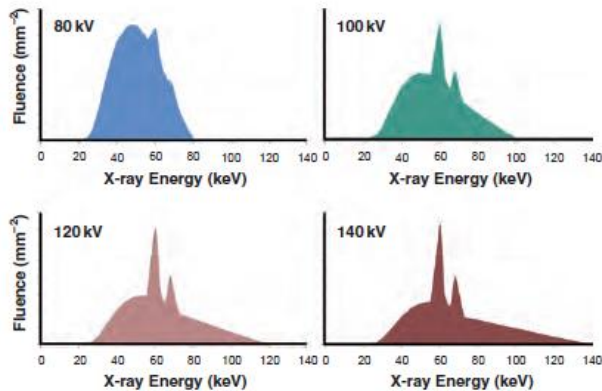


Figura 3.5. Rango de energías efectivas de Rx, en los espectros típicos de TC para 80, 100, 120 y 140 kV. Imagen tomada de (Bushberg *et al.*, 2012).

El rango de energías efectivas de Rx en los espectros típicos de TC se muestra en la Figura 3.6, superpuesto a los coeficientes de atenuación de masa para tejidos blandos.

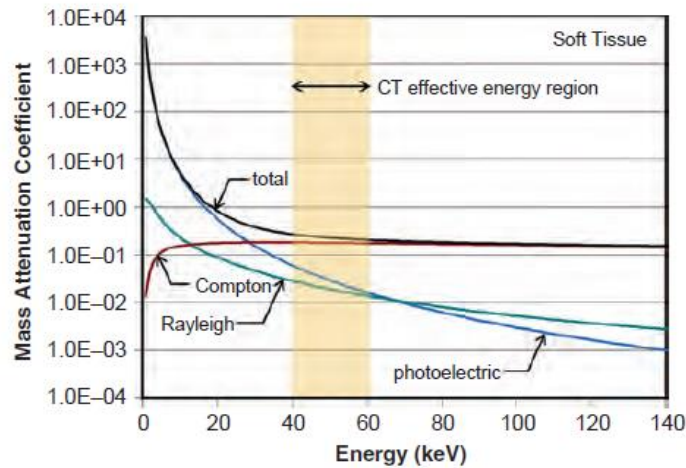


Figura 3.6. El coeficiente de atenuación de masa para el tejido blando se muestra como una función de la energía del haz de Rx. Para la región de energía de TC (entre 40 y 60 keV de energía efectiva. Imagen tomada de (Bushberg *et al.*, 2012).

En esta región (de 40 a 60 keV) se identifica en la Figura 3.6, que la dispersión de Rayleigh tiene la probabilidad de interacción más baja y la interacción de dispersión de Compton tiene la probabilidad de interacción más alta, y es casi diez veces más probable que el efecto fotoeléctrico en el tejido blando. En los tejidos blandos, la imagen de TC muestra las propiedades físicas para las que la dispersión de Compton depende más de la densidad de electrones (Bushberg *et al.*, 2012).

Por lo tanto, para el tejido blando, la imagen de TC es esencialmente un mapa del parámetro que afecta principalmente a la densidad de electrones de la sección transversal de dispersión de Compton. Tenemos que el coeficiente de atenuación lineal de dispersión de Compton es proporcional a:

$$\mu_{compton} \sim \rho N \frac{Z}{A} \quad . \quad (3.4)$$

En donde,  $\mu_{compton}$  es el coeficiente de atenuación lineal para la interacción de dispersión de Compton,  $\rho$  es la densidad de masa del tejido en un vóxel,  $N$  es el número de Avogadro  $6.023 \times 10^{23}$ ,  $Z$  es el número atómico y  $A$  es el número de masa atómica (Khan and Gibbons, 2014).

En la Figura 3.7, se muestran las características de atenuación de los tejidos blandos superpuesta con tejido óseo y con yodo, indicando una mayor proporción de interacciones fotoeléctricas (en relación con interacción Compton) en el hueso y el yodo debido a su mayor  $Z$ , los coeficientes de atenuación de masa general son mayores (Bushberg *et al.*, 2012).

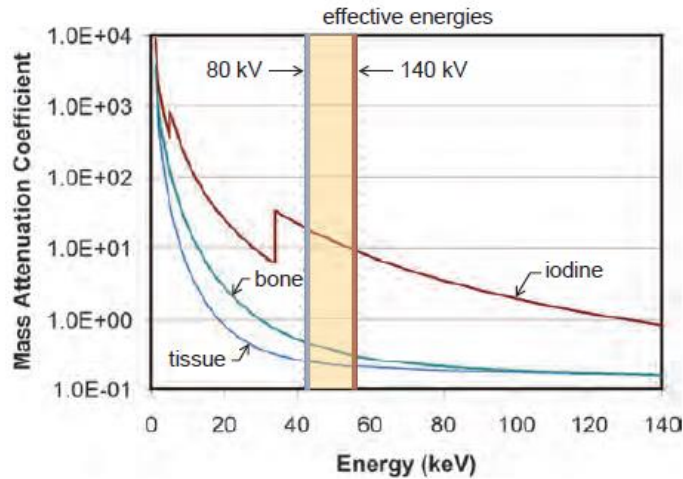


Figura 3.7. Se muestra el coeficiente de atenuación de masa para hueso, tejido y yodo en función de la energía de Rx. El coeficiente de atenuación es mucho mayor para el hueso y mayor aún para el yodo al 100%. Imagen tomada de (Bushberg *et al.*, 2012).

El coeficiente de atenuación de masa se define en la densidad unitaria, y la mayor densidad del hueso ( $\rho \approx 2$  a  $3$ ) en relación con el tejido blando aumenta aún más el coeficiente lineal de atenuación  $\mu$  (el coeficiente de atenuación lineal  $\mu$  es el producto del coeficiente de atenuación de masa  $[\mu/\rho]$  y densidad  $\rho$ ). Por lo tanto, está claro en la Figura 3.7, que el hueso y el yodo puro tienen valores de  $\mu$  mayores que los tejidos blandos, el agua o el tejido adiposo (Bushberg *et al.*, 2012).

La escala de grises en las imágenes de TC es un valor cuantitativamente significativo, a diferencia de cualquier otra modalidad de imagen clínica utilizada en la actualidad. Los valores de la escala de grises en TC se denominan unidades Hounsfield (HU), en honor a Sir Godfrey Hounsfield, quien fue uno de los principales innovadores de la tecnología TC en sus inicios.

$$HU(x, y, z) = 1000 \frac{\mu(x, y, z) - \mu_w}{\mu_w} \quad . \quad (3.5)$$

Donde  $\mu(x, y, z)$  es el coeficiente de atenuación lineal promedio para un elemento de volumen vóxel de tejido en el paciente en la ubicación  $(x, y, z)$ .  $HU(x, y, z)$  representa las imágenes TC en escala de grises en las mismas coordenadas espaciales  $(x, y, z)$ , y  $\mu_w$  es el coeficiente de atenuación lineal del agua para el espectro de rayos X utilizado (Thomas S. J, 1999).

En todos los voltajes del tubo de rayos X,  $HU_{agua} \equiv 0$  y  $HU_{aire} \equiv -1000$ , sin embargo, debido a la atenuación dependiente de la energía, los valores de HU de los tejidos adiposo y blando cambiarán ligeramente con diferentes voltajes del tubo (Bushberg *et al.*, 2012).

### 3.4.2. Matrices de detectores

La mayoría de los equipos de TC, se emplean detectores de estado sólido indirectos (centelladores), compuestos de cristales de tierras raras como  $Gd_2O_2S$  (Oxisulfuro de gadolinio) empaquetados en un aglutinante que mantiene unida la pantalla, formando matrices de detectores de, por ejemplo,  $64 \times 64$  detectores.

En la fabricación se incluye un fotodiodo en contacto con el detector. El módulo detector se asienta sobre una pila más grande de módulos electrónicos, que proporcionan energía a la matriz de detectores y reciben las señales electrónicas de cada fotodiodo como se muestra en la Figura 3.8, (Dance *et al.*, 2014).

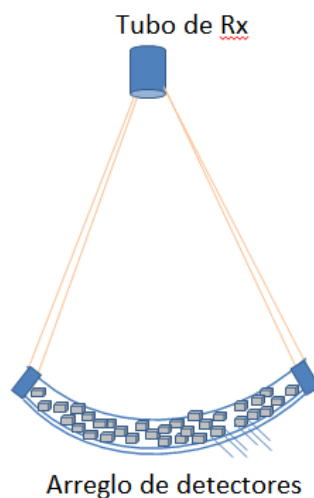


Figura 3.8. Conjuntos de detectores están montados en un módulo electrónico.



El módulo electrónico tiene canales de ganancia para cada detector en el módulo y también contiene el convertidor de analógico al digital, que convierte la señal electrónica amplificada en un número digital (Calzado and Geleijns, 2010).

### 3.4.3. Reconstrucción digital de imagen en TC

Durante el proceso de escaneo en el TC, se produce la imagen por la atenuación del haz de Rx. El paciente absorbe la radiación en cantidades variables dependiendo de sus interacciones con los distintos tejidos (óseo, musculo, grasa, etc.), proceso verificado también en diferentes maniqués (Amini, Akhlaghi and Sarbakhsh, 2018).

La radiación de salida es recolectada por la matriz de detectores que posteriormente es transmitida a la computadora para su procesamiento, proceso denominado reconstrucción de imágenes de TC. El software de computadora, ejecuta el procedimiento de reconstrucción de imágenes, es decir, procesa los datos (Nuyts J., 1998).

Se pueden identificar dos métodos para reconstruir imágenes los cuales son los métodos algebraicos y los métodos analíticos. Los algebraicos generalmente consisten en el planteamiento de un sistema de ecuaciones, pero debido a su bajo rendimiento computacional actualmente no son empleados en equipos de TC.

Los métodos analíticos son más eficientes, debido a que realizan operaciones sobre funciones en un espacio continuo y sólo en la etapa final se traducen en valores discretos de las variables. Cuanto mayor sea la matriz, mayor será la resolución y por lo tanto la calidad de la imagen (Pifarré Martínez *et al.*, 2012).

Los Rx que pasan a través de una gran cantidad de tejido denso, el alto grado de atenuación hace que el espectro de Rx se endurezca. Un espectro de Rx "duro" se refiere a uno con energías de Rx promedio más altas, y un espectro "suave" tiene energías de Rx promedio más bajas. Debido a que la presencia de estructuras densas, como los huesos en la trayectoria de los Rx, hace que las energías más bajas en el espectro de Rx se atenúen preferentemente en comparación con los fotones de energía más altos.

Entonces el haz sufre un desplazamiento hacia arriba en energía de Rx promedio a medida que pasa a través de mayores espesores de hueso (Khan and Gibbons, 2014). En equipos de TC, para reducir los artefactos causados por el endurecimiento del haz, el haz de Rx se endurece previamente con espesores significativos de filtración añadida (hasta 10 mm de aluminio). Sin embargo, pueden ocurrir artefactos de endurecimiento del haz, especialmente cuando existen objetos densos como huesos o implantes metálicos (Sartori *et al.*, 2015).

Es posible utilizar un método de reconstrucción de dos pasos que puede producir una corrección casi completa del endurecimiento del haz; sin embargo, en algunos casos, actualmente estos algoritmos no suelen aplicarse en la mayoría de los entornos clínicos, ver Figura 3.9 (Hendee W. R., 2002).

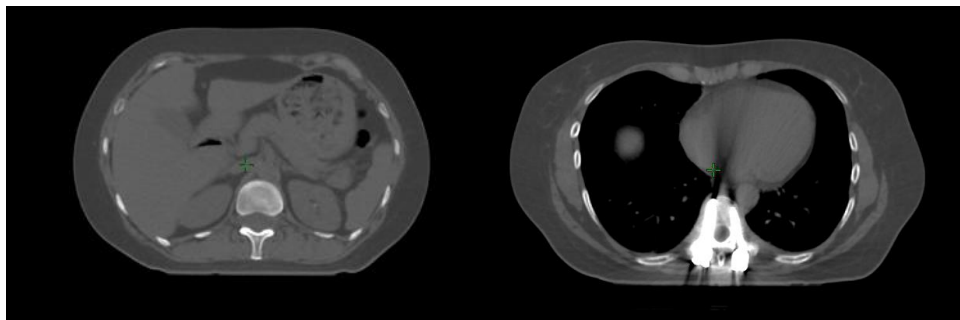


Figura 3.9. Imagen de TC sin prótesis (lado izquierdo) y con prótesis de ADE (lado derecho) en la que identifican artefactos.

## Capítulo 4. Metodología

En el siguiente capítulo se describe el equipo dosimétrico y todos los componentes utilizados para el desarrollo de este estudio, así como la descripción detallada de cada uno de los procedimientos realizados que condujeron a los resultados obtenidos y presentados en este trabajo.

