



Universidad Central De Venezuela

Facultad De Ciencias

Escuela De Física

**LIMITACIÓN EN LA DETERMINACIÓN DE DOSIS EN SISTEMAS DE
PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PARA RADIOTERAPIA A
PROFUNDIDADES MAYORES A 40 CM, MEDIANTE EL USO DE TÉCNICAS
DE RADIOTERAPIA CONFORMADA EN 3D Y RADIOTERAPIA DE
INTENSIDAD MODULADA (IMRT)**

Autor: Lic. Ana Luisa Da Silva De Sousa

TRABAJO DE GRADO DE MAESTRÍA

Presentado ante la Ilustre Universidad Central de Venezuela

como requisito parcial para optar al título de

Magister Scientiarum en Física Médica

Tutor: Dr. Jesús E. Dávila

Caracas, Marzo de 2018



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
COMISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Comisión de
Estudios de
Postgrado

VEREDICTO



Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo de Grado presentado por: **ANA LUISA DA SILVA DE SOUSA**, Cédula de identidad N°.16087531, bajo el título "LIMITACIÓN EN LA DETERMINACIÓN DE DOSIS EN SISTEMAS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PARA RADIOTERAPIA A PROFUNDIDADES MAYORES A 40 CM, MEDIANTE EL USO DE TÉCNICAS DE RADIOTERAPIA CONFORMADA EN 3D Y RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)", a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **08 de MARZO de 2018** a las **09:30 a.m.**, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en **Sala del Centro de Computación**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual **respondió satisfactoriamente** a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió **aprobarlo**, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por el autor, que **se ajusta** a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado cumple con los requisitos correspondientes a un Trabajo de Maestría y representa un aporte en el estudio de los sistemas de planificación de tratamiento para radioterapia a distancias mayores de 40 cm de profundidad, dejando evidencia de las diferencias de dosis medidas cuando se comparan con las calculadas.

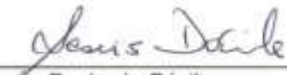
En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los **08** días del mes de **Marzo** del año **2018**, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como **Coordinador del jurado** el Dr. Jesús Dávila (UCV).



Dr. Esteban Álvarez
C.I. 9525744
UCV



M.Sc. Iván Escalona
C.I. 2979202
UCV



Dr. Jesús Dávila
C.I. 8026322
UCV
Tutor



ep/08/03/2018

DEDICATORIA

*A mi padre,
José Antonio Da Silva.*

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, agradezco a Dios por darme la sabiduría y la constancia necesaria para lograr mis objetivos y permitirme tomar las decisiones que han traído hasta aquí.

A mi esposo, José Sánchez por ser el pilar de mi vida y por brindarme su apoyo, amor y comprensión a lo largo de esta gran experiencia.

A mi madre y hermanos, por formarme como persona y darme todo su amor incondicional.

A mi tutor Jesús Dávila por brindarme su apoyo, sabiduría, confianza y paciencia durante la elaboración de este trabajo.

Al Servicio de Radioterapia Oncológica La Trinidad, C.A. por apoyarme institucionalmente, brindarme sus instalaciones y equipos necesarios para el desarrollo de esta investigación.

A la empresa de Física Médica, C.A., por compartir sus valiosos conocimientos y experiencia en el manejo de los equipos y toda la colaboración prestada.

A todos aquellos que han formado parte de este maravilloso viaje a través del conocimiento de la física médica. ¡Infinitamente Gracias!

RESUMEN

Limitación en la determinación de dosis en sistemas de planificación de tratamiento para radioterapia a profundidades mayores a 40 cm, mediante el uso de técnicas de radioterapia conformada en 3D y radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

Lic. Ana Luisa Da Silva, Dr. Jesús E. Dávila

Los sistemas de planificación de tratamiento (SPT) son una herramienta de gran ayuda para el cálculo de dosis en las técnicas modernas de tratamiento en radioterapia externa, como Radioterapia Conformada en 3D (RTC-3D) o Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT), ya que estas demandan una mayor precisión en el cálculo de dosis. La precisión de los SPT ha sido estudiada por diversos autores, sin embargo, debido a que estos sistemas limitan el cálculo de dosis a una matriz finita, la información es poca cuando se desea saber sobre el comportamiento del haz en los extremos de la matriz de cálculo de dosis en dichos sistemas. Por lo tanto, se plantea estudiar las limitaciones del sistema de planificación de tratamiento al realizar el cálculo de dosis más allá de los límites de la matriz de cálculo, utilizando técnicas de radioterapia conformada en 3D e intensidad modulada IMRT. Para ello se procedió a evaluar de manera cuantitativa la dosis a profundidades mayores de 40 cm en un maniquí para ser comparado con la dosis calculada por el SPT a diferentes profundidades. Para la fase experimental, se diseñó un maniquí relleno de agua que permitiera para alcanzar distancias de hasta 57 cm y que cumpliera con las condiciones establecidas en los protocolos internacionales de dosimetría. Seguidamente, se realizó en el SPT un maniquí virtual con las mismas dimensiones que el maniquí diseñado, para evaluar el comportamiento de la dosis a diferentes profundidades elaborando planes de tratamiento para un conjunto de campos de tratamiento de RTC-3D e IMRT de gantry fijo, para potenciales de 6 MV y 18 MV. Luego, utilizando la cámara de ionización tipo FARMER (0.6 cc), se realizaron medidas de dosis absorbida a diferentes profundidades en el maniquí para los mismos campos simulados en el SPT, con la finalidad de determinar la diferencia porcentual entre ambos valores. Las diferencias porcentuales promedio encontradas para profundidades desde la superficie hasta 30 cm, están alrededor del 2% para ambas técnicas. Mientras que, para profundidades de entre 30 cm a 40 cm, rango de extrapolación del SPT, la diferencia porcentual promedio utilizando la técnica de RTC-3D es de 1,8% para la energía de 6 MV y de 1,7% para la energía de 18 MV; con IMRT la diferencia obtenida es de 1,9% para la energía de 6 MV y de 1,2% para 18 MV. Sin embargo, para profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm la diferencia porcentual aumenta, siendo estas de 4,7% para la energía de 6 MV y de 3,0% para 18 MV utilizando RTC-3D y de 6,6% para la energía de 6 MV y de 3,8% para 18 MV con IMRT. Las diferencias obtenidas se encuentran dentro de valores de precisión aceptables, excepto para profundidades mayores a 40 cm cuando se utiliza la técnica de IMRT con un potencial de aceleración de 6MV.

Palabras clave: Sistemas de planificación de tratamiento, Radioterapia Conformada en 3D, IMRT.

ÍNDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	iii
AGRADECIMIENTOS	iv
RESUMEN	v
ÍNDICE DE CONTENIDO	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xiii
INTRODUCCIÓN.....	1
Planteamiento del problema	1
Objetivo de la investigación	3
Objetivo General.....	3
Objetivos Específicos	3
CAPÍTULO I	5
RADIOTERAPIA CONFORMADA 3D Y RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT).....	5
1.1 Radioterapia Conformada 3D.....	5
1.1.1 Tipos de Radioterapia Conformada	6
1.1.1.1 Radioterapia Conformada Estática.....	6
1.1.1.2 Radioterapia Conformada Segmentada.....	6
1.1.1.3 Radioterapia Conformada Dinámica.....	6
1.1.2 Colimador Multiláminas	6
1.2 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)	8
1.2.2 Optimización de dosis en IMRT	8

1.2.3 Tipos de modulación de intensidad.....	9
1.2.3.1 IMRT Step and Shoot.....	10
1.2.3.2 IMRT Sliding Windows	11
1.2.3.3 IMRT en arco	13
1.2.4 Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT)	14
CAPÍTULO II	16
ALGORITMOS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PARA RADIOTERAPIA	16
2.1 Algoritmo Anisotrópico Analítico (AAA)	16
2.1.1 Calculo de Dosis en el Algoritmo Anisotrópico Analítico (AAA).....	17
2.1.1.1 Módulo de cálculo de dosis	17
2.1.1.2 Módulo de Configuración	17
Fuente primaria	19
Fuente Extra- Focal	19
Fuente por contaminación	20
2.1.2 Dispersión de fotones por cuña.....	20
2.1.3 Calculo volumétrico de dosis.....	21
2.1.3.1 Cálculo de dosis de fotón	23
2.1.3.2 Escala de densidad lateral de kernels de dispersión de fotones	25
2.1.4 Contaminación por electrones.....	25
2.1.5 Superposición y conversión a dosis	26
2.1.6 Calculo de unidades monitor (UM)	27
2.2 Algoritmo de cálculo <i>Pencil Beam Convolution</i> (PBC).....	27
2.2.1 Calculo de dosis de profundidad.....	30
2.2.2 Valores del perfil de datos	30

CAPÍTULO III.....	32
MATERIALES Y EQUIPOS.....	32
3.1 Acelerador Lineal Clínico	32
3.2 Sistema dosimétrico.....	34
3.3 Sistema de Planificación de tratamiento (SPT)	36
3.4 Termómetro digital y barómetro analógico	37
3.5 Maniquí.....	38
CAPÍTULO IV	40
METODOLOGÍA EXPERIMENTAL	40
4.1 Diseño del maniquí.....	40
4.1.1 Diseño y elaboración del maniquí	40
4.1.2 Diseño del maniquí virtual.....	42
4.2 Montaje Experimental	44
4.3 Dosimetría	46
4.3.1 Dosimetría de simulación	46
4.3.1.1 Dosimetría de simulación mediante la técnica de radioterapia conformada 3D.....	47
4.3.1.2 Dosimetría de simulación mediante la técnica de radioterapia IMRT	48
4.3.2 Dosimetría en maniquí.....	50
4.4 Comparación de los métodos de cálculo de dosis	51
CAPITULO V	52
ANÁLISIS DE RESULTADOS	52
5.1 Dosimetría	52
5.1.1 Dosimetría en Simulación.....	52

5.1.1.1 Dosimetría en Simulación con la técnica de Radioterapia Conformada 3D.....	52
5.1.1.2 Dosimetría en Simulación Técnica Radioterapia de Intensidad Modulada IMRT de Gantry Fijo.....	64
5.1.2 Dosimetría en maniquí.....	67
5.1.2.1 Factores de calibración.....	67
5.1.2.2 Dosimetría en maniquí utilizando la técnica de radioterapia conformada 3D.....	70
5.1.2.3 Dosimetría en maniquí utilizando la técnica de radioterapia de intensidad modulada IMRT	95
5.1.3 Comparación de los métodos de cálculo de dosis.....	99
5.1.3.1 Comparación de los métodos de cálculo de dosis utilizando radioterapia conformada 3D.....	99
5.1.3.2 Comparación de los métodos de cálculo de dosis utilizando radioterapia de intensidad modulada IMRT de gantry fijo.....	125
CONCLUSIONES	130
BIBLIOGRAFÍA	132

ÍNDICE DE FIGURAS

CAPÍTULO I

<i>Figura 1.1.- a) Vista de proyección del haz (Beam's Eye View) de un campo de tratamiento; b) Histograma dosis-volumen del volumen blanco y estructuras a riesgo en un tratamiento de radioterapia.</i>	<i>6</i>
<i>Figura 1.2.- Colimador multiláminas (MLC).....</i>	<i>7</i>
<i>Figura 1.3.- Modelo de una lámina del Colimador Multiláminas.....</i>	<i>7</i>
<i>Figura 1.4.- Modalidades de entrega de IMRT.....</i>	<i>10</i>
<i>Figura 1.5.- Representación esquemática de la entrega de tratamiento usando la técnica de IMRT Step and Shoot.....</i>	<i>11</i>
<i>Figura 1.6.- Representación esquemática de la entrega de tratamiento usando la técnica de IMRT Sliding windows.</i>	<i>12</i>

CAPÍTULO II

<i>Figura 2.1.- Componentes de la unidad de tratamiento, división del haz (Tomado de: Varian, 2015)</i>	<i>18</i>
<i>Figura 2.2. Sistema de coordenadas del paciente y del beamlet en el plano X-Z (Tomado de: Varian, 2015).</i>	<i>22</i>
<i>Figura 2.3.- Modelo de reconstrucción del haz (Modificado de: Varian, 2015).....</i>	<i>28</i>

CAPÍTULO III

<i>Figura 3.1.- Acelerador lineal Clinac® IX - Varian Medical Systems.....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 3.2.- a) Electrómetro PTW UNIDOS E; b) Cámara de ionización Farmer TW30013-0743</i>	<i>35</i>
<i>Figura 3.3.- Certificado de calibración de la cámara de ionización</i>	<i>35</i>
<i>Figura 3.4.- Sistema de planificación de tratamiento Eclipse™.....</i>	<i>37</i>
<i>Figura 3.5.- a) Termómetro digital y b) Barómetro analógico</i>	<i>37</i>
<i>Figura 3.6.- Maniquí cilíndrico utilizado para la medición de dosimetría en agua</i>	<i>38</i>
<i>Figura 3.7.- Sistema de posicionamiento que permite mediciones desde la superficie hasta 60 cm de profundidad.....</i>	<i>39</i>

CAPÍTULO IV

<i>Figura 4.1.- Diagrama de las dimensiones mínimas requeridas del maniquí. $A_1 = 20$ cm es el tamaño del campo en la superficie, $A_2 = 31,4$ cm es el tamaño del campo en la profundidad máxima de medición, $S = 57$ cm es la profundidad máxima de medición y $DFS = 100$ cm es la Distancia Fuente Superficie.</i>	<i>41</i>
<i>Figura 4.2.- Sistema de posicionamiento de la cámara de ionización</i>	<i>42</i>
<i>Figura 4.3.- Configuración del maniquí virtual utilizado para la planificación en el SPT</i>	<i>43</i>
<i>Figura 4.4.- Maniquí virtual utilizado para la planificación en el sistema de planificación Eclipse</i>	<i>43</i>
<i>Figura 4.5.- Montaje experimental en el Acelerador Lineal Clinac IX.....</i>	<i>44</i>
<i>Figura 4.6.- Soporte de la cámara de ionización colocado sobre el maniquí.....</i>	<i>45</i>
<i>Figura 4.7.- Proyección de la cámara de ionización en el fondo del maniquí.....</i>	<i>46</i>
<i>Figura 4.8.- Maniquí virtual creado en el SPT con estructuras delimitadas cada 3 cm para la simulación con la técnica de radioterapia conformada 3D.....</i>	<i>47</i>
<i>Figura 4.9.- Maniquí virtual creado en el SPT con las estructuras para la simulación con la técnica de radioterapia de intensidad modulada IMRT</i>	<i>49</i>
CAPÍTULO V	
<i>Figura 5.1.- Cortes del maniquí creado en el SPT para dosimetría usando la técnica de radioterapia conformada 3D: (a) vista axial, (b) vista sagital y (c) vista tridimensional.....</i>	<i>52</i>
<i>Figura 5.2.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 5×5 cm²: (a) potencial de aceleración de 6 MV y (b) 18 MV</i>	<i>53</i>
<i>Figura 5.3.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 10×10 cm²: (a) potencial de aceleración de 6 MV y (b) 18 MV.....</i>	<i>54</i>
<i>Figura 5.4.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 15×15 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV</i>	<i>56</i>
<i>Figura 5.5.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 20×20 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV</i>	<i>58</i>
<i>Figura 5.6.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 10×15 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV</i>	<i>59</i>
<i>Figura 5.7.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 15×10 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV</i>	<i>61</i>
<i>Figura 5.8.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para un campo conformado de tamaño 15×15 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV</i>	<i>63</i>
<i>Figura 5.9.- Cortes del maniquí creado en el SPT para dosimetría usando la técnica de IMRT: (a) vista axial, (b) vista sagital y (c) vista tridimensional.....</i>	<i>65</i>