### 4.1. Materiales

En este trabajo se utilizaron los siguientes equipos y materiales:

- Acelerador lineal de electrones marca Varian, modelo Vital Beam, número de serie 66113, en su modalidad de fotones generados por una diferencia de potencial de 6 *MV*, su tasa de dosis máxima es de 600 *UM/min*, tiene un sistema de colimador multihojas de 120 hojas y está diseñado para entregar modalidad de radioterapia avanzada como IMRT y VMAT.
- Sistema de planificación de tratamientos (SPT), modelo Eclipse versión 16.1, marca Varian Medical Systems, activado y comisionado para uso con algoritmos de cálculo AAA y Acuros XB con técnicas convencionales de IMRT y VMAT, cuenta con función de contorneado basado en segmentación automática y manual de estructuras.
- Equipo de tomografía marca Siemens, modelo Somaton Definition As, número de serie 66113, con sesenta y cuatro canales electrónicos en el detector y tiempos de rotación de 360° en 0.33 segundos.
- Cámara de ionización marca PTW, modelo TN31010, número de serie 4847, cilíndricas de 0.125 *cm*<sup>3</sup> tipo “Semiflex”.
- Electrómetro marca PTW, modelo T10023, número de serie 191.
- Maniquí de planchas de agua sólida de espesores variables marca PTW, modelo RW3 de 30 *cm* × 30 *cm* de cada lado, una con diseño de orificio para insertar la cámara de ionización tipo semiflex.

- Materia del gel reusable, marca Civco, modelo MTCB4005S, de tamaño  $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 5\text{ mm}$ .
- Maniquí marca Gammex, modelo 156, número de serie 800004-1303015, compuesto de un bloque de acrílico de 4.2 cm de espesor que tiene un inserto de cera con incrustaciones: microcalcificaciones, fibras y motas.
- Maniquí fabricado por una impresora 3D con Ácido Poliláctico (PLA, por sus siglas en inglés) compuesto por cuatro placas de espesor de 1cm y  $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$  de cada lado más 0.2 cm de espuma para completar la altura de 4.2 cm.
- Lector marca Micro STARii™, cuenta con un Motor Óptico que utiliza un Diodo Emisor de Luz (LED, por sus siglas en inglés) de alta potencia y tecnología. Consiste en un lector, un PC portátil, o una computadora multifuncional con el software instalado y unidades periféricas vinculadas que incluyen: mouse, teclado, y lector de código de barras.
- OSL, semiconductores de óxido de aluminio ( $Al_2O_3$ ) dopado con carbono ( $Al_2O_3:C$ ).
- Termómetro digital marca Lufft, modelo C110.
- Barómetro digital marca Lufft, modelo Opus 20. Número de Serie: 147.0212.0802.011.

#### 4.2. Adquisición de TC de los maniqués

En este trabajo se implementaron tres maniqués denominados de referencia, heterogeneidades y de artefactos, integrando en el diseño de cada uno, dos detectores, uno tipo Cámara de Ionización (CI) y otro luminiscente ópticamente estimulados (OSL, por sus siglas en inglés).

La composición de cada uno se describirá detalladamente, pero antes se precisa, que cada uno de los maniqués, fue colocado sobre la mesa del equipo de tomografía (TC), se alineó con

ayuda de los láseres (laterales, sagitales y coronales) y se adquirió su respectiva TC, programando los siguientes parámetros, ver Tabla 4.1:

Tabla 4.1. Parámetros de adquisición de las TC, en el equipo de tomografía.

Parámetros de adquisición del tomógrafo	
Exposición	88 mAs
Voltaje	100 kV
Espesor de los cortes	2.0 mm

Es decir, se utilizó el mismo protocolo de adquisición en el equipo de TC, con el fin obtener imágenes del igual espesor y con la misma calidad.

### 4.3. Diseño del maniquí de referencia

El maniquí de referencia se diseñó con el objetivo de determinar la dosis absorbida en un medio homogéneo, sin incluir materiales de ADE, por lo cual se estableció que fuera conformado por elementos sencillos y básicos que a continuación se describen.

Una base, formada por cuatro placas de agua sólida (diseñada con valores  $UH = 0$ ) de 1 cm de espesor de  $30\text{ cm} \times 30\text{ cm}$  de cada lado, la quinta hoja colocada también es de agua sólida, pero de 2 cm de espesor y fue fabricada con un orificio centrado en la placa que sirve para colocar específicamente la cámara de ionización (CI) tipo "semiflex". Sobre esta placa se colocó un OSL a una distancia  $\approx 1\text{ cm}$  del centro (se fijó con cinta adhesiva asegurando siempre la misma posición) verificando que se encuentra completamente dentro del tamaño de campo de radiación de menor tamaño programado que es de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ .

Encima de ambos detectores, se agregó un material de gel de 0.5 cm de grosor (para evitar aire entre las placas por el grosor del OSL). Sobre el material de gel, se colocaron cuatro placas de agua sólida, ver Figura 4.1, la cámara de ionización y el OSL fue colocado durante la adquisición de las imágenes TC, para poder identificar el volumen sensible de la CI y el área del cristal del OSL, mediante estructuras en los cortes de la TC.

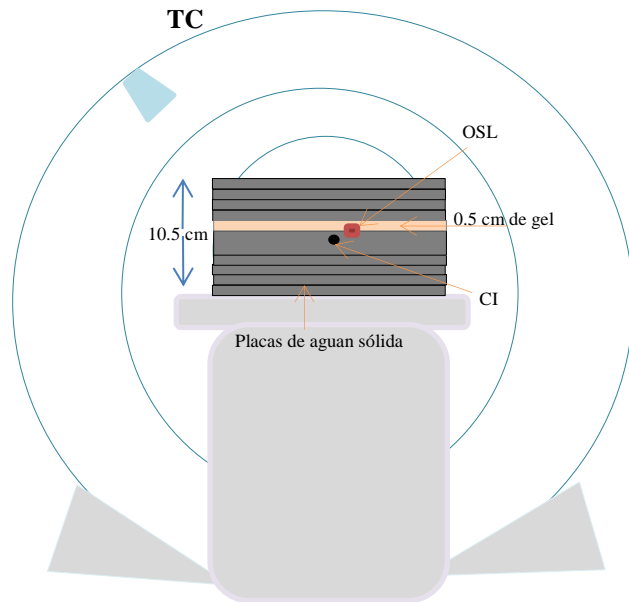


Figura 4.1. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí de referencia en el TC, con la cámara de ionización tipo "semiflex" y un OSL.

#### 4.4. Diseño del maniquí con heterogeneidades

El maniquí denominado heterogeneidades se diseñó con el propósito de determinar la dosis absorbida en un medio con materiales de variados valores de UH. Dichos valores de UH, cercanos a los valores anatómicos, por tanto se construyó tal y como a continuación se describe.

La base fue la misma que la empleada para el maniquí de referencia, es decir, formada por cuatro placas de agua sólida de 1 cm, la quinta hoja, de 2 cm de espesor con el diseño para colocar la misma cámara de ionización tipo "semiflex". Sobre esta placa se colocó un OSL a una distancia  $\approx 1$  cm del centro. Encima se agregó un material de gel de 0.5 cm de grosor. Para agregar materiales con diferentes heterogeneidades sobre el material de gel se colocaron dos maniqués de 4.2 cm de altura. El del lado izquierdo diseñado en 3D e impreso por una Duplicator 4S de WanHao, utilizando material denominado ácido poliláctico (PLA, por sus siglas en inglés) compuesto por cuatro placas de espesor de 1 cm y 15 cm  $\times$  15 cm de cada lado más 0.2 cm de espuma para completar la altura de 4.2 cm.

Del lado derecho se coloca un maniquí marca Gammex, compuesto de un bloque de acrílico de 4.2 cm de espesor que tiene un inserto de cera con incrustaciones: microcalcificaciones, fibras y motas. Finalmente, en la parte superior se colocó una hoja de agua sólida de 1 cm de espesor con las mismas características descritas previamente, ver Figura 4.2.

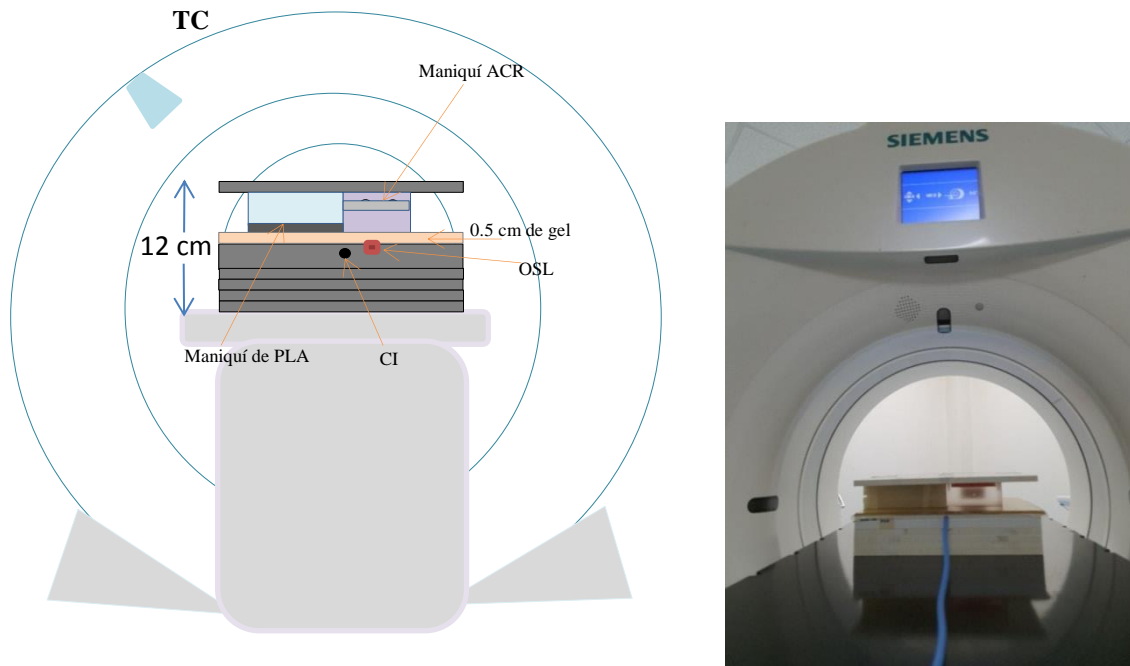


Figura 4.2. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con heterogeneidades en el TC, con la cámara de ionización tipo “semiflex” y un OSL.

#### 4.5. Diseño del maniquí con artefactos

El maniquí de artefactos tiene como diseño principal la incrustación de un material (tornillo de  $\approx 3100 \text{UH}$ ) de ADE como prótesis en pacientes, con el principal objetivo de que las imágenes resultantes obtenidas por el equipo de TC tengan como resultado la presencia de artefactos (a diferencia del maniquí de referencia y con heterogeneidades). Los artefactos generados alrededor del material de ADE en cada uno de los cortes de la TC serán identificados en cada imagen por medio de una estructura de soporte. El diseño se describe a continuación.

Se emplea la misma base que la utilizada en el maniquí de referencia y heterogeneidades, también con la quinta hoja colocada de 2 cm de espesor con el diseño para colocar la cámara de ionización tipo “semiflex” y un OSL en la misma posición con el material de gel de 0.5 cm de grosor.

Sobre el material de gel se agregó una placa de 0.2 cm de agua sólida. Después se agregó una hoja de 2 cm con un orificio centrado que fue rellenado de cascara de huevo triturado, que simula tejido óseo y se insertó el tornillo quirúrgico, ver Figura 4.3.

Por último, se agregó un material de gel de 0.5 cm de grosor y 30 cm × 30 cm, encima dos hojas de 1 cm, tal como se muestra en la Figura 4.4.



Figura 4.3. Lado izquierdo, placa de 2 cm de ancho con orificio relleno de cascara de huevo molido, lado derecho con tornillo quirúrgico incrustado.

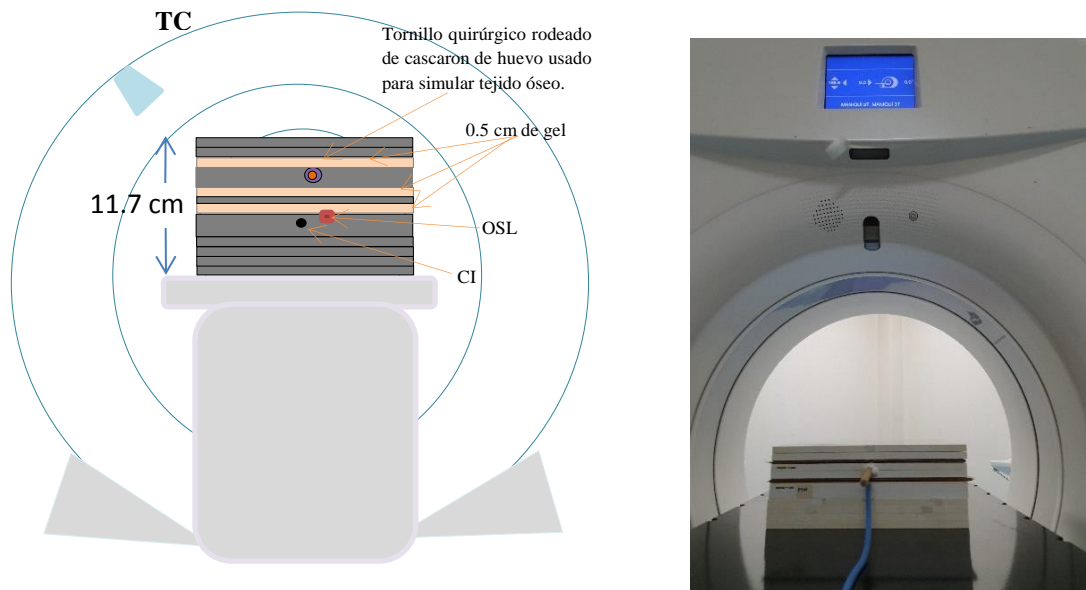


Figura 4.4. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con artefactos en el TC, con la cámara de ionización tipo "semiflex" y un OSL.

#### 4.6. Cálculo de la dosis absorbida en el SPT

En el SPT se tiene configurado (previamente comisionado) el haz de fotones generados por una diferencia de potencial de 6 MV, permitiendo la determinación de la dosis absorbida mediante



los algoritmos de cálculo Acuros XB y AAA sobre las imágenes TC. Por lo tanto, cada TC de cada uno de los maniqués descritos anteriormente, fue importado en formato DICOM, al SPT para determinar la dosis absorbida, configurando campos de tratamiento cuadrados de diferentes tamaños estáticos y posteriormente dinámicos. Para lo cual se realizaron las siguientes acciones.

En cada uno de los cortes de tomografía de cada maniquí (2 mm) se identificaron y se contornearon las diferentes estructuras (componentes de la cámara de ionización, cuerpo de los maniqués, tornillo quirúrgico, OSL, etc., además se estableció el mismo origen en cada una de las TC, en cada TC, se configuró en el SPT una estructura del volumen sensible de la CI y se agregó 1 mm de margen, a la cual se le denominó volumen de evaluación (VolEva).

Del mismo modo se configuró en el SPT una estructura del volumen del cristal del OSL agregando 1 mm de margen a la cual se le denominó volumen OSL (VolOSL).

La dosis absorbida calculada en SPT para cada algoritmo (AXB y AAA) en todas las configuraciones realizadas en este trabajo, se evaluaron en los volúmenes VolEva y VolOSL, prescribiendo 2 Gy al VolEva registrando la dosis absorbida media de cada volumen para el análisis de los resultados. Ver Figura 4.5.

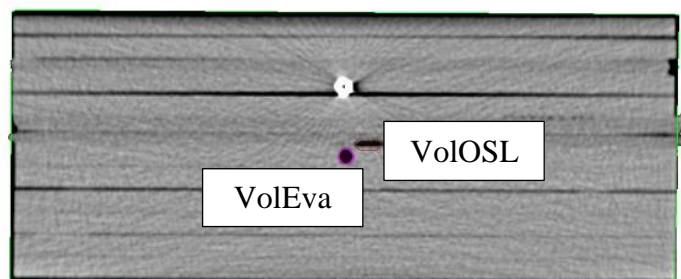


Figura 4.5. Se identifica en cada corte el volumen sensible de la CI y del cristal del OSL en cada TC, a cada uno se le agrega un 1mm de margen para establecer los VolEva y VolOSL respectivamente.

#### 4.6.1. Campos cuadrados

Se inicia configurando en SPT, diferentes tamaños de campos cuadrados estáticos con el fin de determinar la dosis absorbida de un haz de fotones de fluencia constante sobre cada una de las

imágenes de la TC de cada uno de los maniqués diseñados en los que previamente se identificaron los volúmenes (VolEva y VolOSL), empleando los algoritmos de cálculo Acuros XB y AAA. Para lo cual se realiza lo siguiente:

En SPT en cada una de las TC de los maniqués, se configuraron los siguientes tamaños de campo de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,  $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$  y  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  a una distancia fuente superficie (SSD) de  $100\text{ cm}$ , Figura 4.6. Se prescribió una dosis de  $2\text{ Gy}$  al VolEva de la CI, para cada uno de los maniqués. Se seleccionó una energía de fotones generados por la diferencia de potencial de  $6\text{ MV}$ , para cada uno de los algoritmos de cálculo: AXB y AAA, registrando la dosis absorbida media en los VolEva y VolOSL.

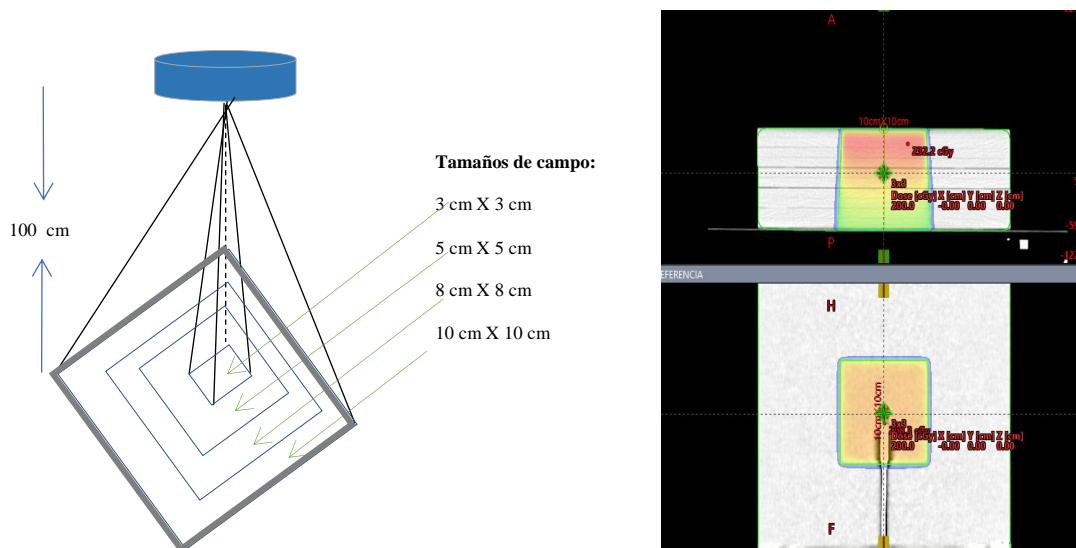


Figura 4.6. Esquema (lado izquierdo) tamaños de campo de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,  $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$  y  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  a  $100\text{ cm}$  de Distancia Fuente Superficie, prescripción  $2\text{ Gy}$  al VolEva de la cámara de ionización tipo “semiflex” y OSL.

En el maniqué de artefactos, se identificó el área en cada corte (de  $2\text{ mm}$ ) de la TC con presencia de artefactos, ocasionados por el tornillo quirúrgico de alta densidad mediante una estructura de soporte, ver Figura 4.7. Se realizan copias de la TC para que en cada una se le pudiera asignar unidades Hounsfield con valores de  $-300$ ,  $-200$ ,  $-100$ ,  $0$ ,  $100$ ,  $200$  y  $300\text{ UH}$ , tal como se muestra en la Figura 4.6. Finalmente, en cada una de ellas se programaron los mismos tamaños de campos  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,  $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$  y  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ .

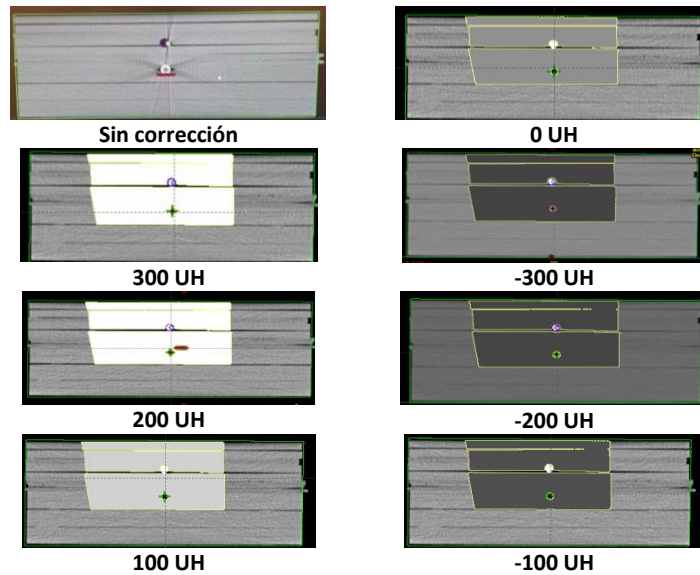


Figura 4.7. Copias de TC de maniquí con artefactos, con la asignación de diferentes valores de UH.

Para todos los cálculos para cada algoritmo (AXB y AAA) en cada una de las TC, se registran los valores de la dosis absorbida media en los VolEva y VolOSL. Se aprobaron los planes de tratamiento y se generaron DRR para poder garantizar la posición de la cámara de ionización al momento de reproducir la geometría en el acelerador lineal mediante imagen portal.

#### 4.6.2. Campos modulados

Una vez configurados los campos cuadrados con fluencia constante, ahora se configuran múltiples campos, pero ahora con fluencia variable lo que permite producir distribuciones de dosis absorbida compleja sobre cada una de las imágenes de la TC del maniquí denominado de artefactos, empleando los algoritmos de cálculo AXB y AAA. Por lo que se procede de la siguiente forma.

En el SPT se seleccionaron tres tratamientos de pacientes (Px) con la técnica de IMRT (Px4, Px5 y Px6) y tres pacientes con la técnica de VMAT (Px1, Px2 y Px3) (pacientes aprobados para tratamiento clínico). Cada uno de los planes fue exportado a cada una de las TC, a las que previamente se le asignaron los valores de  $-300$ ,  $-200$ ,  $-100$ ,  $0$ ,  $100$ ,  $200$  y  $300$  UH, ver Figura 4.8, de acuerdo con lo indicado anteriormente.

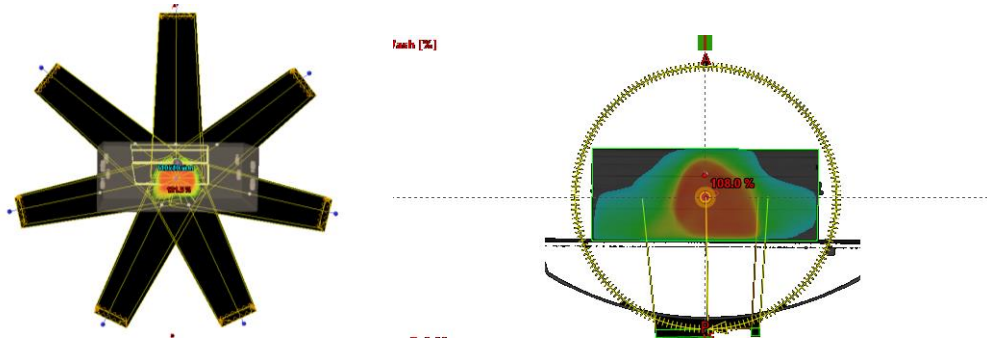


Figura 4.8. Tratamientos de IMRT y VMAT calculados sobre el maniquí con artefactos.

Se calcula la dosis absorbida para cada uno de los algoritmos de cálculo (AXB y AAA), se registran los valores de la dosis absorbida media en los VoIEva y VoIOSL. Se aprobaron los planes de tratamiento y se generaron placas de verificación para poder garantizar la posición de la cámara de ionización y del OSL al momento de reproducir la geometría en el Acelerador Lineal mediante imagen portal.

#### 4.7. Determinación de la dosis absorbida (por fotones generados por diferencia de potencia de 6 MV)

Una vez calculados los campos cuadrados estáticos y modulados en el SPT, empleando cada uno de los algoritmos de cálculo de acuerdo con lo descrito anteriormente, se procede a determinar la dosis absorbida registrada directamente con los detectores, empleando el haz de fotones generado por el Acelerador Lineal generado por una diferencia de potencial de 6 MV.

Cada uno de los maniqués, fue colocado sobre la mesa de tratamiento del acelerador lineal, ver Figuras 4.9, 4.10 y 4.11 con la misma configuración con las que se obtuvo su TC (con la CI y un OSL) y con la misma geometría establecida en el SPT. Se alinearon (cada maniquí) y centraron con los láseres, verificando la posición de la cámara de ionización y del OSL mediante imagen portal, para cada uno de los maniqués al momento de ser colocados sobre la mesa de tratamiento.

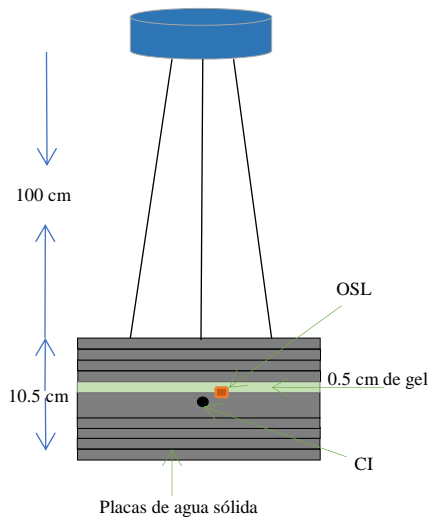


Figura 4.9. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí de referencia en el ALE, con CI y OSL.

Para cada configuración se adquieren todos los datos necesarios para la determinación de la dosis absorbida con el detector CI y previamente se identifican todos los OSL empleados.

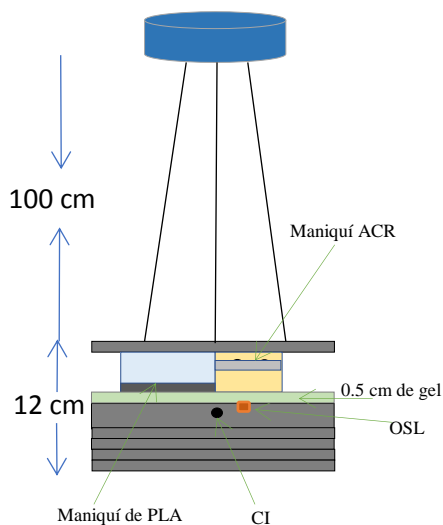


Figura 4.10. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con heterogeneidades en el ALE, con CI y OSL

En el maniquí de artefacto además de obtener la dosis absorbida para campos cuadrados se obtuvo para campos dinámicos de tratamientos de pacientes de IMRT y VMAT registrando los resultados.