<i>Figura 5.10.- Simulación del plan de tratamiento utilizando intensidad modulada IMRT: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV.....</i>	<i>65</i>
<i>Figura 5.11.- Recálculo del plan de tratamiento para un solo campo utilizando intensidad modulada IMRT: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV.....</i>	<i>66</i>
<i>Figura 5.11.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 5 × 5 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV utilizando la técnica de radioterapia 3D... </i>	<i>101</i>
<i>Figura 5.12.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 5 × 5 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D.. </i>	<i>102</i>
<i>Figura 5.13.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 5 × 5 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D </i>	<i>102</i>
<i>Figura 5.14.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 5 × 5 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D.... </i>	<i>103</i>
<i>Figura 5.15.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	<i>105</i>
<i>Figura 5.16.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D </i>	<i>105</i>
<i>Figura 5.17.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	<i>106</i>
<i>Figura 5.18.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	<i>106</i>
<i>Figura 5.19.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 15 × 15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	<i>108</i>
<i>Figura 5.20.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15 × 15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D </i>	<i>109</i>
<i>Figura 5.21.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 15 × 15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	<i>109</i>
<i>Figura 5.22.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15 × 15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	<i>110</i>
<i>Figura 5.23.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 20 × 20 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D </i>	<i>112</i>

<i>Figura 5.24.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 20×20 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	112
<i>Figura 5.25.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 20×20 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	113
<i>Figura 5.26.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 20×20 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	113
<i>Figura 5.27.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10×15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	115
<i>Figura 5.28.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10×15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	116
<i>Figura 5.29.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	116
<i>Figura 5.30.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	117
<i>Figura 5.31.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 15×10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	119
<i>Figura 5.32.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15×10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	119
<i>Figura 5.33.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 15×10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	120
<i>Figura 5.34.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15×10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	120
<i>Figura 5.35.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo conformado de tamaño 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	122
<i>Figura 5.36.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo conformado de tamaño 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D</i>	123

Figura 5.37.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo conformado de tamaño 15 × 15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D 123

Figura 5.38.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo conformado de tamaño 15 × 15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D 124

Figura 5.39.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de IMRT..... 128

Figura 5.40.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de IMRT..... 128

Figura 5.41.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de IMRT..... 129

Figura 5.42.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de IMRT..... 129

ÍNDICE DE TABLAS

CAPÍTULO III

<i>Tabla 3.1.- Características generales del acelerador lineal</i>	<i>33</i>
<i>Tabla 3.2.- Características del colimador multilámina.....</i>	<i>34</i>
<i>Tabla 3.3.- Características generales de la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER.....</i>	<i>36</i>
<i>Tabla 3.4.- Especificaciones de los materiales del maniquí.....</i>	<i>39</i>

CAPÍTULO IV

<i>Tabla 4.1.- Condiciones de los planes de tratamiento mediante el uso de conformada 3D.....</i>	<i>48</i>
<i>Tabla 4.2.- Conjunto de tamaño de apertura campos utilizados para la simulación.....</i>	<i>48</i>
<i>Tabla 4.3.- Metas dosimétricas utilizadas en la planificación IMRT.....</i>	<i>50</i>
<i>Tabla 4.4.- Condiciones de los planes de tratamiento mediante el uso de IMRT de gantry fijo.....</i>	<i>50</i>

CAPÍTULO V

<i>Tabla 5.1.- Valores de las unidades monitor obtenidas en el SPT para el plan de tratamiento con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 5 cm × 5 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 5.2.- Dosis de cada estructura obtenida en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 5 cm × 5cm para potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>53</i>
<i>Tabla 5.3.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 10 cm × 10 cm para potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 5.4.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de 10 cm × 10 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>55</i>
<i>Tabla 5.5.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 15cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>56</i>
<i>Tabla 5.6.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de 15 cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>57</i>

<i>Tabla 5.7.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 20 cm × 20 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>58</i>
<i>Tabla 5.8.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de 20 cm × 20 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>58</i>
<i>Tabla 5.9.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 10 cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>60</i>
<i>Tabla 5.10.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de 10 cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>60</i>
<i>Tabla 5.11.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 15 cm × 10 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>62</i>
<i>Tabla 5.12.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de 15 cm × 10 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>62</i>
<i>Tabla 5.13.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo conformado de tamaño 15 cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>63</i>
<i>Tabla 5.14.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un tamaño de campo de 15 × 15 cm² conformado con MLC para energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>64</i>
<i>Tabla 5.15.- Dosis en profundidad y para cada estructura obtenida en el SPT con la técnica de radioterapia de intensidad modulada IMRT de gantry fijo para energías de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>66</i>
<i>Tabla 5.16.- Lecturas obtenidas con la cámara de ionización para calcular PDD y TPR con energía de 6 MV.....</i>	<i>67</i>
<i>Tabla 5.17.- Magnitudes de influencia para energía de 6 MV en zref = 5 cm.....</i>	<i>68</i>
<i>Tabla 5.18.- Lecturas obtenidas con la cámara de ionización para calcular PDD y TPR con energía de 18 MV.....</i>	<i>68</i>
<i>Tabla 5.19.- Magnitudes de influencia para energía de 18 MV en zref = 10 cm.....</i>	<i>69</i>
<i>Tabla 5.20.- Resultados de la calidad del haz KQ y dosis calculados para energía de 6MV y 18 MV en el zref respectivo.....</i>	<i>69</i>

<i>Tabla 5.21.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$</i>	<i>70</i>
<i>Tabla 5.22.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($Dw, Q(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$</i>	<i>71</i>
<i>Tabla 5.23.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $5 \times 5 \text{ cm}^2$</i>	<i>72</i>
<i>Tabla 5.24.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($Dw, Q(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$</i>	<i>73</i>
<i>Tabla 5.25.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$</i>	<i>74</i>
<i>Tabla 5.26.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($Dw, Q(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$</i>	<i>75</i>
<i>Tabla 5.27.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $10 \times 10 \text{ cm}^2$</i>	<i>75</i>
<i>Tabla 5.28.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($Dw, Q(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$</i>	<i>76</i>
<i>Tabla 5.29.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$</i>	<i>77</i>
<i>Tabla 5.30.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($Dw, Q(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$</i>	<i>78</i>
<i>Tabla 5.31.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $15 \times 15 \text{ cm}^2$</i>	<i>79</i>
<i>Tabla 5.32.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($Dw, Q(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$</i>	<i>80</i>
<i>Tabla 5.33.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $20 \times 20 \text{ cm}^2$</i>	<i>81</i>
<i>Tabla 5.34.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($Dw, Q(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $20 \times 20 \text{ cm}^2$</i>	<i>82</i>

<i>Tabla 5.35.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $20 \times 20 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>83</i>
<i>Tabla 5.36.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $20 \times 20 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>84</i>
<i>Tabla 5.37.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>85</i>
<i>Tabla 5.38.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>86</i>
<i>Tabla 5.39.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $10 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>86</i>
<i>Tabla 5.40.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>87</i>
<i>Tabla 5.41.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $15 \times 10 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>88</i>
<i>Tabla 5.42.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $15 \times 10 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>89</i>
<i>Tabla 5.43.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $15 \times 10 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>90</i>
<i>Tabla 5.44.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $15 \times 10 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>91</i>
<i>Tabla 5.45.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para un campo conformado de $15 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>92</i>
<i>Tabla 5.46.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 6 MV para un campo conformado de $15 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>93</i>
<i>Tabla 5.47.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo conformado de $15 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>94</i>
<i>Tabla 5.48.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 18 MV para un campo conformado de $15 \times 15 \text{ cm}^2$.....</i>	<i>95</i>

<i>Tabla 5.49.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con potencial de aceleración de 6 MV utilizando IMRT.....</i>	<i>96</i>
<i>Tabla 5.50.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con energía de 6 MV utilizando IMRT.....</i>	<i>97</i>
<i>Tabla 5.51.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con potencial de aceleración de 18 MV utilizando IMRT.....</i>	<i>97</i>
<i>Tabla 5.52.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_w, Q(z)$), con potencial de aceleración de 18 MV utilizando IMRT.....</i>	<i>98</i>
<i>Tabla 5.53.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>100</i>
<i>Tabla 5.54.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV..</i>	<i>103</i>
<i>Tabla 5.55.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV..</i>	<i>107</i>
<i>Tabla 5.56.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de $20 \times 20 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV..</i>	<i>110</i>
<i>Tabla 5.57.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV..</i>	<i>114</i>
<i>Tabla 5.58.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de $15 \times 10 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV..</i>	<i>117</i>
<i>Tabla 5.59.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo conformado $15 \times 15 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>121</i>
<i>Tabla 5.60.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_w, Q(z)$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (DSPT) utilizando radioterapia de intensidad modulada (IMRT) para un campo de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.....</i>	<i>126</i>

INTRODUCCIÓN

Planteamiento del problema

Los sistemas de planificación de tratamiento (SPT) son utilizados en radioterapia con la finalidad de determinar la distribución de la dosis en el paciente. Una distribución de dosis óptima es aquella que proporciona una adecuada cobertura al blanco, minimizando la dosis a las estructuras o tejidos normales.

Las técnicas modernas de tratamiento en radioterapia externa han permitido mejorar la distribución de la dosis, demandando con ello una mayor precisión en el cálculo de dosis y un aumento de la velocidad de los algoritmos, especialmente cuando se utilizan técnicas de radioterapia conformada 3D y técnicas con haces altamente modulados como Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT - *Intensity Modulated Radiotherapy*) y Arcoterapia de Intensidad Volumétrica (VMAT - *Volumetric Modulated Arc Therapy*) [1]. Es por ello que los sistemas de planificación se han convertido en una herramienta fundamental en la aplicación de estas técnicas de tratamiento, ya que permiten manipular el haz de radiación para obtener un beneficio terapéutico, tomando en cuenta los factores que pueden afectar o perturbar dicho haz de radiación.

Los sistemas de planificación de tratamiento se basan en algoritmos de cálculo de dosis, que requieren ser alimentados por datos geométricos y dosimétricos propios de las unidades de tratamiento, medidos en condiciones de referencia. Estos utilizan una matriz de cálculo finita, donde emplean un modelado del transporte de la radiación para los primeros 30 cm con los datos con los que han sido alimentados. Por su parte, a profundidades de entre 30 cm a 40 cm los algoritmos realizan una interpolación de los datos y para profundidades mayores aplica una constata de tendencia, dejando así de modelar el transporte de la radiación. Por tanto, se espera que dichos algoritmos sean más precisos dentro de los primeros 40 cm de profundidad a la hora de realizar el cálculo de dosis.

La precisión dosimétrica de los SPT ha sido estudiada por diversos autores [2]. Entre ellos podemos destacar a Cunningham quien en 1984 sugiere que, debido a consideraciones radiobiológicas, la precisión en la entrega de dosis debe de estar dentro del $\pm 5\%$. La precisión puede ser alcanzada en tres procedimientos: precisión de 2,5% en la calibración del haz de radiación, entre 3% y 4% puede ser alcanzable en los cálculos de dosis relativa y entre 3% y 4% en la administración del tratamiento. Para un resultado de precisión general promedio entre 5 % y 6% [3].

Knöös et al. (2006), comparan diferentes algoritmos de cálculo de dosis para la planificación de tratamiento, reportando que las diferencias entre los algoritmos de cálculo son pequeños. Las diferencias pueden variar dependiendo del tipo y complejidad del tratamiento, entre 2,5 % para energías de 6MV y 1,3% y 4% para energías de 18 MV [4].

Gossman et al. (2010), estudiaron parámetros de control de calidad de los histogramas dosis volumen (DVH – *Dose-Volume Histogram*), obteniendo resultados de la comparación directa entre de los datos obtenidos por el sistema de planificación de tratamiento Eclipse (Varian Medical Systems) con los datos obtenidos a partir de cálculos manuales independientes. El estudio concluyó que la diferencia máxima fue de 1,7% para energías de 6 MV y 1,3% para 18 MV. Mientras que la precisión promedio para los resultados de dosis en profundidad estuvo dentro del 0,6% para energías 6 MV y 0,4% para 18 MV [5].

La precisión de los sistemas de planificación de tratamiento utilizando IMRT y VMAT, fue estudiada por Serna et al. (2011), en un trabajo relacionado con la comparación de la dosis puntual medida en un maniquí respecto al valor calculado por el SPT para campos IMRT y VMAT, reportando diferencias entre 0,3% y 0,7%, respectivamente [6].

Aunque la precisión dosimétrica de los SPT ha sido discutida y organismos internacionales han establecido valores de tolerancia aceptables, la información es limitada cuando se desea saber sobre el comportamiento del haz de radiación en los extremos de la matriz finita de cálculo de dosis de SPT. Siendo esta información relevante en pacientes obesos que posean un volumen a irradiar mayor a esta matriz de cálculo, ya que el programa no permitirá la inspección completa de la dosis administrada tanto en el volumen blanco

como en los órganos a riesgo y las estructuras sanas, lo que puede introducir errores en el plan de tratamiento.

Parra en 2016, se planteó el objetivo de estudiar las limitaciones en la determinación de la dosis que presentaban los SPT a profundidades mayores a 40 cm utilizando un campo fijo en condiciones de referencia, comparando la dosis medida en un maniquí con la obtenida en el SPT. Encontró que para las profundidades de 30 cm a 40 cm la diferencia porcentual entre ambas medidas fue de 2,01% para la energía de 6 MV y de 0,93% para la energía de 18 MV. Dichos valores se encuentran dentro del rango de tolerancia. Sin embargo, para profundidades mayores (40 cm a 60 cm), las diferencias porcentuales aumentan considerablemente, siendo estas de 8,64% para la energía de 6 MV y de 3,43% para la energía de 18 MV [7].

Esto llevó a plantear el objetivo propuesto en este trabajo de grado, el cual es estudiar las limitaciones del sistema de planificación al realizar el cálculo de dosis para profundidades mayores a 40 cm utilizando técnicas comunes de la práctica clínica actual, como lo son la radioterapia conformada en 3D y radioterapia de intensidad modulada IMRT de gantry fijo, con la finalidad de obtener la precisión dosimétrica a estas profundidades (> 40 cm).

Objetivo de la investigación

Objetivo General

Estudiar la limitación en la determinación de dosis utilizando el sistema de planificación de tratamiento para radioterapia mediante el uso de técnicas de radioterapia conformada en 3D con múltiples campos e intensidad modulada tal como Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT - *Intensity Modulated Radiotherapy*) de gantry fijo.

Objetivos Específicos

- Estudiar el comportamiento de las distribuciones de dosis y sus limitaciones en cuanto al tamaño de la matriz de cálculo usando las técnicas de radioterapia

conformada en 3D con múltiples campos e intensidad modulada IMRT, en el sistema de planificación Eclipse.

- Elaborar planes de tratamiento en un maniquí de agua con suficiente profundidad para alcanzar distancias desde la superficie mayores a 40 cm y comparar los resultados de la planificación de tratamiento y la medición, utilizando una cámara de ionización de 0,6 cm³.

CAPÍTULO I

RADIOTERAPIA CONFORMADA 3D Y RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA (IMRT)

1.1 Radioterapia Conformada 3D

La radioterapia conformada 3D es una técnica de radioterapia externa que emplea imágenes 3D, para diseñar campos de tratamiento que se adaptan en forma casi perfecta al volumen blanco en tres dimensiones, minimizando así la dosis al tejido normal.

La radioterapia 3D surge a partir del desarrollo de imágenes en 3D, que permite obtener una representación tridimensional del paciente tanto del volumen tumoral como de los órganos críticos o a riesgo. Adicionalmente, la implementación de los sistemas de planificación de tratamiento (SPT) hizo posible el acceso a instrumentos gráficos que permiten visualizar las relaciones geométricas de los haces de radiación con respecto al volumen blanco delimitado en 3D y al resto de las estructuras normales.

Entre los instrumentos con los que cuenta el SPT se encuentra la vista de la proyección del campo (BEV - *Beam's Eye View*), en el cual se puede visualizar en un plano perpendicular al eje central del haz de radiación visto desde el punto de la fuente. Al utilizar el BEV se puede seleccionar la orientación del haz para evitar lo más posible la irradiación de órganos normales y conformar la orientación planar al volumen blanco.

Otro de los instrumentos es el histograma dosis-volumen (HDV), este es un gráfico en el cual se puede visualizar la dosis o porcentaje de dosis total que recibe una determinada fracción de un volumen que ha sido previamente delimitado. En la figura 1.1 se visualiza los HDV de varias estructuras delimitadas en un plan de tratamiento.

La radioterapia conformada 3D puede ser administrada de manera estática, segmentada o dinámica.

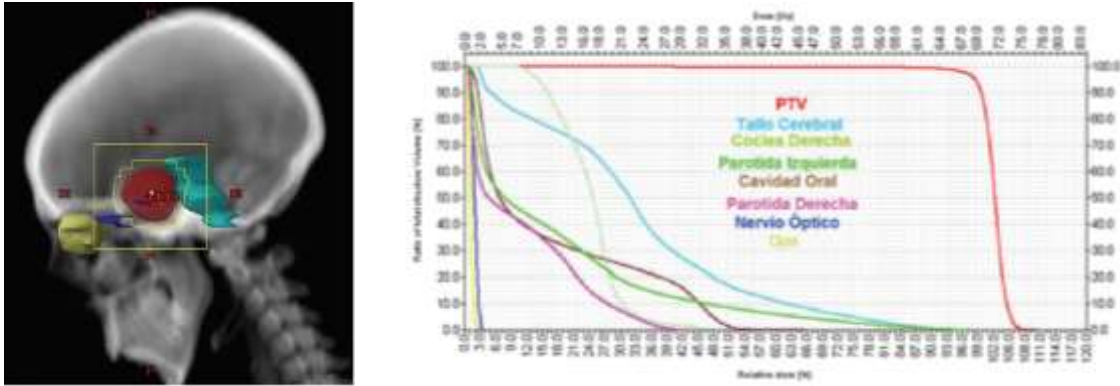


Figura 1.1.- a) Vista de proyección del haz (Beam's Eye View) de un campo de tratamiento; b) Histograma dosis-volumen del volumen blanco y estructuras a riesgo en un tratamiento de radioterapia.

1.1.1 Tipos de Radioterapia Conformada

1.1.1.1 Radioterapia Conformada Estática

En la radioterapia conformada estática se emplean campos fijos que están conformados al órgano blanco mediante bloques de compensación individuales o con colimador multiláminas (MLC - *Multileaf Collimator*). La dosis en cada campo es administrada de manera estática convencional.

1.1.1.2 Radioterapia Conformada Segmentada

La radioterapia conformada segmentada es administrada mediante campos fijos individuales (segmentados o divididos) que abarquen distintas partes de la lesión. La suma de la contribución en la dosis de cada campo abarca totalmente la lesión.

1.1.1.3 Radioterapia Conformada Dinámica

Durante el tiempo que dure la entrega de tratamiento se produce el movimiento dinámico del colimador y del gantry del acelerador lineal máquina.

1.1.2 Colimador Multiláminas

Los colimadores multiláminas (MLC - *Multileaf Collimator*) son pequeñas láminas elaboradas de aleaciones de tungsteno, colocadas paralelas entre sí y se encuentran situadas

sobre dos bancos perpendiculares (Figura 1.2). Estas se mueven longitudinalmente de manera independiente, ya que cada una de ellas posee un motor que controla su movimiento mediante un computador. Los MLC se utilizan para conformar campos regulares e irregulares, o modular la intensidad del campo de tratamiento [8].

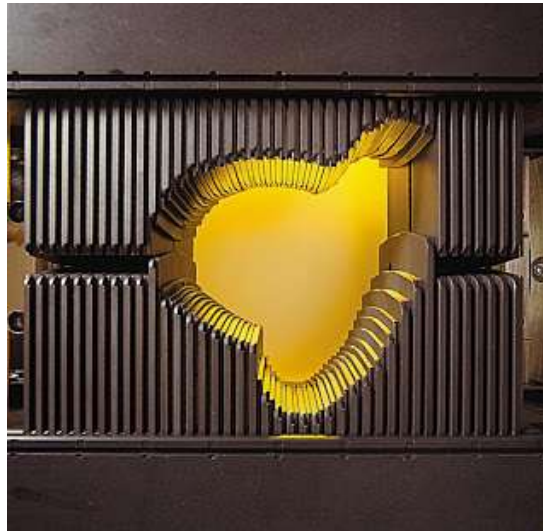


Figura 1.2.- Colimador multiláminas (MLC)

Una lámina de un MLC posee un ancho que es la dimensión más pequeña y es perpendicular a la dirección del eje central del haz y al movimiento de la lámina. Posee una longitud que es paralela a la dirección de movimiento de la lámina y una altura que es paralela a la dirección del haz y que va a determinar la atenuación del mismo (Figura 1.3).

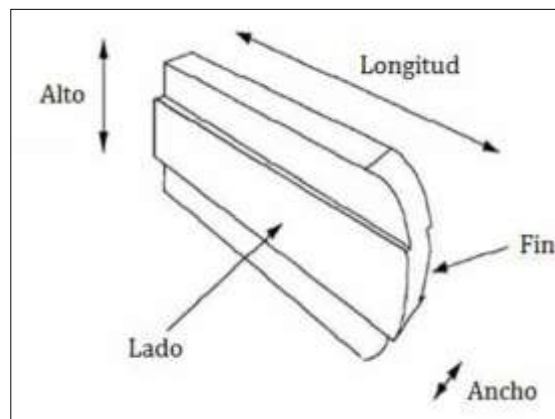


Figura 1.3.- Modelo de una lámina del Colimador Multiláminas

1.2 Radioterapia de intensidad modulada (IMRT)

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT - *Intensity Modulated Radiotherapy*) es una modalidad de tratamiento en la cual la intensidad del haz varía (fluencia no uniforme), para garantizar la optimización de la distribución de dosis y conformarla lo más posible al volumen blanco, reduciendo la dosis a las estructuras adyacentes.

Generalmente, la distribución de dosis se logra subdividiendo el haz de tratamiento en varios segmentos más pequeños llamados beamlets y modulando cada uno de éstos para lograr una contribución de fluencia seleccionada. La modulación del haz se facilita en gran medida por el uso del colimador multiláminas (MLC - *Multileaf Collimator*).

El cálculo de la fluencia de cada segmento de haz se lleva a cabo mediante un enfoque iterativo para el cálculo de la dosis y se conoce como "planificación inversa del tratamiento", ya que a partir del resultado deseado se trabaja de manera inversa para establecer la mejor manera de lograrlo. La planificación de tratamiento inversa comienza describiendo un objetivo que caracteriza la distribución de dosis absorbida deseada dentro del tumor y minimizando la dosis en los órganos críticos. El proceso de planificación inversa trabaja iterativamente para determinar formas de haz y patrones de fluencia para lograr una distribución de dosis absorbida óptima o aceptable.

1.2.2 Optimización de dosis en IMRT

Matemáticamente la optimización es minimizar o maximizar una función objetivo o función de coste. Esta función se plantea con el fin de describir el problema y está conformada por los parámetros del sistema. En IMRT, las funciones objetivo más utilizadas se basan en restricciones obtenidas de los criterios de dosis-volumen utilizando la minimización de mínimos cuadrados, lo que tiende a reforzar la homogeneidad de la dosis absorbida dentro del volumen tumoral de planificación (PTV *Planning Tumor Volume*) y reducir la dosis absorbida en estructuras normales. Tanto las estructuras objetivo como las normales pueden usar la misma formulación general [9].

Para que el sistema pueda simular estas condiciones se necesita establecer una función objetivo que permita medir la diferencia entre la distribución de dosis a la dosis prescrita en las estructuras objetivo y los tejidos normales. De esta manera, se busca minimizar la función objetivo que es la suma ponderada sobre todos los tejidos delimitados, de las diferencias cuadradas entre la dosis absorbida y la dosis prescrita. Los factores de ponderación que reflejan la importancia relativa de un tipo de tejido deben normalizarse con el número de voxels que componen el tipo de tejido. Una función objetiva sencilla, $F(\vec{w})$, para un solo PTV y un solo *Planning Organ at Risk Volume* (PRV) puede minimizarse para conseguir un segmento de beamlet, como sigue:

$$\min[F(\vec{w})] = \frac{I_{PTV}}{N_{PTV}} \sum_i^{N_{PTV}} c_{PTV}^-(d_i - d_{PTV}^-)^2 + \frac{I_{PRV}}{N_{PRV}} \sum_i^{N_{PRV}} c_{PRV}^+(d_i - d_{PRV}^+)^2 \quad (1.1)$$

donde I_{PTV} es la importancia relativa del PTV y N_{PTV} el número de voxels contenidos dentro del PTV. Del mismo modo, I_{PRV} y N_{PRV} son la importancia relativa y número de voxels en el volumen de planificación del órgano a riesgo, respectivamente. La cantidad d_{PTV}^- es la mínima dosis absorbida de restricción para el PTV. La cantidad d_{PRV}^+ es la máxima dosis absorbida de restricción para el PRV. Los términos c_{PTV}^- y c_{PRV}^+ toman un valor de cero cuando un vóxel ha cumplido la restricción y toman un valor igual a la unidad cuando un vóxel no ha cumplido con la restricción, es decir:

$$c_{PTV}^- = \begin{cases} 1 & \text{Si } d_i < d_{PTV}^- \\ 0 & \text{De otra manera} \end{cases} \quad (1.2)$$

$$c_{PRV}^+ = \begin{cases} 1 & \text{Si } d_i > d_{PRV}^+ \\ 0 & \text{De otra manera} \end{cases} \quad (1.3)$$

En una función objetivo, I_{PRV} , d_{PRV}^- y d_{PRV}^+ son parámetros de optimización elegidos por el planificador de tratamiento.

1.2.3 Tipos de modulación de intensidad

La modulación de la intensidad en la técnica IMRT puede ser realizado mediante el uso de filtros compensadores o mediante el uso de colimadores multiláminas (MLC). Existen

diversas modalidades o técnicas para modular el haz de radiación, como se muestra a continuación [10]:

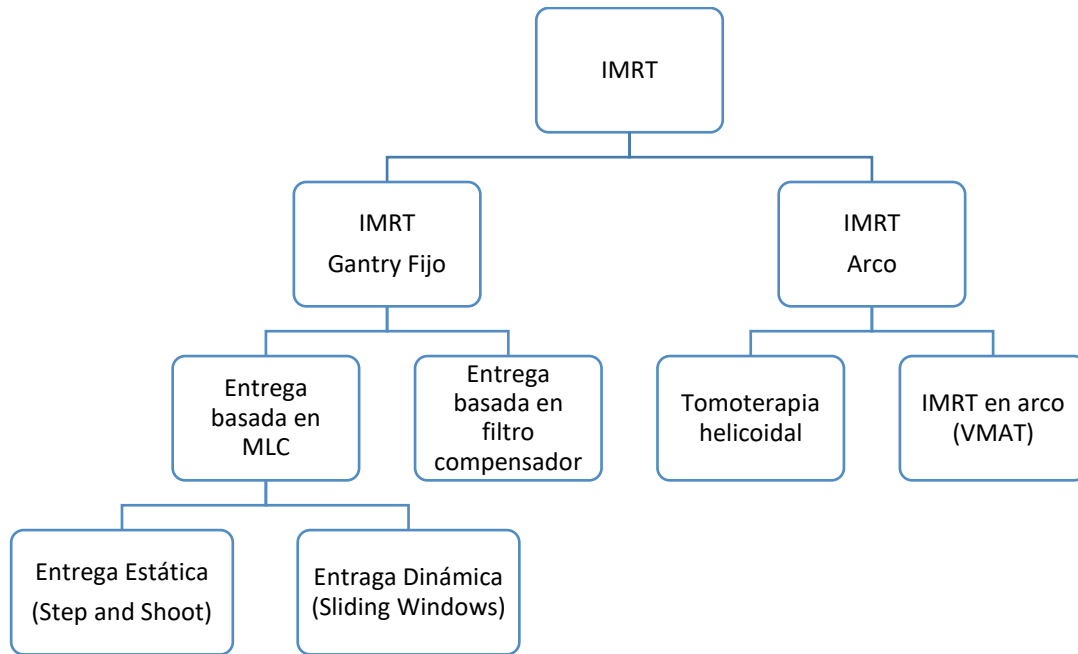


Figura 1.4.- Modalidades de entrega de IMRT

1.2.3.1 IMRT Step and Shoot

La técnica IMRT *Step and Shoot* (paso y disparo), consiste en el empleo de un haz modulado, que se encuentra dividido en subcampos formados por posiciones estáticas del colimador multiláminas denominados segmentos. El MLC se mueve a una posición establecida previamente por el programa de planificación, para crear un segmento deseado de campo mientras que el haz de radiación está apagado. Una vez que el MLC alcanza la posición deseada, el haz de radiación se enciende y se administran las unidades monitor planificadas. Este proceso se repite de manera alterna rápidamente [11].