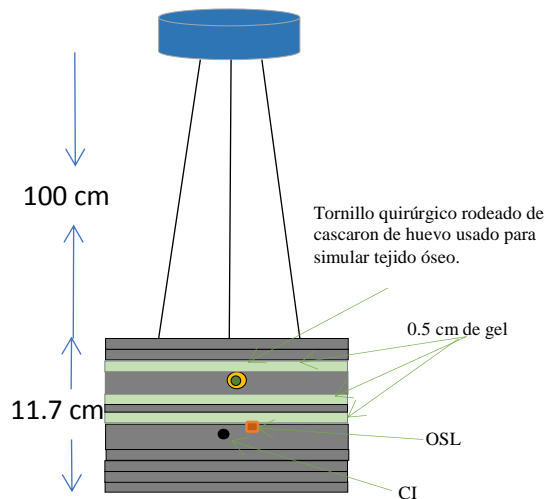


Figura 4.11. Esquema (lado izquierdo) y fotografía (lado derecho) del maniquí con artefactos en el ALE, con CI y OSL.

#### 4.7.1. Dosímetro tipo cámara de ionización

Para la determinación de la dosis absorbida en cada uno de los maniqués, se utiliza un dosímetro calibrado (cámara de ionización y electrómetro) en términos de dosis absorbida en agua en un haz de cobalto 60, y se realiza siguiendo las recomendaciones del protocolo (IAEA, 2005).

En protocolo antes mencionado, se establece que la ecuación para la determinación de la dosis absorbida en agua para un haz de calidad  $Q$ , es dada por la Ecuación 4.6, donde  $D_{W,Q}$  es la dosis absorbida en agua en el haz de calidad  $Q$  del usuario,  $N_{D,W,Q_0}$  es el factor de la calibración de la cámara de ionización en términos de la dosis absorbida en agua en un haz de referencia de calidad  $Q_0$  (por ejemplo  $^{60}Co$ ). Se utilizó la CI (número de serie 4847) con  $N_{D,W,Q_0} = 0.2956 \text{ Gy/nC}$  de acuerdo con su certificado de calibración.

$$D_{W,Q} = M_Q N_{D,W,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (4.6)$$

$k_{Q,Q_0}$  es el factor que corrige los efectos de la diferencia entre la calidad del haz de referencia  $Q_0$  y la calidad real del usuario  $Q$ , siendo  $k_{Q,Q_0} = 0.99166$ .  $M_Q$  es la lectura de un dosímetro en la calidad  $Q$ , corregida por las magnitudes de influencia diferentes a las relacionadas con la calidad del haz de fotones ver Ecuación 4.7.

$$M_Q = M_1 k_{pl} k_{TP} k_{elec} k_s \quad . \quad (4.7)$$

En la Ecuación 4.7 tenemos que  $M_1$  es la lectura del dosímetro a voltaje  $V_1$ , para este caso  $V_1 = +300 \text{ volts}$ ,  $k_{pl}$  es el factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad de la tensión de colección aplicada a la cámara, ver Ecuación 4.8.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad . \quad (4.8)$$

$k_{TP}$  es el factor de corrección por densidad de aire en  $T$  y  $P$  atmosférica, de acuerdo con el certificado de calibración  $P_0 = 101.325 \text{ kPa}$ ,  $T_0 = 22^\circ\text{C}$  (el subíndice cero indica que son valores de referencia), ver Ecuación 4.9.

$$k_{TP} = \frac{P_0(273.2 + T)}{P(273.2 + T_0)} \quad . \quad (4.9)$$

$k_{elec}$  es el factor de calibración del electrómetro.

Por último  $k_s$  es el factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por pérdidas en la colección de la carga (debidas a la recombinación de iones), ver Ecuación 4.10.

$$k_s = a_0 + a_1 \left( \frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left( \frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad . \quad (4.10)$$

Usar el cuadro 9 (IAEA, 2005) para un haz del tipo pulsado, tenemos que  $a_0 = 1.198$ ,  $a_1 = -0.875$  y  $a_2 = 0.677$ .

Los resultados para la determinación de la dosis mediante CI se presentan en el Apéndice B tanto para campos cuadrados como dinámicos.

#### 4.7.2. Dosímetro OSL

Para irradiar los OSL, una vez que los maniqués fueron colocados sobre la mesa de tratamiento del ALE (Figuras 4.9, 4.10 y 4.11), antes de que se active el haz en la consola de mando de acuerdo con lo configurado en el SPT (para campos cuadrados y modulados) se colocó un OSL (previamente identificado), ver Figura 4.12, en la posición descrita anteriormente.

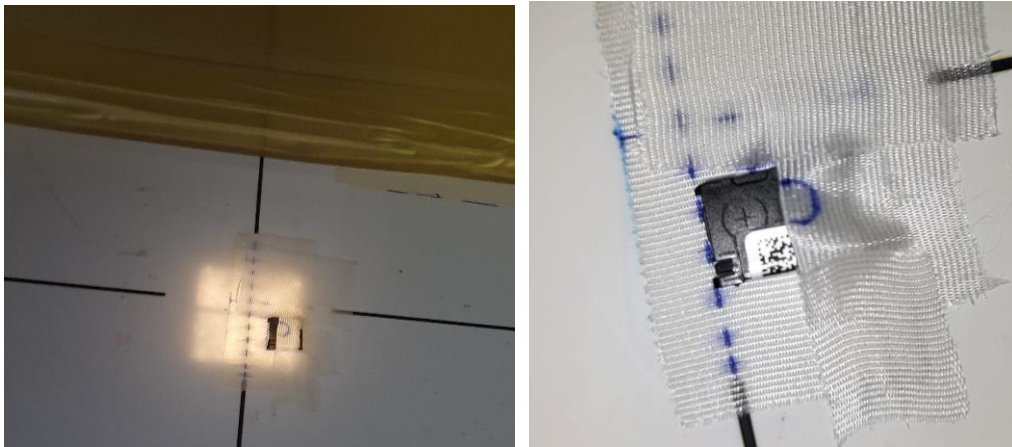


Figura 4.12. Foto de la posición y fijación del OSL, antes de cada irradiación.

Para la lectura de cada uno de los OSL, irradiados se empleó el sistema de dosimetría médica marca Micro STAR ii, como se ve en la Figura 4.13.

Previamente el lector fue calibrado para el haz de fotones generado por una diferencia de potencial de 6 MV del acelerador Vital Beam, en el Apéndice C. se presenta parte del procedimiento y los principales resultados.

Se verifican conexiones, se enciende el lector, la computadora y todas sus componentes (MicroStarii, 2014b). Se efectúa el control de calidad que consiste en prueba en verificación del fondo y prueba de constancia de la dosis absorbida.



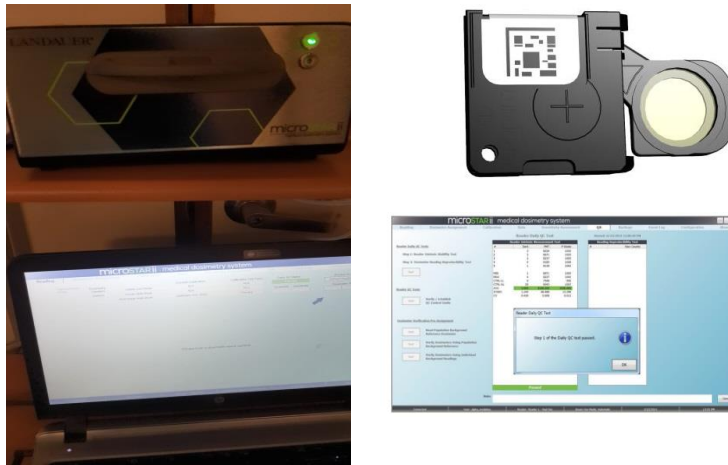


Figura 4.13. Pantalla principal de MicroSTARii, para dar inicio al control de calidad.

Una vez aprobado el control de calidad, cada uno de los OSL es registro para su lectura y se registran los resultados, se presentan en el Apéndice D (MicroStarii, 2014a).

#### 4.8. Análisis de resultados

De acuerdo con la metodología presentada, los resultados obtenidos en relación a la determinación de la dosis absorbida mediante los detectores tipo cámara de ionización y OSL expuestos al haz de radiación ionizante generado por la diferencia de potencial aplicada de 6 MV de un ALE, y la dosis absorbida calculada en el SPT por cada uno de los algoritmos de cálculo Acuros XB y AAA, se encuentran reportados en el Apéndice B ( con la cámara de ionización), tanto para los campos cuadrados como campos dinámicos de IMRT y VMAT, en el Apéndice C, se presenta la curva de calibración de los dosímetros.

Para el análisis de los resultados, se presenta la variación porcentual de la dosis absorbida entre los siguientes resultados:

Tabla 4.2. Análisis de los resultados obtenidos mediante la diferencia porcentual en cada uno los maniqués.

Diferencia porcentual (%) de la dosis absorbida en campos cuadrados		
Maniquí de referencia		
Determinada por el detector CI	Contra la calculada por algoritmo Acuros XB	Figura 5.1
	Contra la calculada por algoritmo AAA	
Determinada por el detector OSL	Contra la calculada por algoritmo Acuros XB	
	Contra la calculada por algoritmo AAA	

<b>Maniquí con heterogeneidades</b>		
Determinada por el detector CI	Contra la calculada por algoritmo Acuros XB	Figura 5.2
	Contra la calculada por algoritmo AAA	
Determinada por el detector OSL	Contra la calculada por algoritmo Acuros XB	
	Contra la calculada por algoritmo AAA	
<b>Maniquí con artefactos</b>		
Determinada por el detector CI	Contra la calculada por algoritmo Acuros XB	Figura 5.3
	Contra la calculada por algoritmo AAA	
Determinada por el detector OSL	Contra la calculada por algoritmo Acuros XB	
	Contra la calculada por algoritmo AAA	

Únicamente para el maniquí con artefactos se comparan la diferencia porcentual de:

Tabla 4.3. Análisis de los resultados obtenidos mediante la diferencia porcentual en el maniquí con artefactos.

<b>Diferencia porcentual (%) de la dosis absorbida en el maniquíes con artefactos en campos cuadrados</b>		
Determinada por el detector CI	Contra la calculada en el SPT con los algoritmos Acuros XB y AAA al variar los valores de UH	Figura 5.4. Lado derecho
Determinada por el detector OSL		Figura 5.4. Lado izquierdo
<b>Diferencia porcentual (%) de la dosis absorbida en el maniquíes con artefactos en campos modulados</b>		
Determinada por el detector CI	Contra la calculada en el SPT con los algoritmos Acuros XB y AAA	Figura 5.6
Determinada por el detector OSL		

**Nota:**

- En este trabajo se obtuvieron tres medidas de las cuales se presenta como resultado final su promedio.
- Todos los resultados calculados en el SPT se evaluaron en los volúmenes definidos como VolEva y VolOSL.

## Capítulo 5. Resultados y discusión

En este capítulo se presentan los principales resultados obtenidos, sobre la diferencia porcentual de la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada en los VolEva y VolOSL mediante los algoritmos AXB y AAA debido a variaciones de unidades Hounsfield, de acuerdo con la metodología presentada.

### 5.1. Resultados en campos cuadrados

En la Figura 5.1 se presentan los resultados de la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada en el SPT mediante los algoritmos de cálculo (AXB y AAA), para los tamaños de campo  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,  $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$  y  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ . Configurados en el maniquí denominado de referencia en el SPT, se empleó un haz de fotones generados por una diferencia de potencial de  $6\text{ MV}$  con la geometría descrita en la metodología empleando el acelerador lineal Varian.

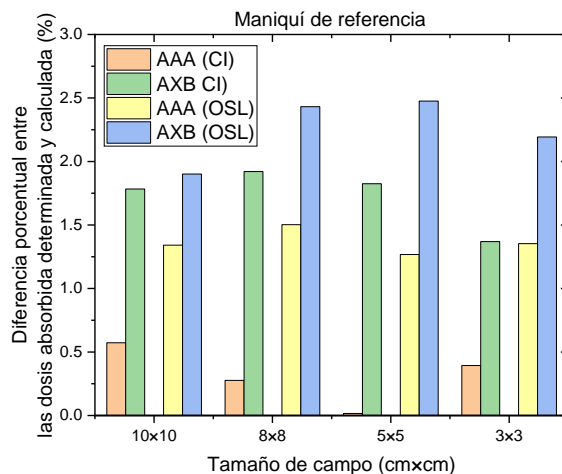


Figura 5.1. Resultados en el maniquí de referencia: Diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y dosis absorbida calculada en el SPT con los algoritmos (AXB y AAA).

Podemos observar que con el detector CI para el AAA la diferencia porcentual no es mayor en ningún tamaño de campo del 1 % (color naranja) en cambio, para el algoritmo Acuros XB, para todos los tamaños de campos programados es mayor de 1.5 % sin pasar más allá del 2.0 %. Observamos que para los OSL las diferencias son mayores, pero sin llegar a pasar más allá del

3 %. Esto indica que la dosis absorbida determinada por cada uno de detectores y la dosis calculada en el SPT por ambos algoritmos se encuentra dentro de las tolerancias establecidas que es menos de 3 %.

En la Figura 5.2, se presentan los resultados de la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada en el SPT empleando los algoritmos de cálculo AXB y AAA, para los tamaños de campo  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,  $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$  y  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ , configurados en el maniquí denominado con heterogeneidades.