Las secuencias de las láminas son determinadas por el sistema de planificación (SPT) de tratamiento, donde la dosis administrada es una combinación de las dosis entregadas por cada segmento. Las UM y la cantidad de radiación para cada segmento también son determinados por el SPT.

En la figura 1.3 se muestra un perfil de entrega de dosis de intensidad modulada usando IMRT *Step and Shoot*. El eje de las abscisas corresponde a la distancia de desplazamiento y el eje de las ordenadas el tiempo de irradiación. Las líneas blancas punteadas muestran las trayectorias de las láminas izquierda y derecha, los segmentos horizontales son el tiempo de parada en el cual las láminas se están moviendo hasta la posición predefinida ($\Delta x > 0$) mientras el haz está apagado ($\Delta t = 0$), esta fase la conocemos como *step*. Por otro lado, los segmentos verticales corresponden a la fase *shoot*, donde el equipo irradia mientras las láminas no se mueven ($\Delta x = 0$) y se produce la entrega de la radiación ($\Delta t = 0$). La línea roja continua muestra la intensidad total en cada punto [12]

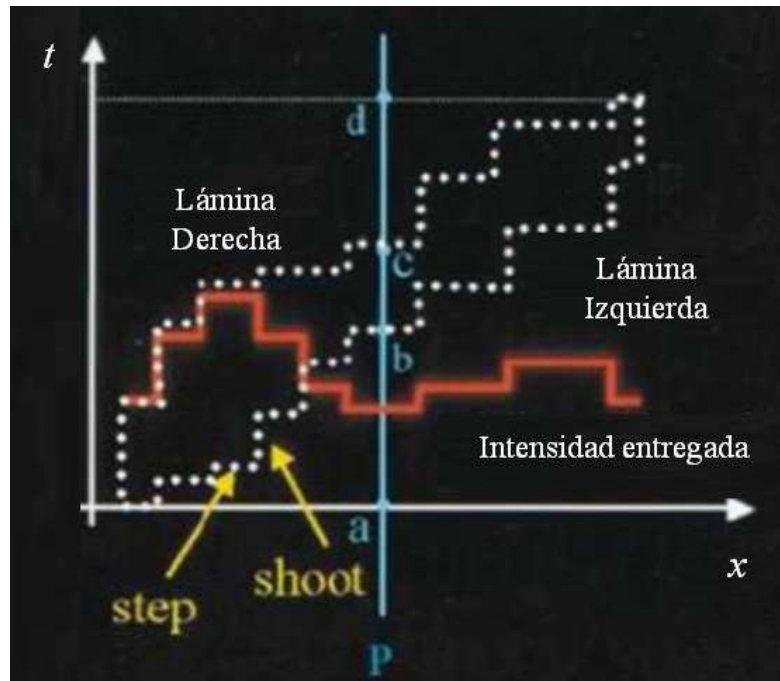


Figura 1.5.- Representación esquemática de la entrega de tratamiento usando la técnica de IMRT *Step and Shoot*.

1.2.3.2 IMRT Sliding Windows

La técnica IMRT de *Sliding Windows* (ventana deslizante) consiste en la entrega de un haz modulado mediante la modificación continua de la posición del MLC durante la irradiación. El movimiento continuo de las láminas se sincroniza con la administración

continua de las UM y la tasa de dosis [10]. La transición de las posiciones de las láminas de un segmento al siguiente se logra mientras el haz de radiación está encendido.

En la figura 1.4 se muestran el perfil de intensidad obtenido con IMRT *Sliding Windows*. Las líneas blancas punteadas representan la posición de las láminas (eje x) en función del encendido del haz (eje y). El punto P empieza a recibir radiación cuando el extremo de la lámina derecha pasa el punto b y continúa recibiendo radiación hasta que el extremo de la lámina izquierda bloquea el haz, es decir, al llegar al punto c.

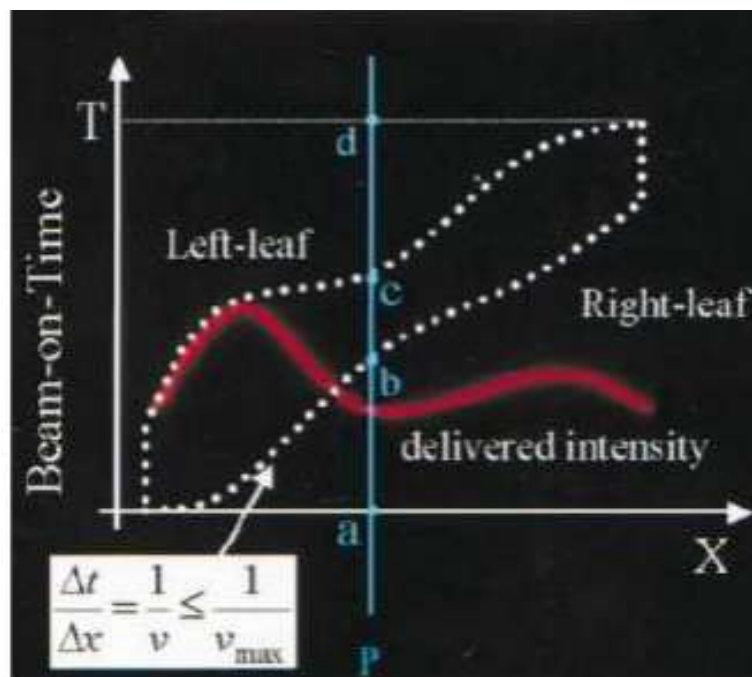


Figura 1.6.- Representación esquemática de la entrega de tratamiento usando la técnica de IMRT *Sliding windows*.

Se pueden construir diferentes patrones de intensidad modulada mediante la configuración de distintas secuencias. Sin embargo, se debe considerar las limitaciones del movimiento de las láminas impuestas por el diseño del MLC y la tasa de dosis del equipo.

El principio de la colimación dinámica se basa en que se tiene un segmento de campo donde un par de láminas definen una apertura, tendremos que la lámina izquierda se desplaza con una velocidad V_I y la lámina derecha con una velocidad V_D . El haz

modulado 2D es creado por un conjunto de haces modulados 1D, cada uno formado por un par de láminas, entonces la intensidad primaria en x está dada por:

$$I(x) = t_I(x) - t_D(x) \quad (1.4)$$

donde $t_I(x)$ es el tiempo en que la lámina izquierda alcanza la posición x y $t_D(x)$ es el tiempo en que la lámina derecha alcanza x . La intensidad y el tiempo están en las mismas unidades ya que existe proporcionalidad debido al factor de salida de la máquina, diferenciando:

$$\frac{dI(x)}{dx} = \frac{1}{V_I(x)} - \frac{1}{V_D(x)} \quad (1.5)$$

Para minimizar el tiempo total de tratamiento, la solución óptima es mover la lámina más rápida a la máxima velocidad V_{max} y modular la intensidad con la lámina más lenta. Si el gradiente del perfil $dI(x)/dx$ es cero, de acuerdo a la ecuación (1.5), las dos velocidades deberían ser iguales y con un valor de V_{max} . Si el gradiente es positivo la velocidad de la lámina derecha es más alta que la velocidad de izquierda y llevaría a un valor de V_{max} . Si el gradiente es negativo entonces la velocidad de la lámina izquierda se ajusta a V_{max} . Cuando la velocidad de la lámina más rápida se ajusta a V_{max} , la velocidad de la lámina más lenta puede determinarse a partir de la ecuación (1.5), es decir:

$$V_I(x) = \begin{cases} V_D(x) = V_{max} \\ \frac{V_{max}}{1 + V_{max}(dI(x)/dx)} \end{cases} \quad \text{cuando } \frac{dI(x)}{dx} \geq 0 \quad (1.6)$$

$$V_D(x) = \begin{cases} V_I(x) = V_{max} \\ \frac{V_{max}}{1 + V_{max}(dI(x)/dx)} \end{cases} \quad \text{cuando } \frac{dI(x)}{dx} < 0 \quad (1.7)$$

1.2.3.3 IMRT en arco

En 1995 el Dr. Yu, planteó la idea de IMAT la cual involucra la rotación continua del gantry con movimiento del MLC dinámico para producir la modulación de la fluencia mientras el haz esta encendido. En esta técnica la modulación se logra mediante la

superposición de un número de arcos usados a diferentes ángulos de gantry, sin embargo, el algoritmo presentaba limitaciones mecánicas que no eran físicamente alcanzables. Tiempo después, se planteó el uso de un sólo arco con MLC dinámico en vez de múltiples arcos, y por lo tanto emerge el concepto de VMAT.

1.2.4 Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT)

La arcoterapia volumétrica modulada (VMAT - *Volumetric Modulated Arc Therapy*), es una técnica compleja de intensidad modulada que se lleva a cabo mediante la modificación de la tasa de dosis y del giro de gantry a una cierta velocidad. Mientras que IMAT modula el haz de radiación mediante la adición de arcos, VMAT permite el cambio en la velocidad de giro de gantry y la variación de la tasa de dosis durante la irradiación [13].

La optimización de dosis en VMAT emplea un método que incorpora las posiciones de las láminas de MLC y los pesos de MU como parámetros de optimización. La función objetivo, al igual que en IMRT, se basa en las restricciones dosis-volumen y se establece como la diferencia de dosis cuadrática multiplicada por el valor de prioridad asignada a cada restricción. La función total es la suma total de todos los valores de restricción individuales.

Durante la optimización, las posiciones de las láminas del MLC o los pesos de MU están restringidos de tal manera que las formas de abertura y los valores de MU sean físicamente alcanzables en la práctica. Por ejemplo, la superposición de láminas opuestas o pesos negativos de MU son físicamente imposibles y por lo tanto deben ser rechazados por la optimización. También, se colocan restricciones en el movimiento de las láminas del MLC y en la variación de MU para mantener la entrega de tratamiento continua. Estas son llamadas "restricciones de eficiencia" y están definidas en términos del ángulo de rotación del gantry, son:

$$\frac{\Delta x}{\Delta \theta} \leq \left(\frac{dx}{d\theta} \right)_{max} \quad (1.8)$$

$$\frac{\Delta UM}{\Delta \theta} \leq \left(\frac{dUM}{d\theta} \right)_{max} \quad (1.9)$$

donde x , UM , y θ , son posición de las láminas de MLC, unidades monitor, y ángulo del gantry, respectivamente.

Cada iteración de la optimización implica seleccionar aleatoriamente una muestra del gantry, cambiando entonces el peso de UM o una posición de la lámina del MLC para esa muestra. Si un cambio propuesto no viola una restricción mecánica o de eficiencia, se calcula la distribución de dosis y la función objetivo. Si el valor es bajo el cambio se acepta, de lo contrario se rechaza.

CAPÍTULO II

ALGORITMOS DE PLANIFICACIÓN DE TRATAMIENTO PARA RADIOTERAPIA

2.1 Algoritmo Anisotrópico Analítico (AAA)

El algoritmo anisotrópico analítico (AAA - *Anisotropic Analytical Algorithm*) es un algoritmo de cálculo de dosis que utiliza modelos de Monte Carlo para fotones primarios, dispersión de fotones extra-focales y contaminación por electrones dispersados por dispositivos limitadores.

El AAA se basa en los trabajos del Dr. Waldermar Ulmer y Dr. Wolfgang Kaissl [14] [15] [16] [17]; y fue desarrollado para mejorar la precisión en el cálculo de dosis, especialmente en medios heterogéneos. Inicialmente, el enfoque del AAA fue aplicado a planificación de la terapia de radiación estereotáctica y más adelante se desarrolla el algoritmo y se implementa en el sistema de planificación Eclipse.

El AAA considera anisotrópicamente las heterogeneidades del medio en las tres dimensiones desde el sitio de la interacción y utiliza convoluciones para calcular los fotones dispersos en múltiples direcciones [18] [19] [20].

El algoritmo AAA está implementado en el sistema de planificación de tratamiento Eclipse. Este fue desarrollado como un modelo para el cálculo de dosis con parámetros exactos de la salida de la radiación de los aceleradores lineales de uso terapéutico. Para cada haz, los parámetros se modifican para construir un haz clínico para ser modelado y personalizado [20].

2.1.1 Cálculo de Dosis en el Algoritmo Anisotrópico Analítico (AAA)

El cálculo de la distribución de dosis para haces de fotones consta de dos módulos: uno de configuración y otro de cálculo de dosis [21]. El módulo de cálculo de dosis usa parámetros físicos para caracterizar la fluencia y el espectro de energía de los fotones y electrones dentro del haz. Por otro lado, el módulo de configuración determina los parámetros físicos fundamentales para el cálculo de la dosis usando un modelo multifuente, haciendo posible el procesamiento de los datos en condiciones de referencia [19].

2.1.1.1 Módulo de cálculo de dosis

El módulo de cálculo de dosis está diseñado para determinar la distribución volumétrica de dosis. El haz clínico se divide en pequeños haces y el maniquí de agua en una distribución tridimensional de vóxeles de dimensiones pequeñas en los que se deposita la energía. La dosis debida a los fotones primarios y secundarios se calcula teniendo en cuenta los espectros correspondientes, determinados en el módulo de configuración. Para el cálculo de la dosis debida a las fuentes de contaminación electrónica, se considera ésta como una fuente de tamaño finito, situada en el plano del blanco, cuya fluencia viene dada por la convolución de la fluencia de la fuente primaria de fotones con una distribución gaussiana.

2.1.1.2 Módulo de Configuración

El módulo de configuración tiene como propósito caracterizar el estado (fluencia y energía) de un haz de fotones de un acelerador lineal usando un modelo multifuente. El modelo considera que el haz clínico está compuesto por las siguientes fuentes de radiación: i) fuente puntual primaria de fotones (fluencia de energía del fotón primario), que describe la radiación emitida desde el blanco; ii) fuente extra-focal (fluencia de energía de fotones extra focales); iii) fuente de contaminación por electrones (fluencia electrónica por contaminación) [21].

Este modelo parte del hecho que cada campo de tratamiento se divide en pequeños subcampos o beamlets β , como se muestra en la figura 2.1, y coinciden en tamaño con la

resolución de la rejilla de cálculo, el cual se realiza por medio de convoluciones sobre la sección transversal de cada beamlet y de manera independiente para cada una de las fuentes nombradas anteriormente, usando parámetros físicos fijados a cada beamlet.

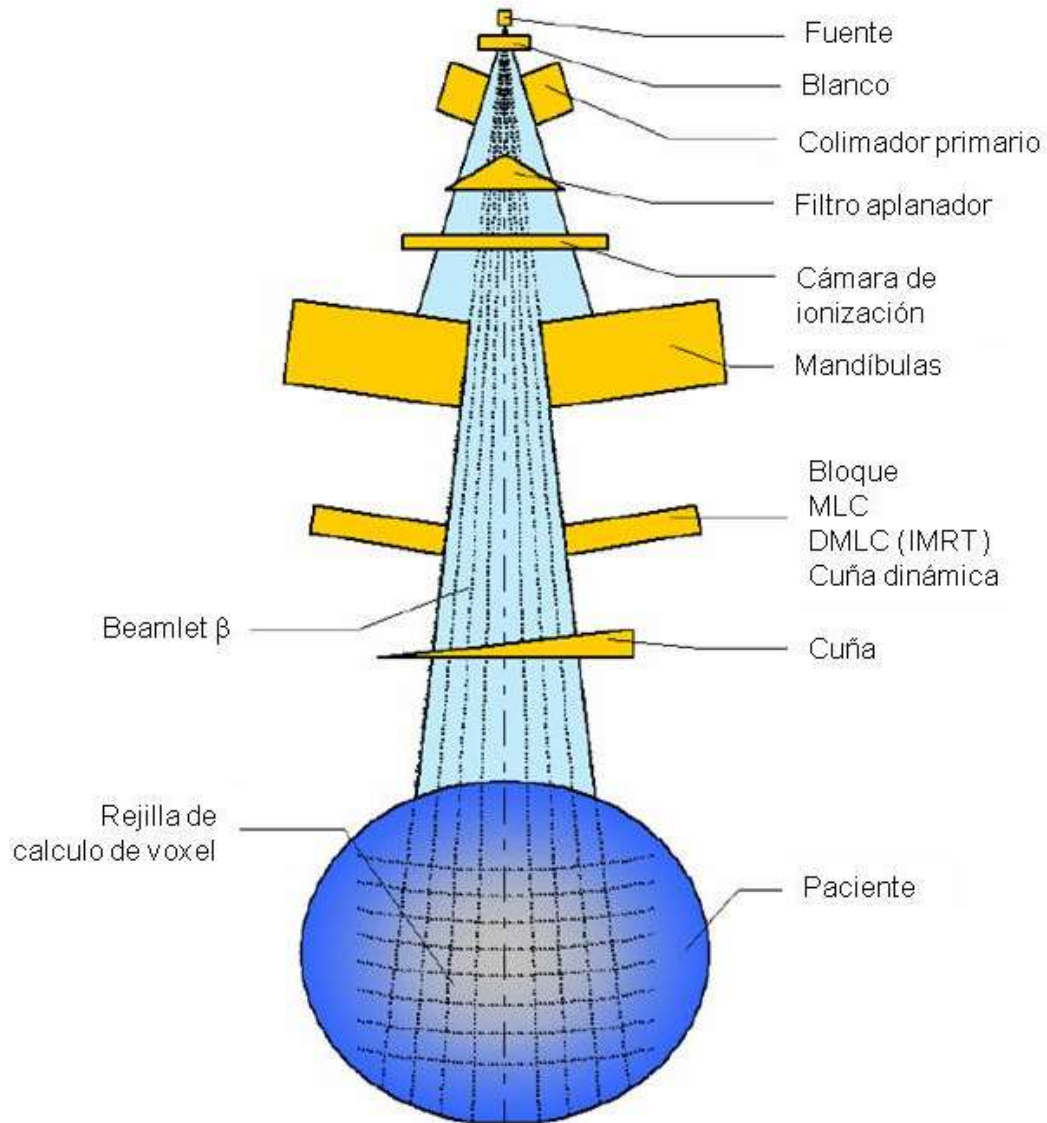


Figura 2.1.- Componentes de la unidad de tratamiento, división del haz (Tomado de: Varian, 2015)

El modelo de configuración se utiliza para determinar los parámetros característicos de un modelo multifuente que permite reproducir las propiedades (partículas, fluencias y

energías) del espacio de fases correspondientes al acelerador que se pretende simular. Se utiliza un procedimiento de optimización que permite determinar los parámetros del modelo multifuente a partir de medidas dosimétricas, correspondientes a haces básicos y del propio algoritmo de cálculo de dosis en el segundo módulo.

Fuente primaria

En el modelo de la fuente de haz de fotones, la fuente primaria es una fuente puntual situada en el plano objetivo. El espectro de la fuente primaria de fotones se determina a partir de los espectros de bremsstrahlung obtenidos en simulaciones de Monte Carlo del proceso de interacción de los electrones emitidos desde la fuente y el blanco, que no interactúan en el cabezal de la unidad de tratamiento; estos espectros están precalculados para los diferentes blancos de los que disponen los aceleradores Varian [19].

El endurecimiento del haz de fotones en el filtro aplanador se modela mediante una función que disminuye la energía media a medida que aumenta la distancia al eje central. La variación de la fluencia de fotones por debajo del filtro aplanador está descrita mediante un perfil de intensidad que depende también de la distancia al eje del haz. La optimización de ambas funciones permite describir las curvas de dosis en profundidad, para profundidades mayores que la del máximo de dosis, así como describir de manera precisa los perfiles transversales entre las regiones de penumbra. [22].

Fuente Extra-Focal

La fuente secundaria o extra-focal es una fuente modelada como una fuente con ancho finito, situada en el plano inferior del filtro aplanador. Modela los fotones generados por la interacción en el cabezal del acelerador fuera del blanco, principalmente en el filtro aplanador, los colimadores primarios y las mandíbulas.

Debido a que la fuente secundaria está más cerca al isocentro que la fuente primaria, permite describir el ensanchamiento del haz. La fluencia de la fuente secundaria es calculada como la convolución de la fluencia de la primaria con una gaussiana de anchura proporcional a la de la propia fuente. Tanto la energía media como la intensidad relativa

del espectro de los fotones extra-focales se derivan empíricamente, mientras que no se tiene en cuenta la variación del espectro para los fotones que se mueven fuera del eje. El tamaño finito de la fuente secundaria, la energía media de los fotones emitidos desde ella y su peso relativo son fundamentales para describir correctamente la penumbra de los perfiles de dosis [19].

Fuente por contaminación

La fuente por contaminación electrónica modela los electrones creados, fundamentalmente por interacción Compton, en el cabezal de la unidad de tratamiento y en el aire existente entre éste y el paciente. Se trata de una fuente de tamaño finito, localizada en el plano del blanco y definida por dos gaussianas que describen la dispersión lateral debida al tamaño finito de la fuente y la dispersión de los fotones en agua. Sus anchuras y pesos relativos se determinan en el plano perpendicular al eje del haz con Angulo de cabezal igual a 0° y que pasa por el isocentro, optimizándose para producir la dependencia de la dosis debida a la contaminación electrónica con el tamaño del campo.

La energía total depositada por los electrones contaminantes es descrita mediante una función empírica que se determina a partir de la diferencia entre la dosis en profundidad medida y calculada sin electrones contaminantes para el tamaño de campo más grande y que incluye implícitamente el efecto del espectro de energía. La fuente de contaminación electrónica permite mejorar la descripción de la región de *build-up* de la dosis.

2.1.2 Dispersión de fotones por cuña

Los parámetros que caracterizan las tres fuentes del modelo se determinan para haces abiertos, sin modificadores. La mayor parte de los accesorios que se usan para modificar los haces se tienen en cuenta en el momento del cálculo de dosis, determinando sólo su efecto sobre la fluencia correspondiente a la fuente primaria y usando para ello los correspondientes coeficientes de transmisión que los caracterizan. Los efectos de esos accesorios sobre los fotones de la fuente secundaria y los electrones de la fuente de contaminación electrónica se tienen en cuenta mediante su efecto en la fluencia primaria

antes de las correspondientes convoluciones con las gaussianas que definen estas otras dos fuentes [19].

2.1.3 Cálculo volumétrico de dosis

Para el cálculo de la distribución de dosis volumétrica, el volumen del cuerpo del paciente se divide en una matriz de voxels de cálculo 3D, basado en la rejilla de cálculo seleccionada, como se muestra en la figura 2.2. La geometría de la rejilla de cálculo del vóxel es divergente, alineada al sistema de coordenadas del haz. Cada cálculo de vóxel está asociado con la densidad electrónica media ρ que es obtenida a partir de las imágenes de tomografía computarizada del paciente. El valor máximo permitido para la densidad electrónica en el AAA es de 15. Densidades electrónicas mayores se acotan a este valor [7].

El haz de radiación clínico está compuesto por pequeños haces o beamlets β de tamaño finito. En la figura 2.2 se observan las definiciones geométricas de las coordenadas referidas a un único beamlet β en el plano $X - Z$, con el eje Y apuntando hacia fuera. Las coordenadas se definen en dos sistemas de coordenadas: el sistema de coordenadas del paciente y el sistema de coordenadas del beamlet.

En la figura 2.2, las coordenadas del punto de cálculo (P) son $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ en el sistema de coordenadas del paciente, y (x, y, z) en el sistema de coordenadas del beamlet. La coordenada de profundidad z se mide desde el punto de intersección de la línea central del haz y la piel en el sistema de coordenadas del beamlet. El área de la sección transversal del beamlet corresponde a la resolución del vóxel de cálculo.

La distribución de dosis 3D es calculada a partir de convoluciones separadas para cada uno de los fotones primarios, fotones extra-focales y electrones por contaminación. Las convoluciones se realizan para todos los beamlets de tamaño finito que comprenden el haz clínico, utilizando parámetros físicos definidos para cada uno de estos.

Todas las funciones dependientes de la profundidad que son usadas en las convoluciones del beamlet se calculan a lo largo de la línea central del beamlet utilizando la coordenada de profundidad z que define la distancia real recorrida desde la superficie

del cuerpo del paciente. La dispersión de dosis lateral debida a los fotones y electrones están definidos perpendicular a la línea de central del beamlet.

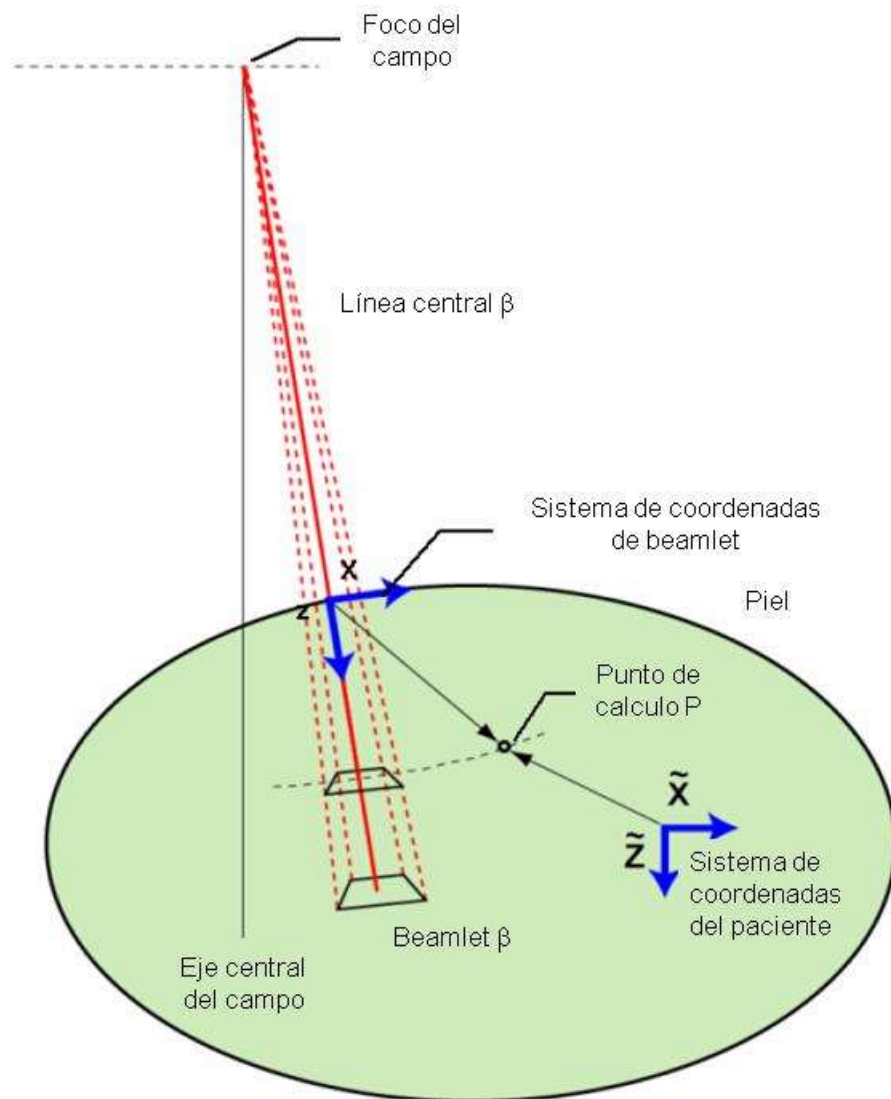


Figura 2.2. Sistema de coordenadas del paciente y del beamlet en el plano $X - Z$ (Tomado de: Varian, 2015).

La dosis en un punto de cálculo arbitrario $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ en el paciente se obtiene mediante una simple superposición de las contribuciones individuales de dosis de cada beamlet β que componen el haz.

2.1.3.1 Cálculo de dosis de fotón

La atenuación del haz de fotones se modela con una función de densidad de deposición de energía $I_\beta(z, \rho)$. La dispersión de fotones se modela con un kernel de dispersión $K_\beta(x, y, z, \rho)$ que define la dispersión de dosis lateral de energía. Ambas funciones I_β y K_β se definen individualmente para cada beamlet β . Los fotones primarios y extrafocales se calculan de la misma manera, con la excepción de su composición espectral, la posición y tamaño del punto focal.

En el AAA, la convolución de la dosis se realiza en términos de energía, ya que permite que la energía se conserve con mayor precisión, incluso en convoluciones heterogéneas más complejas, cuando se comparan con convoluciones basadas en dosis. La energía se convierte en dosis usando la escala de aproximación en agua.

La distribución de dosis resultante de un beamlet β arbitrario debido a fotones en un entorno homogéneo suficientemente grande se calcula mediante la siguiente convolución:

$$E_{ph,\beta}(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z}) = \Phi_\beta \times I_\beta(z, \rho) \times K_\beta(X, Y, Z) \quad (2.1)$$

En la convolución, el punto de cálculo $(\tilde{X}, \tilde{Y}, \tilde{Z})$ está representado por (X, Y, Z) con respecto al origen del sistema de coordenadas del beamlet. Se asume que la fluencia del fotón Φ_β es uniforme sobre la pequeña sección transversal de beamlet β .