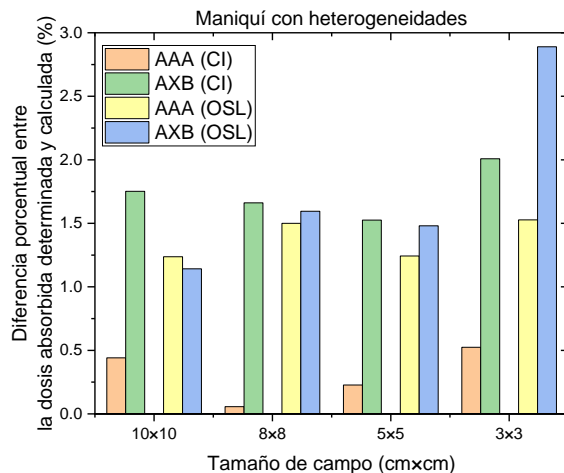


Figura 5.2. Resultados en el maniquí con heterogeneidades: Diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y dosis absorbida calculada en el SPT con los algoritmos (AXB y AAA).

Podemos observar, que prácticamente se presenta el mismo comportamiento si comparamos con los resultados obtenidos en el maniquí de referencia, observando adicionalmente que, en ambos detectores (CI y OSL), en presencia de heterogeneidades la diferencia porcentual se incrementa para el campo más pequeño programado de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ , pero sin sobrepasar una diferencia porcentual del 3 %.

En la Figura 5.3, se presentan los resultados de la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada en el SPT mediante los algoritmos de cálculo (AXB y AAA), pero ahora obtenidos sobre el maniquí denominado con artefactos, observando principalmente un claro incremento en la diferencia porcentual,

sobrepasando el 3 % en algunos casos, además que la diferencia porcentual aumenta en la configuración de campo de tamaño de 3 cm × 3 cm.

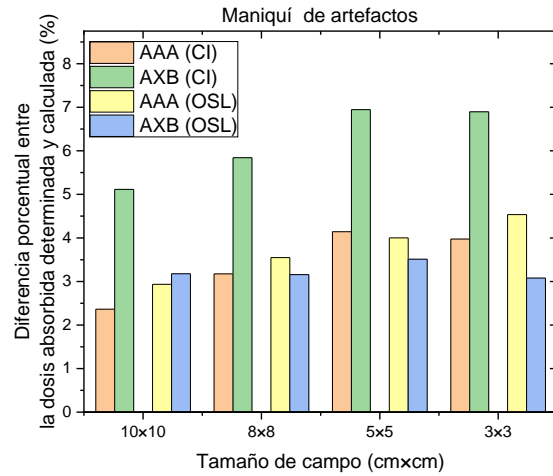


Figura 5.3. Resultados en el maniquí con artefactos: Diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y dosis absorbida calculada en el SPT con los algoritmos (AXB y AAA).

De acuerdo con la metodología descrita en la Figura 5.4, se presentan la diferencia porcentual entre las dosis absorbida determinada por cada uno de los detectores (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada por los algoritmos de cálculo (AXB y AAA) al variar las UH de la estructura de soporte identificada con presencia de artefactos en un rango de  $-300\text{ UH}$  a  $300\text{ UH}$  para los diferentes tamaños de campo programados en cada uno de los cortes de la TC del maniquí denominado de artefactos como se muestra en la Figura 4.6.

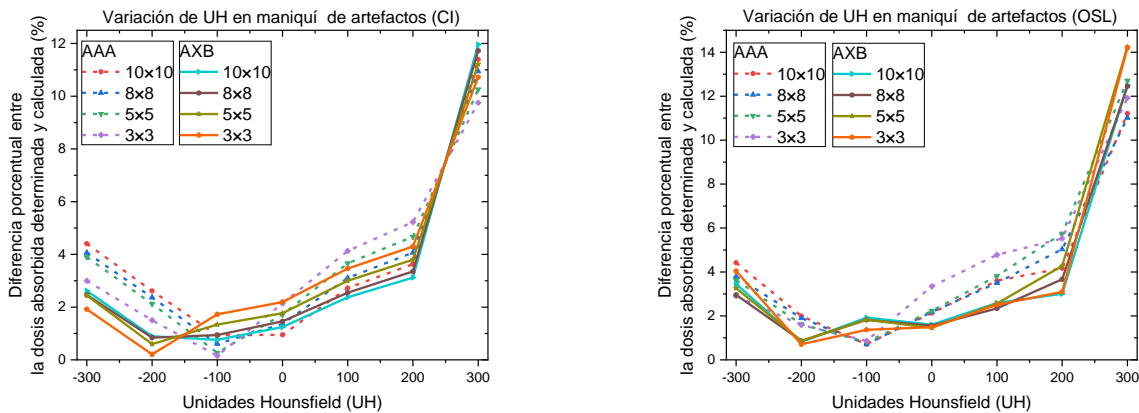


Figura 5.4. Resultados en el maniquí de artefactos al variar las UH en la estructura de soporte, (lado derecho) evaluando con el detector CI (lado izquierdo) con detector OSL, en ambos algoritmos.

De las Figuras 5.4, en todos los tamaños de campos programados, podemos observar que la diferencia porcentual se acerca a cero para los resultados obtenidos con el algoritmo AAA con el valor asignado de  $-100\text{ UH}$  a la estructura de soporte identificada con artefactos, mientras que para el algoritmo AXB sucede lo mismo, pero con el valor asignado de  $-200\text{ UH}$ . Por tanto, al variar las UH de la estructura de soporte identificada como artefactos, independientemente del tamaño de campo, es posible encontrar un valor en el que la diferencia porcentual entre las dosis absorbida determinada por cada uno de los detectores y la dosis absorbida calculada por los algoritmos de cálculo tiende a cero, mejorando así la precisión de la dosis absorbida.

Como una comparación de los resultados, en las Figuras 5.5, se presenta la diferencia porcentual entre las dosis absorbida determinada por cada uno de los detectores (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada por los algoritmos de cálculo (AXB y AAA) de cuando no se varían los valores de UH de la estructura de soporte identificada con presencia de artefactos y cuando se le asigna un valor a la misma estructura de soporte (tomando los valores de  $-100\text{ UH}$  y  $-200\text{ UH}$ , para AAA y AXB, respectivamente de acuerdo con las Figuras 5.4) para cada uno de los detectores, para los diferentes tamaños de campo programados en el SPT de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$ ,  $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ ,  $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$  y  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$  en el maniquí denominado de artefactos.

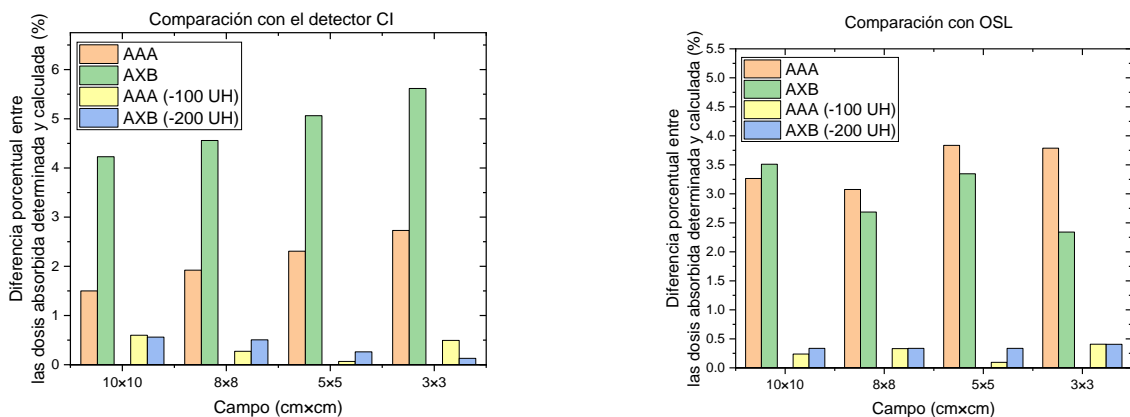


Figura 5.5. Resultados en el maniquí de artefactos, del antes y después de asignar valores de UH a la estructura identificada con presencia de artefactos, (lado derecho) evaluando con el detector CI (lado izquierdo) con detector OSL, en ambos algoritmos.

## 5.2. Resultados en campos modulados

En la Figura 5.6, se presenta los resultados de los campos modulados de tres pacientes (Px4, Px5, Px6) calculados en el SPT mediante la técnica de IMRT y tres pacientes calculados con la técnica de VMAT (Px1, Px2, Px3) con ambos algoritmos calculados en el maniquí de artefactos, sin asignar a la estructura de soporte identificada, con presencia de artefactos, valores de UH.

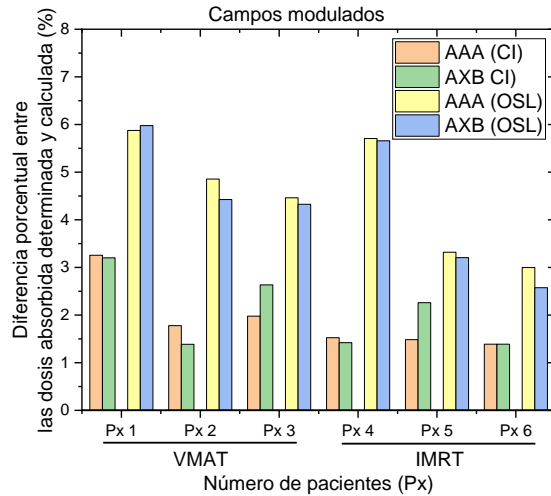


Figura 5.6. Campos modulados calculados sobre el maniquí de artefactos, con ambos algoritmos y detectores.

Observamos que la diferencia porcentual de la dosis absorbida determinada y la dosis absorbida calculada por los algoritmos de cálculo (AXB y AAA) son menores de 3 %, excepto para el paciente número uno con el detector CI y para los OSL ambos algoritmos presentan diferencias mayores a 3 % pero menores a 6 %.

En la Figura 5.7, se presentan la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por el detector CI y la dosis absorbida calculada con AXB y AAA de los mismos pacientes calculados en el maniquí con artefactos, pero asignando valores de UH a la estructura de soporte de cada imagen de la TC, en el rango de  $-300 a +300 UH$ .

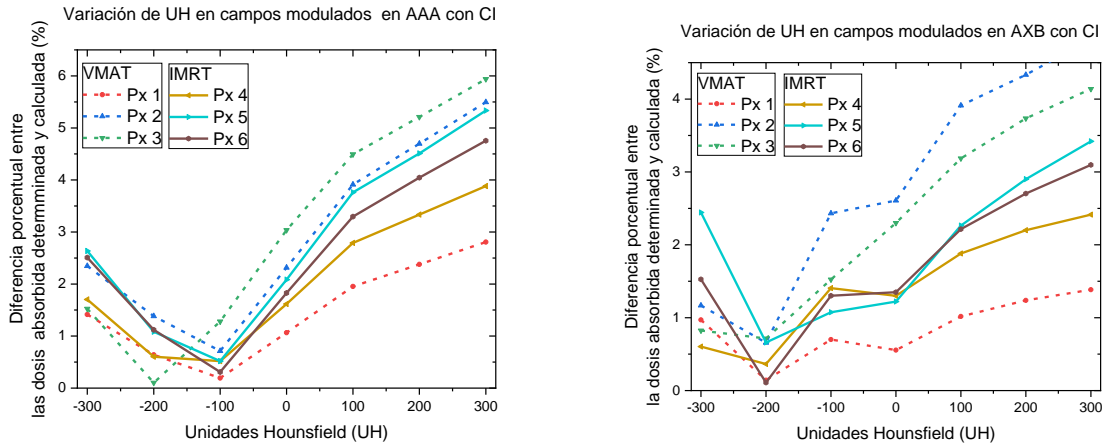


Figura 5.7. Resultados en el maniquí de artefactos al variar las UH en la estructura de soporte, evaluando con el detector CI, (lado derecho) con el algoritmo de cálculo AAA (lado izquierdo) con AXB.

Podemos observar que, para el detector tipo CI, la diferencia porcentual se acerca a cero para los resultados obtenidos con el algoritmo AAA con el valor asignado de  $-100 \text{ UH}$  excepto para el paciente tres en el que dicho valor es de  $-200 \text{ UH}$  el valor asignado a la estructura de soporte identificada con artefactos, mientras que para el algoritmo AXB sucede lo mismo pero con el valor asignado de  $-200 \text{ UH}$ .

En la Figura 5.8, se presenta las diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los OSL y la dosis absorbida calculada con AXB y AAA de los pacientes calculados en el maniquí con artefactos, pero asignando valores de UH a la estructura de soporte de cada imagen de la TC, en el rango de  $-300 a +300 \text{ UH}$ .