La función de densidad de deposición de energía $I_\beta(z, \rho)$ indica el área integral de la depositación de energía sobre la superficie de la esfera del haz tipo lápiz a la profundidad z . La función polienergética $I_\beta(z, \rho)$, basada en el espectro del haz de fotones, se construye a partir de la superposición de funciones de densidad de deposición de energía monoenergética calculadas previamente.

$$I_\beta(z) = \iint h_\beta(t, v, z) dt dv \quad (2.2)$$

donde, h_β es el kernel de haz tipo lápiz polienergético derivado de simulaciones de Monte Carlo.

La función de densidad de deposición de energía $I_\beta(z, \rho)$ toma en cuenta la heterogeneidad del tejido empleando el concepto de escala radiológica. Esto se lleva a cabo mediante el ajuste $I_\beta(z, \rho) = I_\beta(z')$, donde la profundidad radiológica z' se define como:

$$z' = \int_0^z \frac{\rho(t)}{\rho_{agua}} dt \quad (2.3)$$

donde ρ es la densidad electrónica.

El kernel de dispersión de fotones $K_\beta(x, y, z)$ está compuesto por la suma ponderada de seis funciones exponenciales, como se muestra a continuación:

$$K_\beta(x, y, z) = \sum_{k=0}^5 c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k r} \quad (2.4)$$

donde,

$$r = \sqrt{x^2 + y^2}$$

z' : definida en la ecuación (2.3)

Se utiliza z' para tener en cuenta el efecto de la heterogeneidad entre el punto de cálculo y el punto de entrada del beamlet β en las propiedades de dispersión del haz tipo lápiz.

Los kernels exponenciales están caracterizados por las constantes de desintegración μ_k . Los factores c_k definen los pesos para los kernels exponenciales y garantizan la normalización de la energía total del kernel. Los parámetros $c_k(z')$ del kernel de dispersión polienergético $K_\beta(x, y, z)$ se determinan mediante un ajuste por mínimos cuadrados de las funciones de base $\frac{1}{r} e^{-\mu_k r}$ a los kernels de dispersión del haz tipo lápiz derivados de Monte Carlo. Las constantes μ_k se eligen de modo que $1/\mu_k$ varíen de 1 a 100 mm con intervalos logarítmicos iguales [19].

Nótese que, aunque la ecuación (2.4) implica que hay una singularidad en $r = 0$, la integral real es bidimensional y no diverge.

2.1.3.2 Escala de densidad lateral de kernels de dispersión de fotones

La escala de densidad de los haces tipo lápiz individuales se realiza escalando la energía en cada posición por la densidad media entre el punto de cálculo y el origen del haz tipo lápiz. En la práctica, se realiza mediante la división del kernel en un número finito de rayos que emergen desde el origen. La distribución de energía absorbida en una posición $K_\beta(x, y, z)$ en presencia de heterogeneidades se calcula como:

$$K_\beta(x, y, z) = \frac{\rho(x, y, z)}{\rho_{agua}} \sum_{k=0}^5 c_k(z') \frac{1}{r} e^{-\mu_k r_d(x, y, z)} \quad (2.5)$$

donde,

$$r_d(x, y, \rho) = \int_R \frac{\rho(\vec{t})}{\rho_{agua}} |d\vec{t}| \times \frac{z'}{z}$$

r_d : Distancia radiológica del origen del kernel $(0, 0, z)$ a (x, y, z) a lo largo del rayo R que pasa por (x, y) .

$\frac{z'}{z}$: Relación de corrección para el sistema de coordenadas divergentes.

2.1.4 Contaminación por electrones

El haz de fotones primarios contaminados con electrones se origina principalmente en el filtro aplanador, las mandíbulas de colimación y el aire. Si se utilizan modificadores de haz, estos pueden absorber la mayor parte de los electrones en el haz abierto, pero se puede convertir en una fuente secundaria de electrones contaminantes. En general, la contaminación electrónica depende en gran medida de la energía del haz y del tamaño del campo.

La distribución de energía resultante de un beamlet β arbitrario debido a los electrones contaminantes se calcula mediante la ecuación:

$$E_{cont, \beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \Phi_{cont, \beta} \times I_{cont, \beta} \quad (2.6)$$

En la ecuación (2.6), el punto de cálculo $(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ está representado por (x, y, z) en el sistema de coordenadas del beamlet. La fluencia electrónica $\Phi_{cont, \beta}$ y la función de

deposición de energía $I_{cont,\beta}$ son uniformes sobre la sección transversal de beamlet β . Por su parte, en presencia de heterogeneidades, la función de deposición de energía se escala de manera similar a la función I_β para los fotones.

La fluencia de los electrones por contaminación se determina mediante la convolución de la fluencia de fotones como una suma de Gaussian de $K_{fl,e}$.

$$K_{fl,e}(x, y) = \sum_{k=0}^1 c_{cont,k} \frac{1}{2\pi\sigma_{cont,k}^2} e^{-\left[\frac{x^2+y^2}{2\sigma_{cont,k}^2}\right]} \quad (2.7)$$

Los parámetros c_k especifican los pesos relativos de las dos componentes gaussianas donde $c_1 = 1 - c_0$.

La función de densidad de deposición de energía $I_{cont,\beta}(z, \rho)$ para los electrones contaminantes se determina a partir de los datos medidos y se tabula en función de la profundidad z .

2.1.5 Superposición y conversión a dosis

La energía absorbida $E(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})$ en un punto de cálculo cualquiera en el paciente se obtiene mediante la superposición de las contribuciones por separado de la energía de fotones primarios (ecuación 2.1), los fotones extrafocales (ecuación 2.1) y la contaminación por electrones (ecuación 2.6) de cada beamlets individual:

$$E(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = \sum_{\beta} (E_{ph1,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) + E_{ph2,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) + E_{cont,\beta}(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})) \quad (2.8)$$

La distribución de energía absorbida se convierte en dosis. Para lo que se asume que las diferentes heterogeneidades pueden modelarse a escala del agua. Las densidades de electrones se utilizan para convertir la energía a la dosis. La dosis final viene dada por:

$$D(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) = cE(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z}) \cdot \frac{\rho_{agua}}{\rho(\tilde{x}, \tilde{y}, \tilde{z})} \quad (2.9)$$

2.1.6 Cálculo de unidades monitor (UM)

Los efectos de dispersión del cabezal son simulados por Monte Carlo para los aceleradores de Varian usando una fuente de fotones extrafocales. Los factores de dispersión del maniquí se calculan mediante el transporte de fotones. Los efectos de retrodifusión a la cámara MU se determinan a partir de la tabla de factores de salida. También se admiten aceleradores de otros proveedores porque los datos simulados de Monte Carlo sirven simplemente como un punto de partida para los procedimientos de configuración del haz que ajustan los parámetros del haz a los datos del haz medidos [22].

2.2 Algoritmo de cálculo *Pencil Beam Convolution* (PBC)

El algoritmo *pencil beam* es una técnica de cálculo de dosis, la cual asume que un haz de fotones colimados al incidir sobre el paciente es un conglomerado de pequeños y estrechos haces tipo lápiz (*pencil beams*). Cada uno de estos haces tiene un eje central a lo largo del cual deposita alguna dosis. El patrón de entrega de dosis varía con la intensidad del haz que incide sobre el paciente.

La configuración y la ponderación de los haces de lápiz se definen por los conformadores de campo (mandíbulas del acelerador, bloques, MLC). Cuando el perfil del haz del acelerador es no uniforme o modulado (por ejemplo, IMRT o VMAT), la ponderación de cada haz de lápiz se ajusta apropiadamente. En la práctica, esta ponderación incluye la intensidad del fotón primario en el punto de entrada en el paciente y también la contaminación electrónica.

Si estudiamos sólo un haz de lápiz en forma aislada podemos ver que, si ese haz de lápiz golpea la superficie, habrá dosis depositada debajo de la superficie. Esa dosis tendrá una distribución espacial definida en el agua, y ocurrirá de acuerdo con los procesos básicos de dispersión y absorción que sufren los fotones y los electrones secundarios. Esta distribución de dosis en forma de gota surge de un haz de lápiz incidente sobre un absorbedor se denomina núcleo de dosis de haz de lápiz o el núcleo de dosis [23].

El algoritmo PBC calcula la distribución de dosis mediante los procesos [20]:

- Reconstrucción del haz: Cálculo de la dosis en un maniquí de agua homogénea usando el algoritmo de PBC.
- Modelado del paciente: Corrección por la geometría de la superficie del paciente, y si es necesario por inhomogeneidades del tejido.
- Cálculo de UM: Cálculo de la unidad monitor (UM) y ajustes para suministro de la dosis real.

El cálculo de la dosis debido a fotones con este algoritmo se lleva a cabo en dos fases: la reconstrucción del haz en un modelo "ideal" (maniquí virtual) y la reconstrucción sobre la forma anatómica del paciente.

En el modelo de reconstrucción del haz, la dosis se reconstruye en un medio equivalente al agua. Todos los complementos del campo como bloques, cuñas, MLC, y compensadores que pueden modificar la forma del haz o modular su intensidad, son trasladados a este maniquí virtual y son tomados en cuenta para el cálculo. La dosis se calcula con un algoritmo de convolución basado en el pencil beam kernel y teniendo en cuenta la geometría de cálculo SPD (*Source Phantom Distance*; figura 2.3).

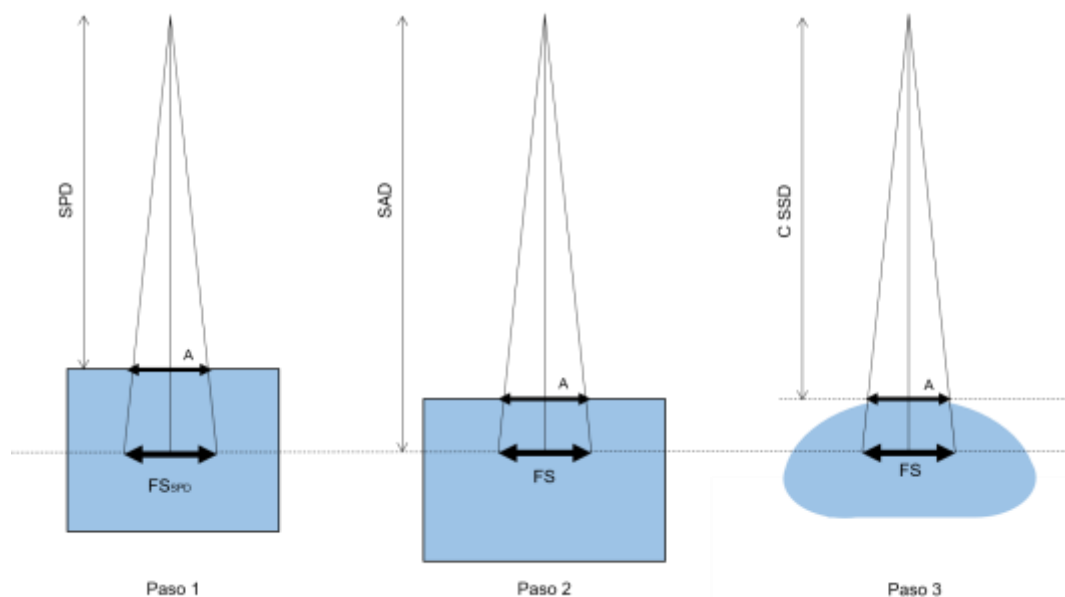


Figura 2.3.- Modelo de reconstrucción del haz (Modificado de: Varian, 2015)

El cálculo de dosis en el volumen se lleva a cabo mediante la convolución en 5 planos perpendiculares al haz y el cálculo de dosis en los otros puntos dentro del volumen se realiza por interpolación [23]. Una vez que la dosis en el volumen ha sido calculada y reconstruida en la geometría SPD, se traslada a la geometría CSSD (figura 2.3). La distancia CSSD representa la distancia existente entre la fuente del haz y el contorno del paciente usando el factor de Mayneord y correcciones en el TAR (*Tissue Air Relation*).

Los cálculos son aplicados al contorno real del paciente, tomando en cuenta la curvatura del contorno y las homogeneidades de los tejidos (figura 2.3).

El cálculo de dosis en un punto arbitrario (x, y, z) para un campo F dado, se puede representar mediante la ecuación:

$$D(x, y, z; F) = D_a(z; F) \times P(x, y, z; F) \times C_0 \times C_{inh} \quad (2.10)$$

donde,

$D(x, y, z; F)$: Dosis en el punto (x, y, z) del campo F

$D_a(z; F)$: Dosis en la profundidad z a lo largo del eje efectivo del campo

$P(x, y, z; F)$: OAR fuera del eje

C_0 : Factor de corrección debido a la oblicuidad del contorno (piel) del paciente

C_{inh} : Factor de corrección debido a las inhomogeneidades

En la ecuación (2.8), la reconstrucción del modelo de haz se descompone en dos factores: la dosis en profundidad y la relación fuera del eje. Ambos factores se derivan de la convolución PBC.

La convolución utiliza pencil beam kernels que representan la distribución de la dosis absorbida en el maniquí de agua en el SPD y resulta de un pequeño haz de fotones circular. La convolución se realiza sumando el número de haces tipo lápiz, ponderada con la intensidad del campo, para obtener la contribución total de la dosis.

2.2.1 Calculo de dosis de profundidad

El algoritmo PBC calcula la dosis absorbida en un maniquí de agua mediante la convolución, como se expresa a continuación:

$$D(x, y, z; F) = \iint_{-\infty}^{\infty} F(x', y') P_{int}(x', y', z) K(x - x', y - y', z) dx' dy' \quad (2.11)$$

donde,

$D(x, y, z; F)$: Dosis absorbida en el punto (x, y, z) del campo F

$F(x, y)$: Función de intensidad del campo

$P_{int}(x, y, z)$: Perfil de intensidad (fluencia normalizada de fotones primarios en la profundidad z)

$K(x, y, z)$: Kernel del pencil beam

$K(r, z)$: Factor que toma en cuenta la simetría de rotación del haz

El perfil de intensidad (P_{int}) representa la no planitud del haz y las variaciones de la fluencia en función de la profundidad en el maniquí de agua para campo abierto. Las variaciones se deben a la variación del espectro de energía del haz en función de la distancia fuera del eje.

La convolución se realiza a 5 profundidades normales a las que se ha medido datos del haz. La dosis para puntos arbitrarios a profundidades para los que no se ha medido datos se interpola a lo largo del haz.

2.2.2 Valores del perfil de datos

La configuración del algoritmo de PBC utiliza los datos del perfil de dosis de todos los campos abiertos y acñados. Estos se extrapolan a una distancia de 50 cm desde el eje central de campo. Los perfiles a las profundidades faltantes son interpolados a partir de los perfiles medidos.