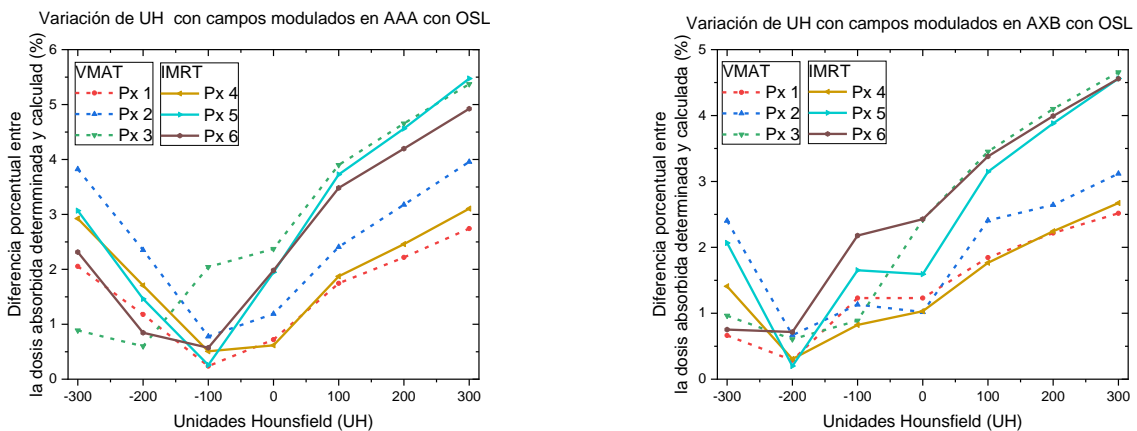


Figura 5.8. Resultados en el maniquí de artefactos al variar las UH en la estructura de soporte, evaluando con el detector OSL en campos modulados, (lado derecho) con el AAA y (lado izquierdo) con AXB.



Podemos observar que, para los OSL, la diferencia porcentual disminuye para todos los pacientes en el valor de  $-100 \text{ UH}$  excepto en el paciente número tres en el que dicho valor es de  $-200 \text{ UH}$  para el AAA, con el Acuros XB el valor con menor diferencia porcentual es con  $-200 \text{ UH}$  para todos los pacientes.

Por lo tanto, para campos estáticos como dinámicos y para ambos algoritmos de cálculo hay un valor de UH asignado a la estructura de soporte identificada como artefactos, donde la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores y calculada por los algoritmos tiende a un valor mínimo, indicando una mejor precisión de la dosis absorbida.

Para determinar si los valores de UH antes mencionados son cercanos al valor que presentaría el maniquí en ausencia de artefactos, se tomó una TC de una pila de placas de agua sólida. La pila se conformó por diez placas de  $1 \text{ cm}$  de espesor, sin ningún detector u otro elemento que pudiera interferir (ocasionando artefactos).

Las imágenes TC fueron importadas al SPT en el que se procede a identificar regiones de interés en diferentes cortes de la TC en los diferentes cortes, para determinar el valor promedio de UH encontrando un valor promedio de  $-135 \text{ UH}$ . Ver Figura 5.9.

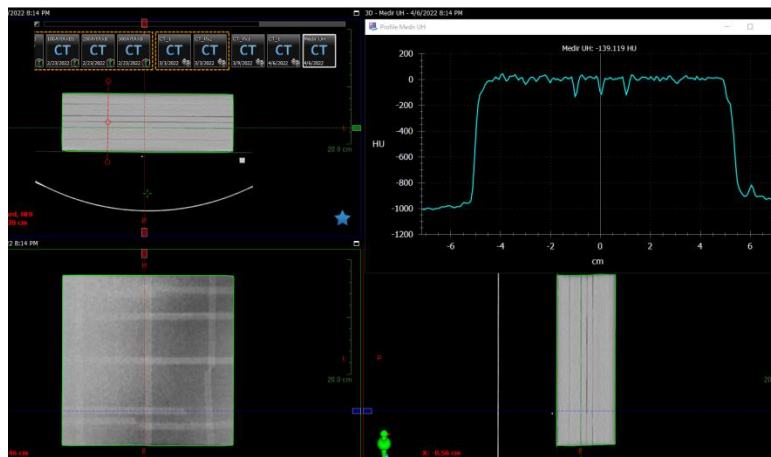


Figura 5.9. Análisis de UH en diferentes cortes y planos de la TC de 10 placas de agua sólida.

## Capítulo 6. Conclusiones y trabajo futuro

Los diferentes valores de UH asignados a estructuras identificadas como artefactos causados por la presencia de prótesis, fabricadas con material de alta densidad electrónica en cortes anatómicos de TC de pacientes candidatos a teleterapia, generan variaciones significativas en el cálculo de la dosis absorbida por los algoritmos. En el presente estudio y bajo la metodología presentada se hallaron resultados con una diferencia porcentual mayor a 3 %, entre la dosis absorbida determinada por los detectores (CI y OSL) y la dosis absorbida calculada por el SPT Eclipse™ mediante los algoritmos de cálculo (AXB y AAA), tanto en campos cuadrados como modulados de IMRT y VMAT.

Los resultados obtenidos de los maniqués denominados de referencia y heterogeneidades, diseñados con incrustaciones semejantes a densidades anatómicas, permitieron comprobar, bajo estas condiciones que ambos algoritmos de cálculo (AXB y AAA), responden acertadamente a la determinación de la dosis absorbida, ya que, la diferencia porcentual entre la dosis absorbida determinada por los detectores de radiación (CI y OSL) y la dosis calculada por los algoritmos fue menor a 3 % en campos cuadrados de diferentes tamaños.

Sin embargo, los resultados obtenidos en el maniquí denominado de artefactos, en el que se incluyó material quirúrgico de ADE. Se identifican resultados con una diferencia porcentual mayor a 3 % entre la dosis absorbida determinada con los detectores de radiación (CI y OSL) y la dosis calculada por los algoritmos. Lo que indica que dicha variación porcentual es producto de la presencia de artefactos generados en los cortes de la TC por el material de ADE. Cabe destacar que diseñar un maniquí simulando tejido óseo con cascarón de huevo triturado permite reproducir condiciones muy cercanas a las internas en un paciente y además permite colocar los detectores en cualquier punto seleccionado, cerca de la prótesis.

Al identificar mediante estructuras de soporte, las regiones afectadas por presencia de artefactos en los cortes de la TC y al asignarles diferentes valores de UH, para realizar una evaluación del cálculo de dosis efectuado por los algoritmos, dio resultado a una metodología

práctica. Lo anterior permitió realizar un ajuste cuantitativo para alcanzar resultados cercanos a valores mínimos en la diferencia porcentual evaluada para cada caso.

La configuración de campos modulados de IMRT y VMAT en el SPT, sobre el maniquí de artefactos en los cortes de la TC para cada uno de los valores de UH asignados a las estructuras de soporte, fortalece los resultados obtenidos en campos cuadrados, asegurando una mejor precisión de la dosis absorbida calculada. Por lo que dicho valor de UH podría ser usado en la TC de pacientes candidatos a teleterapia, una vez que sus condiciones con la prótesis de ADE sean reproducidas lo más cercana en un maniquí personalizado, diseñado con las mismas características.

Por los resultados obtenidos, podemos concluir que ambos algoritmos de cálculo son sensibles ante la presencia de artefactos, siendo necesario efectuar un análisis de valores de UH que será asignado a las áreas identificadas con presencia de artefactos.

Implementar en el servicio de teleterapia el control de calidad para los casos con pacientes con prótesis metálicas de ADE, mejoraría la precisión en el cálculo de dosis absorbida prescrita por los algoritmos, cumpliendo con el objetivo principal de la teleterapia, lo anterior con el fin de evitar una sobredosificación o subdosificación a los volúmenes de tratamiento con lo que se puede asegurar un correcto control tumoral y un resultado favorable en el funcionamiento total o parcial de órganos adyacentes.

Para lo cual se sugiere configurar un maniquí como el usado en este trabajo, simulando la presencia de material de ADE y diversas heterogeneidades similares al cuerpo humano como el cascarón de huevo para el tejido óseo, obtener su TC y sobre las imágenes resultantes evaluar el plan de tratamiento del paciente colocando un detector y realizando el análisis de la UH.

### **Trabajo futuro**

De acuerdo con los maniqués diseñados y a los resultados obtenidos en este trabajo, en particular, de los resultados obtenidos en el denominado maniquí de artefactos, resulta de gran

interés el diseño de maniqués, integrando insertos de diferentes materiales de ADE con diferentes tamaños con el fin de simular y/o reproducir casos clínicos de pacientes con prótesis metálicas, que requieran de tratamiento de teleterapia con acelerador lineal.

Determinar la dosis absorbida en maniqués que reproduzcan condiciones lo más cercanas a las reales, es decir, a las identificadas en pacientes, resulta un gran reto, debido a que las imágenes de TC generalmente empleadas para la determinación de la dosis absorbida resultan con presencia de artefactos generados por los materiales de ADE, aun cuando los software de reconstrucción intentan corregirlos.

El análisis realizado en el presente estudio considera campos cuadrados, siendo el de  $3\text{ cm} \times 3\text{ cm}$  el de menor dimensión, resultando para este tamaño de campo la mayor diferencia porcentual en comparación con los restantes, por lo que resultaría de gran interés el análisis para campos aún más pequeños en los que probablemente la diferencia porcentual de la dosis absorbida medida y calculada se incrementaría.

Adicionalmente para los campos pequeños el análisis con diferentes detectores diseñados para éste tipo de campos, complementaría dicha información lo que conduciría a un análisis más completo respecto a cada algoritmo de cálculo de los SPT, demostrando que en el área de teleterapia aún quedan diversos aspectos por mejorar en relación con la dosimetría de la determinación del cálculo de dosis absorbida.

## Capítulo 7. Referencias bibliográficas

Akselrod, M. S., Botter-Jensen, L. and McKeever, S. W. . (2007) 'Optically stimulated luminescence and its use in medical dosimetry', *Radiation Measurements*, 41, pp. 78–99. doi: 10.1016/j.radmeas.2007.01.004.

Amini, I., Akhlaghi, P. and Sarbakhsh, P. (2018) 'Construction and verification of a physical chest phantom from suitable tissue equivalent materials for computed tomography examinations', *Radiation Physics and Chemistry*, 150, pp. 51–57. doi: 10.1016/j.radphyschem.2018.04.020.

Andreo, P. (1991) 'Monte Carlo techniques in medical radiation physics', *Physics in Medicine and Biology*, 36(7), pp. 861–920.

Bentel, G. C. (1995) *Radiation Therapy Planning, Second Edition*.

Breitman, K. *et al.* (2007) 'Experimental validation of the Eclipse AAA algorithm', *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 8(2), pp. 76–92.

Bushberg, J. T. *et al.* (2012) *The Essential Physics of Medical Imaging*. doi: 10.1148/radiology.191.3.786.

Çakir, A. and Akgün, Z. (2019) 'Comparison of anisotropic analytical algorithm and acuros XB calculation algorithms on intensity-modulated radiotherapy and volumetric modulated arc therapy techniques for nasal cavity and paranasal sinus tumors: Effects on integral radiation dose', *Turkish Journal of Oncology*, 34(4), pp. 256–264. doi: 10.5505/tjo.2019.2075.

Calzado, A. and Geleijns, J. (2010) 'Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones', *Rev Fis Med*, 11, pp. 163–180.

Dance, D. R. *et al.* (2014) *Diagnostic Radiology Physics: a Handbook for Teachers and Students*, International Atomic Energy Agency.

Delgado R., J. M. *et al.* (2013) *Vol 4. Radioterapia Externa II: Dosimetría Clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad, Fundamentos de Física Médica, SEFM*.

Drosoula, G. *et al.* (2017) 'Metal artifacts in computed tomography for radiation therapy planning: dosimetric effects and impact of metal artifact reduction', *Medical physics*, 62(5), pp. 49–80. doi: 10.1118/1.598248.

Esch, A. Van *et al.* (2006) 'Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation', *Medical Physics*, 33(11), pp. 4130–4148. doi: 10.1118/1.2358333.

Fernández-Varea, J. M. *et al.* (2011) *Volumen 1: Medida de la radiación, Fundamentos de Física Médica*. Available at: <http://www.auladoc.com>.

Fogliata, A. *et al.* (2006) 'Dosimetric validation of the anisotropic analytical algorithm for photon dose calculation: Fundamental characterization in water', *Physics in Medicine and Biology*, 51(6), pp. 1421–1438. doi: 10.1088/0031-9155/51/6/004.

Fogliata, A. *et al.* (2011) 'Erratum: Dosimetric validation of the Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm: Fundamental characterization in water (Physics in Medicine and Biology (2011) 56 (1879-1904))', *Physics in Medicine and Biology*, 56(9), pp. 2885–2886. doi: 10.1088/0031-9155/56/9/2885.

Fogliata A., *et al.* (2011) 'Dosimetric evaluation of Acuros XB Advanced Dose Calculation algorithm in heterogeneous media', *Radiation Oncology*, 6(1), pp. 1–15. doi: 10.1186/1748-717X-6-82.

Gergely Kovacs, D. *et al.* (2018) 'Metal artefact reduction for accurate tumour delineation in radiotherapy', *Radiotherapy and Oncology*, 126(3), pp. 479–486. doi: 10.1016/j.radonc.2017.09.029.

Hendee W. R., *et al.* (2002) *Medical Imaging Physics, A John Wiley & Sons, Inc.*

Hernández V. A., *et al.* (2012) *Volumen 3 Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad, Fundamentos de Física Médica*.

Hussein, M., Clark, C. . and Nisbet, A. (2017) 'Challenges in calculation of the gamma index in radiotherapy – Towards good practice', *Physica Medica*, 36, pp. 1–11. doi: 10.1016/j.ejmp.2017.03.001.

IAEA (2005) 'Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos', *Colección de Informes Técnicos No. 398*, p. 261.

Jursinic, P. A. (2007) 'Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements', *Medical Physics*, 34(12), pp. 4594–4604. doi: 10.1118/1.2804555.

Kevin L. Moore (2019) 'Automated Radiotherapy Treatment Planning', *Seminars in Radiation Oncology*, 29(3), pp. 209–218. doi: 10.1016/j.semradonc.2019.02.003.