El modelo del haz requiere 5 perfiles para varios tamaños de los campos cuadrados. El intervalo entre los tamaños de los campos medidos puede ser de 2 cm para los campos pequeños (4, 6, 8, 10 cm) y 5 cm para campos grandes (15, 20, 25, 30, 35 y 40 cm). También, se requiere los perfiles diagonales para el mayor tamaño de campo abierto.

Los datos se muestrean a intervalos de 2,5 mm. Después de importar los perfiles medidos, se extrapolan a la distancia de 40 cm desde el eje central de campo para crear los datos de haz configurados. Los perfiles se normalizan a 100 % en el eje central de campo.

CAPÍTULO III

MATERIALES Y EQUIPOS

3.1 Acelerador Lineal Clínico

El Servicio de Radioterapia La Trinidad, ubicado en el Centro Médico Docente La Trinidad, cuenta con el Acelerador Lineal Clínico de Energía Dual Clinac® IX de Varian Medical Systems.



Figura 3.1.- Acelerador lineal Clinac® IX - Varian Medical Systems

El sistema Clinac IX permite la entrega de tratamientos en modalidad de fotones y electrones. Ofrece características avanzadas para la aplicación de diversas técnicas de tratamiento como radioterapia conformada 3D, IMRT, VMAT y radiocirugía estereotáctica y extracraneal. En la tabla 3.1, se resumen las características generales más importantes para el acelerador lineal Clinac IX.

Tabla 3.1.- Características generales del acelerador lineal [24]

Acelerador Lineal	
Marca	Varian Medical Systems
Modelo	Clinac IX
Potencial de aceleración	6 MV, 23 MV
Energías de aceleración	4 MeV, 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV, 15 MeV, 18 MeV
Tasa de Dosis	100, 200, 300, 400, 500, 600 UM/min

El Clinac cuenta con un colimador multiláminas (MLC), modelo Millenium 120, con 60 pares de láminas, que ofrece una resolución de lámina en el isocentro de 5 mm (ancho de la lámina) en los cuarenta pares centrales y de 10 mm en los veinte pares externos. En la tabla 3.2 se muestra las características del MLC.

El MLC Millennium opera en tres modos: estático, dinámico y arco conformado.

- El modo estático proporciona una conformación del haz para la radioterapia conformada 3D.
- El modo dinámico permite el uso de la técnica IMRT en modo de entrega *Step and Shoot* y *Sliding Windows*.
- El modo de arco conformado permite arcoterapia conformada en la cual las láminas conforman el haz de tratamiento al límite exterior del objetivo clínico a medida que el gantry gira alrededor del paciente.

Tabla 3.2.- Características del colimador multilámina [24]

Colimador Multiláminas	
Marca	Varian Medical Systems
Modelo	Millenium 120
N° de hojas	120 (60 pares)
Tamaño del campo al isocentro	40 x 40 cm ²
Material	Tungsteno
Espesor	5.0 mm
Arreglo	Lengüetas y Surcos
Anchura al isocentro	5 mm- interior 40 pares 10 mm- exterior 20 pares
Movimiento	Lineal

3.2 Sistema dosimétrico

Para la adquisición de los datos de dosis en profundidad se utilizó el sistema de dosimetría mostrado en la figura 3.2. El mismo está compuesto por una cámara de ionización gaseosa y un electrómetro.

La cámara de ionización utilizada es de geometría cilíndrica, marca PTW, modelo Farmer TW 30013, serial nro. 0743, posee un volumen sensible de 0,6 cm³ con caperuza para mediciones de dosis absoluta de alta energía de radiación de fotones y electrones en el aire o en agua. Además, posee un factor de calibración en agua de $N_{D,w,usuario} = 52,81 \times 10^{-3} Gy/nC$ y en aire $N_{K,usuario} = 48,06 \times 10^{-3} Gy/nC$. En la tabla 3.3 se muestran las características de la cámara de ionización.

El electrómetro utilizado es de la marca PTW, modelo UNIDOS E. Este dispositivo amplifica y mide la carga colectada en la cámara de ionización, posee una alta precisión, muy buena resolución (~1 fA) y amplios rangos de medición dinámicos. Permite medir dosis o carga integrada y corriente simultáneamente [25]. El electrómetro se empleó con la finalidad de obtener medidas en valor de carga y corriente. El mismo se encuentra calibrado en conjunto con la cámara de ionización descrita anteriormente.



Figura 3.2.- a) Electrómetro PTW UNIDOS E; b) Cámara de ionización Farmer TW30013-0743

En la figura 3.3 se muestra el certificado de calibración de la cámara de ionización utilizada en el presente trabajo, emitido por el laboratorio secundario de calibración dosimétrica UNIDAD DE TECNOLOGÍA NUCLEAR - IVIC. La cámara fue calibrada en términos de Kerma en aire (N_{K,Q_0}) y dosis absorbida en agua (N_{D,w,Q_0}).



Figura 3.3.- Certificado de calibración de la cámara de ionización

Tabla 3.3.- Características generales de la cámara de ionización gaseosa tipo FARMER [26]

Cámara de ionización Farmer (PTW)	
Modelo	TW 30013 – 0743
Volumen Sensible	0,6 cc
Dimensiones del volumen sensible	Radio 3,06 mm; Longitud 23 mm
Diseño	Impermeable
Aplicación	Dosimetría absoluta en haces de radioterapia en maniquís
Cantidades medibles	Dosis absorbida en agua, KERMA en aire y exposición
Punto de referencia	Sobre el eje de la cámara a 13 mm desde la punta
Dirección de incidencia	Radial
Respuesta nominal	20 nC/Gy
Estabilidad a largo plazo	$\leq 0,5\%$ por año
Voltaje de la cámara	400 V nominal ± 500 V máximo
Dirección de respuesta en agua	$\leq \pm 0,5\%$ para la rotación alrededor de la cámara y para inclinación de la cámara hasta $\pm 5^\circ$
Fuga en el cable	$\leq \pm 1$ pC / (Gy.cm)
Corriente de fuga	$\leq \pm 4$ fA
Caperuza de equilibrio	PMMA, espesor 4,55 mm

3.3 Sistema de Planificación de tratamiento (SPT)

Los planes de tratamiento fueron calculados mediante el sistema de planificación de tratamiento Eclipse™ V.10.0.42 (Varian Medical Systems, Palo Alto, California). El SPT emplea el algoritmo de cálculo *Pencil Beam Convolution* (PBC) y el algoritmo *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) para el cálculo de dosis de campos de rayos X.

Adicionalmente, cuenta con técnicas de tratamiento como Conformada 3D, IMRT y VMAT, los cuales emplean los algoritmos mencionados anteriormente.



Figura 3.4.- Sistema de planificación de tratamiento Eclipse™

3.4 Termómetro digital y barómetro analógico

La cámara de ionización utilizada es abierta al aire, debido a esto la masa de aire en el volumen sensible de la cavidad está sujeta a variaciones atmosféricas. Se debe aplicar un factor de corrección por temperatura y presión, para convertir la masa de aire de la cavidad a las condiciones de referencia durante la medida de la dosis. Para ello se utilizó el termómetro digital marca Multi-Thermometer y el barómetro analógico marca Comensiert, que se muestran en la figura 3.5.



Figura 3.5.- a) Termómetro digital y b) Barómetro analógico

3.5 Maniquí

El maniquí utilizado es un tanque cilíndrico con paredes de plástico de 3 mm de espesor aproximadamente y con dimensiones de 60 cm² de diámetro y 84 cm de alto (ver figura 3.6). El maniquí utilizado es equivalente al agua ya que como se observa en la tabla 3.4, tiene una densidad electrónica equivalente, la transmisión de rayos X a través de los dos materiales es similar y la densidad física es un poco mayor que la del agua.

Como medio de referencia para las medidas de dosis absorbida se utilizó agua, el cual es el material utilizado para referencias dosimétricas por su reproducible composición [27].



Figura 3.6.- Maniquí cilíndrico utilizado para la medición de dosimetría en agua

Para alcanzar profundidades mayores a 40 cm se diseñó un dispositivo de posicionamiento en acrílico (equivalente al agua), que permitió movimientos verticales

cada 3 cm de manera de realizar medidas desde la superficie hasta 57 cm de profundidad (ver figura 3.7).

Tabla 3.4.- Especificaciones de los materiales del maniquí [27] [28]

Composición	Agua (H ₂ O)	Plástico	Acrílico (C ₈ H ₈ O ₂)
Densidad (d/cm^3)	1,0	1,127	1,17
Número atómico medio (Z)	7,22	5,49	6,24
Densidad electrónica (e/g)	$3,34 \times 10^{23}$		$3,253 \times 10^{23}$



Figura 3.7.- Sistema de posicionamiento que permite mediciones desde la superficie hasta 60 cm de profundidad

CAPÍTULO IV

METODOLOGÍA EXPERIMENTAL

El presente trabajo busca determinar de manera cuantitativa la dosis a profundidades mayores a 40 cm medidas en un maniquí, utilizando las técnicas de tratamiento de radioterapia conformada 3D y radioterapia de intensidad modulada IMRT de gantry fijo. Estos valores se compararon con las dosis calculadas por el Sistema de Planificación de Tratamiento (SPT) a diferentes profundidades, con el fin de encontrar la diferencia porcentual entre ambas medidas. Para alcanzar los objetivos planteados se siguió la metodología experimental descrita en este capítulo.

4.1 Diseño del maniquí

4.1.1 Diseño y elaboración del maniquí

Para el diseño y la elaboración del maniquí se tomaron en consideración varios parámetros, con el fin de que éste cumpliera con las condiciones establecidas en los protocolos internacionales de dosimetría para la determinación de la dosis absorbida en agua. Dichos parámetros se detallan a continuación:

1. Tipo de material del maniquí: El contenedor debe ser equivalente al agua para cumplir con los requerimientos establecidos en el TRS-398 [27]. Adicionalmente, se consideró la resistencia del mismo, con el fin de evitar deformaciones durante la manipulación y al realizar las medidas de dosimetría.
2. Dimensiones del maniquí: Las dimensiones se establecieron a partir de las condiciones en las cuales se realizó la dosimetría:
 - Distancia Fuente Superficie (100 cm)
 - Máximo tamaño de campo utilizado (20 cm × 20 cm)

- Energía de fotones (6 MV y 18 MV)

Para determinar las dimensiones mínimas requeridas del maniquí, se consideró el máximo tamaño de campo utilizado ($20 \times 20 \text{ cm}^2$) en superficie y utilizando la ley del inverso del cuadrado de la distancia se determinó la proyección de este campo a una profundidad de 57 cm (máxima profundidad de medida). Las dimensiones deben sobrepasar al menos en 5 cm cada uno de los cuatro lados para este tamaño y extenderse al menos 10 g/cm^2 más allá de la máxima profundidad de medida [27]. En la figura 4.1 se presenta el diagrama para la determinación de las mínimas dimensiones requeridas del maniquí.

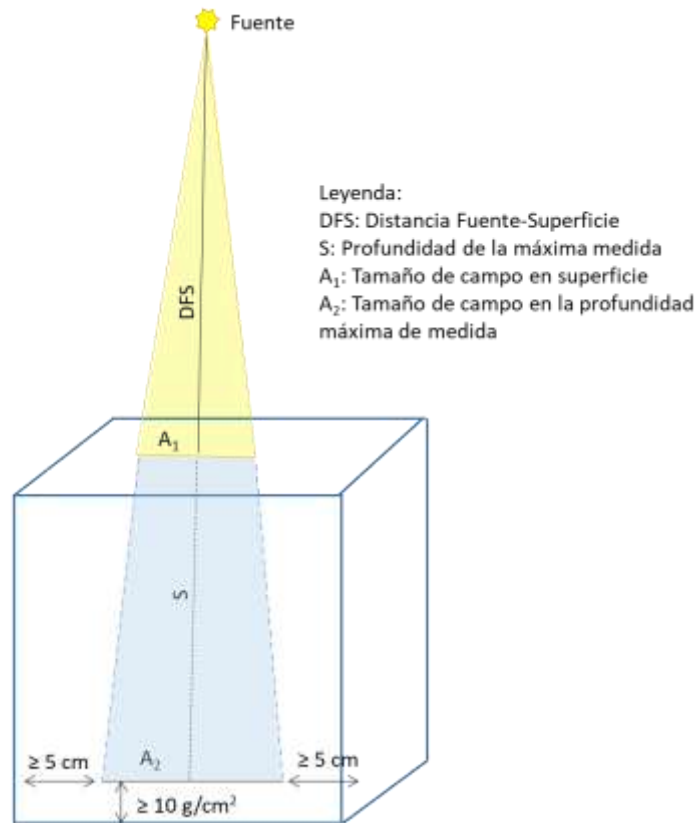


Figura 4.1.- Diagrama de las dimensiones mínimas requeridas del maniquí. $A_1 = 20 \text{ cm}$ es el tamaño del campo en la superficie, $A_2 = 31,4 \text{ cm}$ es el tamaño del campo en la profundidad máxima de medición, $S = 57 \text{ cm}$ es la profundidad máxima de medición y $DFS = 100 \text{ cm}$ es la Distancia Fuente Superficie.

3. Sistema de posicionamiento de la cámara de ionización: Para la realización de las medidas dosimétricas se debe realizar un correcto posicionamiento de la cámara de ionización, para ello se elaboró un soporte que garantiza la estabilidad mecánica de la cámara y la precisión en la medida durante la medición en profundidad. Este sistema permitió posicionar la cámara cada 3 cm, para realizar mediciones desde la superficie del agua del maniquí hasta 57 cm de profundidad (ver figura 4.2).

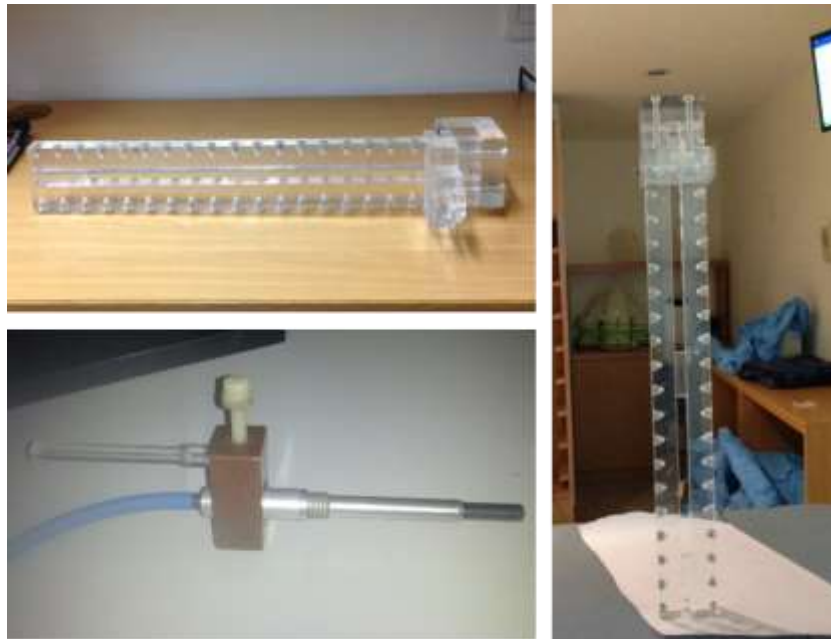


Figura 4.2.- Sistema de posicionamiento de la cámara de ionización

4.1.2 Diseño del maniquí virtual

Los planes de tratamiento fueron realizados sobre maniqués virtuales creados en el SPT, estos cumplieron con las mínimas dimensiones establecidas en la sección 4.1.1.