Khan, F. M. and Gibbons, J. P. (2014) *The Physics of Radiation Therapy*, Wolters Kluwer.

Mayles, P., Nahum, A. and Rosenwald, J. . (2007) 'Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice', *Taylor & Francis Group, LLC*, pp. 187–195.

MicroStar, U. M. (2014a) *Graphical User Interface: Features and Function*.

MicroStar, U. M. (2014b) 'Introduction to the MicroSTAR<sup>TM</sup> Medical Dosimetry System', pp. 1–34.

Nuyts J., et al (1998) 'Iterative reconstruction for helical CT: A simulation study', *Physics in Medicine and Biology*, 43(4), pp. 729–737.

Pawałowski B., et al. (2022) 'Accuracy of the doses computed by the Eclipse treatment planning system near and inside metal elements', *Scientific Reports*, 12(1), pp. 1–11.

Pifarré Martínez, X. et al. (2012) *Volumen 2 Radiodiagnóstico: bases físicas, equipos y control de calidad*. Volumen 2, *Fundamentos de Física Médica*. Volumen 2. Edited by A. Brosed.

Reft, C. et al. (2003) 'Dosimetric considerations for patients with HIP prostheses undergoing pelvic irradiation. Report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 63', *Medical Physics*, 30(6), pp. 1162–1182. doi: 10.1118/1.1565113.

Sartori, P. et al. (2015) 'Artefactos y artificios frecuentes en tomografía computada y resonancia magnética', *Revista Argentina de Radiología*, 79(4), pp. 192–204.

Thomas S. J (1999) 'Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning', *British Journal of Radiology*, 72(AUG.), pp. 781–786.

Ulmer W., et al. (2003) 'The inverse problem of a Gaussian convolution and its application to the finite size of the measurement chambers/detectors in photon and proton dosimetry', *Physics in Medicine and Biology*, 48(6), pp. 707–727.

Vassiliev, O. N. et al. (2010) 'Validation of a new grid-based Boltzmann equation solver for dose calculation in radiotherapy with photon beams', *Physics in Medicine and Biology*, 55(3), pp. 581–598. doi: 10.1088/0031-9155/55/3/002.

Venselaar, J., Welleweerd, H. and Mijnheer, B. (2001) 'Tolerances for the accuracy of photon beam dose calculations of treatment planning systems', *Radiotherapy and Oncology*, 60(2), pp. 191–201.

Wang, G., Yu, H. and De Man, B. (2008) 'An outlook on x-ray CT research and development',

*Medical Physics*, 35(3), pp. 1051–1064. doi: 10.1118/1.2836950.

Yukihara, E. G. and McKeever, S. W. . (2011) *Optically Stimulated Luminescence: Fundamentals and Applications*. John Wiley y Sons, Ltd.

Zifodya, J. M., Challens, C. H. . and Hsieh, W.-L. (2016) ‘From AAA to Acuros XB-clinical implications of selecting either Acuros XB dose-to-water or dose-to-medium’, *Australasian Physical and Engineering Sciences in Medicine*, 39(2), pp. 431–439. doi: 10.1007/s13246-016-0436-z.



## Apéndice B. Hojas de Excel de la determinación de la dosis absorbida mediante el detector tipo cámara de ionización

Nota:

- En este trabajo se obtuvieron tres medidas de las cuales se presenta como resultado final su promedio.
- Todos los resultados calculados en el SPT se evaluaron en los volúmenes definidos como VolEva y VolOSL.

Resultados obtenidos en el maniquí de referencia

Resultados de la determinación de dosis absorbida con CI: maniquí de referencia, AAA (Figura 5.1)						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	$M_Q$ [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.954	6.882	2.017	2.029	0.57	238
8 x 8	6.971	6.899	2.022	2.028	0.28	244
5 x 5	6.988	6.916	2.027	2.027	0.02	258
3 x 3	6.969	6.898	2.022	2.014	0.39	271

Resultados de la determinación de dosis absorbida con CI: maniquí de referencia, AXB (Figura 5.1)						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	$M_Q$ [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy] en el medio	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.954	6.882	2.017	2.054	1.78	238
8 x 8	6.971	6.899	2.022	2.062	1.92	244
5 x 5	6.988	6.916	2.027	2.065	1.82	258
3 x 3	6.969	6.898	2.022	2.050	1.37	271

Factores:

$$k_{TP} = 0.9776 \text{ con } T = 16.8 \text{ }^\circ\text{C y } P = 101.82 \text{ kPa}, k_{pol} = 1.008, N_{D,w,Q_0} = 0.2956 \text{ Gy/nC}, k_s = 1.0041, k_{elec} = 1, k_{QQ_0} = 0.9917.$$

Resultados obtenidos en el maniquí con heterogeneidades

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de heterogeneidades, AAA (Figura 5.2)						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	$M_Q$ [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.951	6.874	2.015	2.024	0.44	256
8 x 8	6.975	6.897	2.022	2.023	0.06	263
5 x 5	6.991	6.914	2.027	2.022	0.23	280
3 x 3	6.977	6.900	2.023	2.012	0.52	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI : maniquí de heterogeneidades, AXB (Figura 5.2)						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy] en el medio	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.951	6.874	2.015	2.051	1.75	256
8 x 8	6.975	6.897	2.022	2.056	1.66	263
5 x 5	6.991	6.914	2.027	2.058	1.53	280
3 x 3	6.977	6.900	2.023	2.064	2.01	297

Factores:

$k_{TP} = 0.977$  con  $T = 16.7\text{ }^{\circ}\text{C}$  y  $P = 101.87\text{ kPa}$ ,  $k_{pol} = 1.009$ ,  $N_{D,w,Q_0} = 0.2956\text{ Gy/nC}$ ,  $k_s = 1.0038$ ,  $k_{elec} = 1$ ,  $k_{Q_0} = 0.9917$ .

Resultados obtenidos en el maniquí con artefactos

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.3)						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.998	7.07	2.072	2.024	2.36	256
8 x 8	7.050	7.12	2.087	2.023	3.17	263
5 x 5	7.113	7.18	2.106	2.022	4.14	280
3 x 3	7.070	7.14	2.093	2.013	3.97	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.3)						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy] en el medio	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.998	7.07	2.07	1.971	5.11	256
8 x 8	7.050	7.12	2.09	1.972	5.84	263
5 x 5	7.113	7.18	2.11	1.969	6.94	280
3 x 3	7.070	7.14	2.09	1.958	6.90	297

Factores:

$k_{TP} = 0.9980$  con  $T = 19\text{ }^{\circ}\text{C}$  y  $P = 100.5\text{ kPa}$ ,  $k_{pol} = 1.002$ ,  $N_{D,w,Q_0} = 0.2956\text{ Gy/nC}$ ,  $k_s = 1.010$ ,  $k_{elec} = 1$ ,  $k_{Q_0} = 0.9917$ .

Resultados al variar la UH en el SPT con AAA

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando -300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.506	6.571	1.926	2.015	4.41	242
8 x 8	6.530	6.595	1.933	2.015	4.06	248
5 x 5	6.534	6.600	1.935	2.013	3.90	264
3 x 3	6.550	6.615	1.939	1.999	3.00	280

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando -200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>Q</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.638	6.704	1.965	2.018	2.61	246
8 x 8	6.655	6.721	1.970	2.018	2.37	253
5 x 5	6.668	6.735	1.974	2.017	2.13	269
3 x 3	6.671	6.737	1.975	2.005	1.50	285

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando -100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>Q</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.763	6.830	2.002	2.021	0.93	251
8 x 8	6.785	6.852	2.009	2.021	0.61	258
5 x 5	6.801	6.869	2.014	2.019	0.27	274
3 x 3	6.796	6.864	2.012	2.009	0.16	291

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 0 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>Q</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.905	6.973	2.044	2.025	0.95	256
8 x 8	6.930	6.999	2.052	2.024	1.36	263
5 x 5	6.951	7.020	2.058	2.023	1.72	280
3 x 3	6.948	7.018	2.057	2.014	2.14	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>Q</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	7.033	7.104	2.082	2.027	2.73	261
8 x 8	7.059	7.130	2.090	2.027	3.10	268
5 x 5	7.094	7.165	2.100	2.026	3.66	286
3 x 3	7.098	7.169	2.101	2.018	4.13	303

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>Q</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	7.099	7.169	2.102	2.028	3.63	263
8 x 8	7.129	7.200	2.110	2.028	4.07	271
5 x 5	7.166	7.238	2.122	2.027	4.67	289
3 x 3	7.176	7.248	2.125	2.019	5.23	307

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	7.163	6.136	1.799	2.03	11.40	266
8 x 8	7.191	6.164	1.807	2.029	10.94	273
5 x 5	7.235	6.209	1.820	2.028	10.26	292
3 x 3	7.249	6.222	1.824	2.021	9.75	310

### Resultados al variar la UH en el SPT con AXB

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando -300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.506	6.571	1.926	1.978	2.62	242
8 x 8	6.530	6.595	1.933	1.982	2.47	248
5 x 5	6.534	6.600	1.935	1.983	2.44	264
3 x 3	6.550	6.615	1.939	1.977	1.92	280

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando -200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.638	6.704	1.965	1.983	0.90	246
8 x 8	6.655	6.721	1.970	1.987	0.84	253
5 x 5	6.668	6.735	1.974	1.986	0.60	269
3 x 3	6.671	6.737	1.975	1.979	0.21	285

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando -100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de Dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.763	6.830	2.002	1.987	0.76	251
8 x 8	6.785	6.852	2.009	1.99	0.94	258
5 x 5	6.801	6.869	2.014	1.987	1.34	274
3 x 3	6.796	6.864	2.012	1.978	1.73	291

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 0 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	6.905	6.973	2.044	2.019	1.25	256
8 x 8	6.930	6.999	2.052	2.022	1.46	263
5 x 5	6.951	7.020	2.058	2.022	1.77	280
3 x 3	6.948	7.018	2.057	2.013	2.19	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	7.033	7.104	2.082	2.034	2.37	261
8 x 8	7.059	7.130	2.090	2.038	2.55	268
5 x 5	7.094	7.165	2.100	2.039	3.00	286
3 x 3	7.098	7.169	2.101	2.031	3.46	303

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	7.099	7.169	2.102	2.038	3.12	263
8 x 8	7.129	7.200	2.110	2.042	3.35	271
5 x 5	7.166	7.238	2.122	2.044	3.80	289
3 x 3	7.176	7.248	2.125	2.037	4.30	307

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)						
Asignando 300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC						
Tamaño de campo (cm x cm)	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
10 x 10	7.163	6.136	1.799	2.043	11.96	266
8 x 8	7.191	6.164	1.807	2.047	11.73	273
5 x 5	7.235	6.209	1.820	2.05	11.22	292
3 x 3	7.249	6.222	1.824	2.043	10.72	310

### Resultados obtenidos con tratamientos de campos dinámicos (tres pacientes VMAT y tres IMRT)

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: Maniquí artefactos, AAA (Figura 5.6)						
Paciente	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
Px1	6.088	6.05	1.773	1.833	3.255	477
Px2	5.928	5.89	1.727	1.758	1.779	428
Px3	7.007	6.96	2.041	2.082	1.978	590
Px4	6.488	6.45	1.890	1.919	1.524	1262
Px5	11.503	11.43	3.351	3.401	1.483	1307
Px6	7.133	7.09	2.078	2.107	1.390	1425

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con CI: Maniquí artefactos, AXB (Figura 5.6)						
Paciente	Carga recolectada promedio [nC]	M <sub>0</sub> [nC]	Dosis con CI [Gy]	Dosis media en CI en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT	UM
Px1	6.088	6.05	1.773	1.832	3.202	477
Px2	5.928	5.89	1.727	1.751	1.386	428
Px3	7.007	6.96	2.041	2.096	2.633	590
Px4	6.488	6.45	1.890	1.917	1.422	1262
Px5	11.503	11.43	3.351	3.428	2.259	1307
Px6	7.133	7.09	2.078	2.107	1.390	1425

Factores:

$k_{TP} = 0.9818$  con  $T = 15.5\text{ }^{\circ}\text{C}$  y  $P = 100.93\text{ kPa}$ ,  $k_{pol} = 1.080$ ,  $N_{D,w,Q_0} = 0.2956\text{ Gy/nC}$ ,  $k_s = 1.004$ ,  $k_{elec} = 1$ ,  $k_{Q_0} = 0.9917$ .

Resultados al variar la UH en el SPT con AAA y AXB (tres pacientes VMAT y tres IMRT)

Px1		Dosis con CI:		4.18 Gy	
UH	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AXB	
-300	4.238	1.41	4.219	0.97	
-200	4.205	0.64	4.184	0.14	
-100	4.17	0.19	4.149	0.70	
0	4.134	1.07	4.155	0.55	
100	4.098	1.95	4.136	1.02	
200	4.081	2.38	4.127	1.24	
300	4.064	2.81	4.121	1.38	
Figura 5.7	lado izquierdo		lado derecho		

Px2		Dosis con CI:		1.758 Gy	
UH	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AXB	
-300	1.843	2.35	1.821	1.17	
-200	1.825	1.38	1.788	0.66	
-100	1.787	0.71	1.757	2.43	
0	1.759	2.32	1.754	2.61	
100	1.732	3.91	1.732	3.91	
200	1.719	4.70	1.725	4.33	
300	1.706	5.49	1.717	4.82	
Figura 5.7	lado izquierdo		lado derecho		

Px3		Dosis con CI:		2.082 Gy	
UH	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AXB	
-300	2.112	1.52	2.162	0.82	
-200	2.142	0.10	2.129	0.71	
-100	2.172	1.28	2.112	1.52	
0	2.081	3.04	2.096	2.30	
100	2.052	4.49	2.078	3.19	
200	2.038	5.21	2.067	3.73	
300	2.024	5.94	2.059	4.14	
Figura 5.7	lado izquierdo		lado derecho		

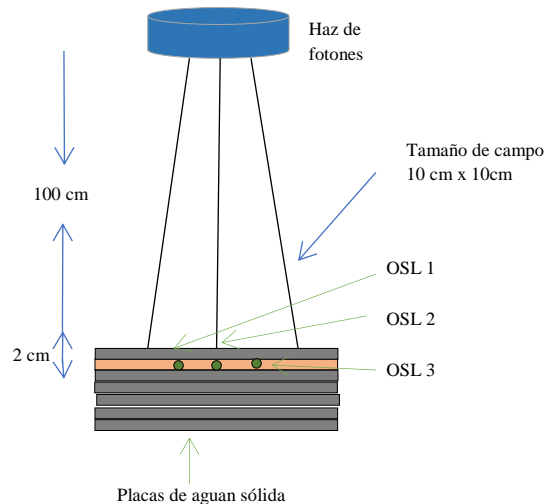
Px4		Dosis con CI:		1.919 Gy	
UH	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AXB	
-300	1.99	1.70	1.968	0.60	
-200	1.968	0.60	1.949	0.36	
-100	1.946	0.52	1.929	1.41	
0	1.925	1.62	1.931	1.30	
100	1.903	2.79	1.92	1.88	
200	1.893	3.33	1.914	2.20	
300	1.883	3.88	1.91	2.41	
Figura 5.7	lado izquierdo			lado derecho	

Px5		Dosis con CI:		3.401 Gy	
UH	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AXB	
-300	3.569	2.64	3.562	2.44	
-200	3.513	1.08	3.498	0.66	
-100	3.457	0.52	3.438	1.07	
0	3.404	2.08	3.433	1.22	
100	3.349	3.76	3.398	2.26	
200	3.325	4.51	3.377	2.90	
300	3.299	5.33	3.36	3.42	
Figura 5.7	lado izquierdo			lado derecho	

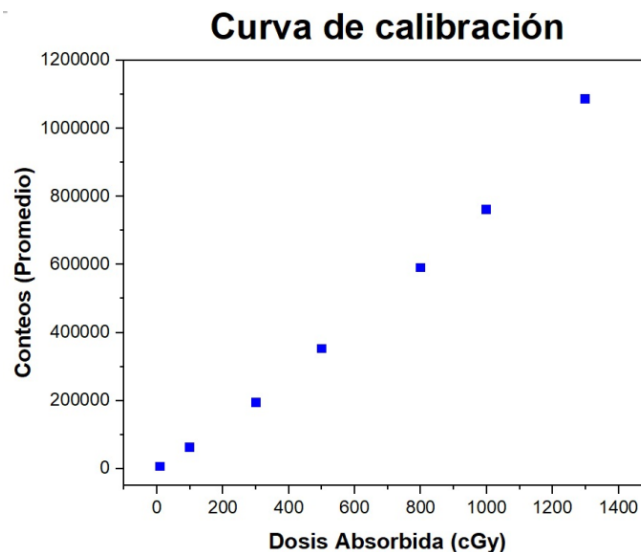
Px6		Dosis con CI:		2.107 Gy	
UH	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en CI en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con CI Vs calculada en SPT por AXB	
-300	2.207	2.51	2.185	1.53	
-200	2.176	1.12	2.154	0.11	
-100	2.145	0.31	2.124	1.30	
0	2.113	1.83	2.123	1.35	
100	2.083	3.30	2.105	2.22	
200	2.068	4.04	2.095	2.70	
300	2.054	4.75	2.087	3.10	
Figura 5.7	lado izquierdo			lado derecho	

## Apéndice C. Calibración clínica del lector MicroSTARII™ para el haz de fotones generado por una diferencia de potencial de 6 MV

Se programa en la consola del acelerador lineal de electrones marca Varian, un tamaño de campo de  $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$ , se coloca sobre la mesa de tratamiento un maniquí formado por cinco placas de agua sólida de  $1\text{ cm}$  de espesor, después se colocaron tres OSL y sobre ellos  $1\text{ cm}$  de material de gel e inmediatamente una placa de  $1\text{ cm}$ . Ver siguiente figura.



Los OSL fueron previamente identificados, antes de ser irradiados con el haz de fotones generado por una diferencia de potencial de  $6\text{ MV}$ , se programa una tasa de  $300\text{ UM/min}$ , posteriormente cada OSL fue escaneado con el lector MicroSTARII™, en total se utilizaron cuarenta y dos OSL. A continuación, se presenta la curva de calibración obtenida después de escanear (obtener la lectura de la dosis absorbida) cada uno de los OSL.





## Apéndice D. Resultados obtenidos con los detectores tipo OSL

### Resultados obtenidos en el maniquí de referencia con OSL

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: Maniquí de referencia, AAA (Figura 5.1)				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.072	2.100	1.34	238
8 X 8	2.068	2.100	1.50	244
5 X 5	2.071	2.098	1.27	258
3 x 3	1.953	1.980	1.35	271

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: Maniquí de referencia, AXB (Figura 5.1)				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.072	2.112	1.90	238
8 X 8	2.068	2.120	2.43	244
5 X 5	2.071	2.124	2.48	258
3 x 3	1.953	1.997	2.19	271

### Resultados obtenidos en el maniquí de heterogeneidades con OSL

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: Maniquí de Heterogeneidades, AAA (Figura 5.2)				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.053	2.079	1.24	256
8 X 8	2.048	2.079	1.50	263
5 X 5	2.051	2.077	1.24	280
3 x 3	1.965	1.995	1.53	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: Maniquí de Heterogeneidades, AXB (Figura 5.2)				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.053	2.077	1.14	256
8 X 8	2.048	2.081	1.59	263
5 X 5	2.051	2.082	1.48	280
3 x 3	1.965	2.023	2.89	297

### Resultados obtenidos en el maniquí de artefactos con OSL

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: Maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.3)				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.175	2.113	2.93	256
8 X 8	2.189	2.114	3.55	263
5 X 5	2.197	2.112	4.00	280
3 x 3	2.070	1.980	4.54	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: Maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.3)				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.175	2.108	3.18	256
8 X 8	2.189	2.122	3.16	263
5 X 5	2.197	2.122	3.51	280
3 x 3	2.070	2.008	3.08	297

## Resultados al variar la UH en el SPT con AAA

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando -300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.004	2.097	4.42	242
8 X 8	2.019	2.098	3.79	248
5 X 5	2.014	2.090	3.63	264
3 x 3	1.888	1.944	2.91	280

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando -200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.062	2.104	2.00	246
8 X 8	2.065	2.105	1.90	253
5 X 5	2.066	2.100	1.62	269
3 x 3	1.986	1.955	1.59	285

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando -100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.122	2.107	0.71	251
8 X 8	2.123	2.108	0.71	258
5 X 5	2.122	2.105	0.81	274
3 x 3	1.948	1.965	0.87	291

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 0 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.157	2.112	2.13	256
8 X 8	2.159	2.113	2.18	263
5 X 5	2.158	2.111	2.23	280
3 x 3	2.041	1.975	3.34	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.195	2.119	3.61	261
8 X 8	2.194	2.120	3.50	268
5 X 5	2.200	2.119	3.82	286
3 x 3	2.083	1.988	4.78	303

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.210	2.122	4.17	263
8 X 8	2.230	2.123	5.04	271
5 X 5	2.245	2.123	5.75	289
3 x 3	2.104	1.994	5.52	307

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AAA (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	1.885	2.123	11.21	266
8 X 8	1.890	2.124	11.02	273
5 X 5	1.854	2.124	12.71	292
3 x 3	1.758	1.996	11.92	310

## Resultados al variar la UH en el SPT con AXB

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando -300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.004	2.076	3.45	242
8 X 8	2.019	2.080	2.96	248
5 X 5	2.014	2.082	3.26	264
3 x 3	1.888	1.967	4.04	280

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando -200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.062	2.079	0.82	246
8 X 8	2.065	2.083	0.86	253
5 X 5	2.066	2.084	0.86	269
3 x 3	1.986	1.972	0.71	285

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando -100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.122	2.082	1.92	251
8 X 8	2.123	2.085	1.82	258
5 X 5	2.122	2.084	1.82	274
3 x 3	1.948	1.975	1.37	291

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 0 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.157	2.123	1.60	256
8 X 8	2.159	2.126	1.55	263
5 X 5	2.158	2.127	1.46	280
3 x 3	2.041	2.011	1.49	297

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 100 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.195	2.140	2.59	261
8 X 8	2.194	2.144	2.34	268
5 X 5	2.200	2.145	2.56	286
3 x 3	2.083	2.032	2.51	303

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 200 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la Tc				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	2.210	2.146	3.01	263
8 X 8	2.230	2.151	3.67	271
5 X 5	2.245	2.153	4.27	289
3 x 3	2.104	2.041	3.09	307

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: maniquí de artefactos, AXB (Figura 5.4 lado derecho)				
Asignando 300 UH a estructura identificada como artefactos en cortes de la TC				
Tamaño de campo (cm x cm)	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy]	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT	UM
10 X 10	1.885	2.154	12.49	266
8 X 8	1.890	2.159	12.46	273
5 X 5	1.854	2.162	14.25	292
3 x 3	1.758	2.049	14.20	310

Resultados obtenidos con tratamientos de campos dinámicos (tres pacientes VMAT y tres IMRT)

Resultados de la determinación de la dosis absorbida con OSL: Maniquí artefactos, AAA (Figura 5.6)						
Paciente	Dosis con OSL [Gy]	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AAA	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AAA	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AXB	UM
Px1	4.20	3.963	3.960	5.876	5.978	477
Px2	1.786	1.703	1.71	4.856	4.424	428
Px3	2.158	2.066	2.069	4.461	4.325	590
Px4	1.959	1.853	1.854	5.707	5.658	1262
Px5	3.507	3.395	3.398	3.318	3.206	1307
Px6	2.110	2.049	2.057	2.998	2.574	1425

Resultados al variar la UH en el SPT con AAA y AXB (tres pacientes VMAT y tres IMRT)

Px1		Dosis con OSL:		4.20 Gy	
UH	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AXB	
-300	4.284	2.05	4.224	0.66	
-200	4.246	1.18	4.184	0.29	
-100	4.206	0.24	4.145	1.23	
0	4.166	0.72	4.145	1.23	
100	4.124	1.75	4.120	1.84	
200	4.105	2.22	4.105	2.22	
300	4.084	2.74	4.093	2.52	
Figura 5.8	lado izquierdo			lado derecho	

Px2		Dosis con OSL:		1.786 Gy	
UH	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AXB	
-300	1.857	3.82	1.83	2.40	
-200	1.829	2.35	1.798	0.67	
-100	1.8	0.78	1.766	1.13	
0	1.765	1.19	1.768	1.02	
100	1.744	2.41	1.744	2.41	
200	1.731	3.18	1.74	2.64	
300	1.718	3.96	1.732	3.12	
Figura 5.8	lado izquierdo			lado derecho	

Px3		Dosis con OSL:		2.158 Gy	
UH	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AXB	
-300	2.139	0.89	2.179	0.96	
-200	2.171	0.60	2.145	0.61	
-100	2.203	2.04	2.139	0.89	
0	2.108	2.37	2.107	2.42	
100	2.077	3.90	2.086	3.45	
200	2.062	4.66	2.073	4.10	
300	2.048	5.37	2.062	4.66	
Figura 5.8	lado izquierdo			lado derecho	

Px4		Dosis con OSL:		1.959 Gy	
UH	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AXB	
-300	2.018	2.92	1.987	1.41	
-200	1.993	1.71	1.965	0.31	
-100	1.969	0.51	1.943	0.82	
0	1.947	0.62	1.939	1.03	
100	1.923	1.87	1.925	1.77	
200	1.912	2.46	1.916	2.24	
300	1.9	3.11	1.908	2.67	
Figura 5.8	lado izquierdo			lado derecho	

Px5		Dosis con OSL:		3.507 Gy	
UH	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AXB	
-300	3.618	3.07	3.581	2.07	
-200	3.559	1.46	3.514	0.20	
-100	3.498	0.26	3.45	1.65	
0	3.44	1.95	3.452	1.59	
100	3.381	3.73	3.4	3.15	
200	3.354	4.56	3.376	3.88	
300	3.325	5.47	3.354	4.56	
Figura 5.8	lado izquierdo			lado derecho	

Px6		Dosis con OSL:		2.110 Gy	
UH	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AAA	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AAA	Dosis media en OSL en SPT [Gy] por AXB	Diferencia [%] de dosis con OSL Vs calculada en SPT por AXB	
-300	2.16	2.31	2.126	0.75	
-200	2.128	0.85	2.095	0.72	
-100	2.098	0.57	2.065	2.18	
0	2.069	1.98	2.06	2.43	
100	2.039	3.48	2.041	3.38	
200	2.025	4.20	2.029	3.99	
300	2.011	4.92	2.018	4.56	
Figura 5.8	lado izquierdo			lado derecho	