Para la creación del maniquí virtual, Eclipse cuenta con la opción de *New Phantom Imagen Set*, que permite crear un maniquí de tamaño deseado. Las dimensiones colocadas fueron de $70\text{ cm} \times 70\text{ cm} \times 70\text{ cm}$, con corte axial cada 0,25 cm, como se observa en la figura 4.3.

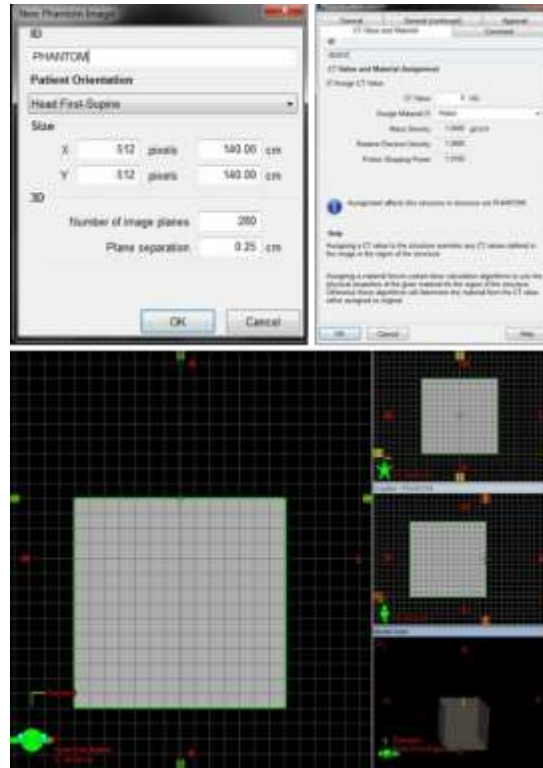


Figura 4.3.- Configuración del maniquí virtual utilizado para la planificación en el SPT

Luego, se procedió a realizar el contorno del maniquí con la aplicación *Draw - Rectangle*, y se le asignó las Unidades Hounsfield (UH) al maniquí de $UH = 0$ (equivalente al agua), ya que las medidas se realizaron en agua, obteniendo de esta manera el maniquí de la figura 4.4.

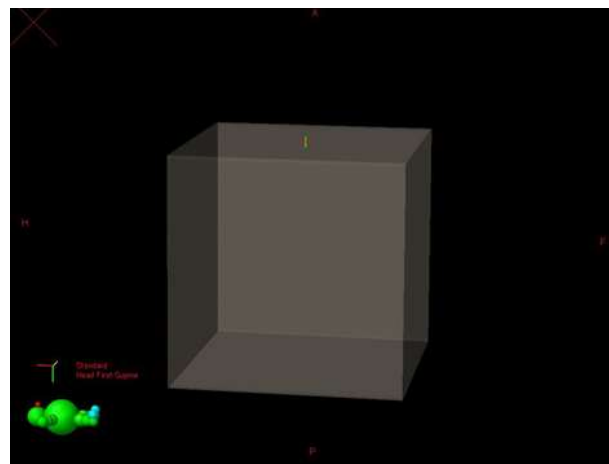


Figura 4.4.- Maniquí virtual utilizado para la planificación en el sistema de planificación Eclipse

4.2 Montaje Experimental

Las medidas dosimétricas fueron realizadas en el acelerador lineal siguiendo el siguiente procedimiento:

- Se colocó el gantry y el cabezal en 0°
- Se situó el maniquí debajo del cabezal del CLINAC, sobre un banco colocado en el plato giratorio de la camilla, para alcanzar la DFS de 100 cm en la superficie del agua, como se muestra en la figura 4.5.



Figura 4.5.- Montaje experimental en el Acelerador Lineal Clinac IX

- Se verificó que el maniquí de agua estuviera correctamente alineado y nivelado con el haz de radiación con la ayuda de los láseres.

- Se colocó la cámara de ionización en el sistema de posicionamiento de acrílico, y este en el maniquí (Figura 4.6).



Figura 4.6.- Soporte de la cámara de ionización colocado sobre el maniquí

- Para garantizar el correcto posicionamiento de la cámara de ionización, se verificó que ésta estuviera alineada con los ejes del haz. Para ello se encendió la luz de campo y se observó que la proyección de la cámara en el fondo de maniquí se mantuviera centrada con el eje central del haz (Figura 4.7).
- Se centra la cámara con la superficie del agua, de manera que exactamente la mitad del volumen de la cámara este fuera del agua y la otra mitad dentro de la misma.
- Para la medición se coloca la cámara en el punto de referencia del eje central de haz, en el centro del volumen de la cavidad. Estas condiciones se mantuvieron durante las mediciones dosimétricas.



Figura 4.7.- Proyección de la cámara de ionización en el fondo del maniquí

4.3 Dosimetría

La dosimetría se realizó para dos técnicas de tratamiento: técnica de radioterapia conformada en 3D y técnica de intensidad modulada IMRT de gantry fijo. Ambas se llevaron a cabo mediante dos procesos:

- Dosimetría de simulación: Dosimetría realizada mediante el sistema de planificación, utilizando la representación de un maniquí virtual sobre el cual se realiza la planificación de tratamiento con las técnicas nombradas anteriormente.
- Dosimetría en maniquí: Dosimetría llevada a cabo en el maniquí de agua utilizando la cámara de ionización una vez ejecutado el plan de tratamiento seleccionado.

4.3.1 Dosimetría de simulación

La dosimetría de simulación se realizó en el maniquí virtual, descrito en la sección 4.1, sobre este se procedió a realizar planes de tratamiento usando las técnicas de radioterapia conformada 3D e IMRT de gantry fijo.

4.3.1.1 Dosimetría de simulación mediante la técnica de radioterapia conformada 3D

Para realizar la dosimetría de simulación utilizando conformada 3D, se procedió a delimitar estructuras circulares con la opción de *Contouring*, en el maniquí descrito en la sección 4.1.2. Las estructuras fueron delimitadas con un volumen de 1cm^3 a lo largo del eje central del maniquí virtual, por donde incidirá el haz de radiación. Las estructuras fueron creadas con una separación de 3 cm entre ellas, desde 3 cm del borde superior del maniquí hasta una profundidad máxima de 57 cm (Figura 4.8).

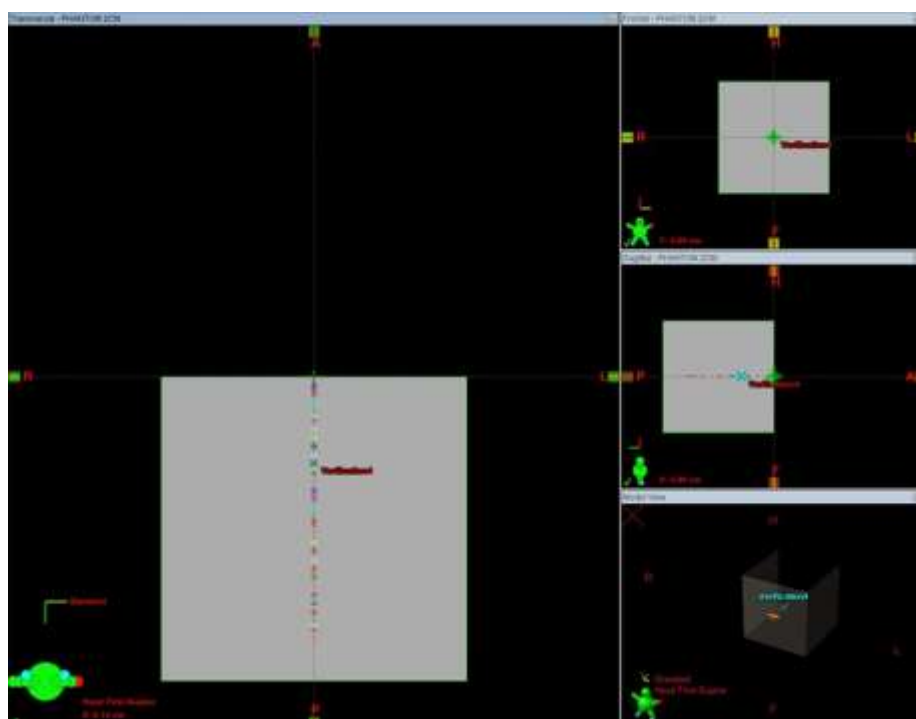


Figura 4.8.- Maniquí virtual creado en el SPT con estructuras delimitadas cada 3 cm para la simulación con la técnica de radioterapia conformada 3D

Sobre las imágenes del maniquí virtual, se simularon planes de tratamiento utilizando la técnica de radioterapia conformada en 3D, bajo las condiciones que se describen en la tabla 4.1.

Tabla 4.1.- Condiciones de los planes de tratamiento mediante el uso de conformada 3D

Energía	6 MV - 18 MV
DFS	100 cm
Dosis	1 Gy
Tasa de dosis	300 UM/min

Para la simulación se emplearon diversos tamaños de apertura de campo para ambos potenciales de aceleración 6 MV y 18 MV. En la tabla 4.2 se detallan los tamaños de campo utilizados.

Tabla 4.2.- Conjunto de tamaño de apertura campos utilizados para la simulación

Campos	Tamaño de Campo
Campos abiertos	5 cm × 5 cm
	10 cm × 10 cm
	15 cm × 15 cm
	20 cm × 20 cm
	10 cm × 15 cm
	15 cm × 10 cm
Campos conformados con MLC	15 cm × 15 cm campo conformado

Una vez simulados los planes de tratamiento se procedió a realizar el cálculo de la dosis en el sistema de planificación de tratamiento y se tabuló la dosis promedio arrojada para cada estructura o volumen irradiado.

4.3.1.2 Dosimetría de simulación mediante la técnica de radioterapia IMRT

La dosimetría de simulación utilizando radioterapia de intensidad modulada IMRT, fue realizada mediante el test propuesto en el documento de la AAPM TG-119 [29]. Este test consiste en delimitar tres estructuras adyacentes paralelas al eje más largo del maniquí

virtual descrito en la sección 4.1.2. Consta de una estructura central delimitada a 10 cm de profundidad, de forma cilíndrica de dimensiones de 10 cm de diámetro y 10 cm de longitud, una estructura superior de forma semiesférica de 5 cm de diámetro y una estructura inferior esférica de 4 cm de diámetro.

Sobre el maniquí, se realizaron planificaciones IMRT de tipo *Sliding Windows*, utilizando dosis diferentes para cada estructura. El volumen central se planificó para recibir el 100% de la dosis (1 Gy), el volumen superior el 50% (0,5 Gy) y el volumen inferior el 25% (0,25 Gy). En la tabla 4.3 se detallan las metas dosimétricas utilizadas.

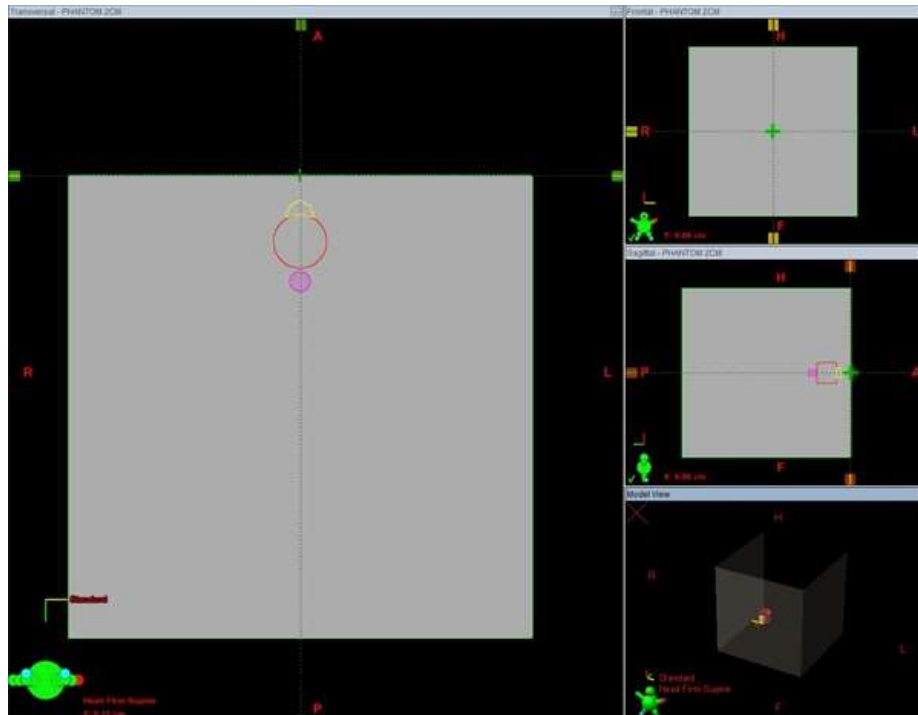


Figura 4.9.- Maniquí virtual creado en el SPT con las estructuras para la simulación con la técnica de radioterapia de intensidad modulada IMRT

Se realizaron dos planes de tratamiento isocéntricos a la estructura central, utilizando cinco campos de tratamiento para energías de 6 MV y 18 MV como se muestra en la tabla 4.4.

Tabla 4.3.- Metas dosimétricas utilizadas en la planificación IMRT

Parámetros Planificados	Volumen	Meta Dosimétrica
Estructura Central	D ₁₀₀	> 1,00 Gy
	D ₁₀	< 1,10 Gy
Estructura Superior	D ₁₀	< 0,50 Gy
Estructura Inferior	D ₁₀	< 0,25 Gy

Tabla 4.4.- Condiciones de los planes de tratamiento mediante el uso de IMRT de gantry fijo

Potencial de Aceleración	Tamaño de Campo	Nro. de Campos	Ángulos
6 MV	10 cm × 10 cm	5 Campos	0°, 70°, 135°, 235°, 290°
18 MV			

Una vez realizadas las planificaciones, se exportaron los planes de tratamiento al maniquí virtual sin estructuras y se recalculó la dosis para un solo campo. Se tabuló la dosis promedio cada 3 cm hasta una profundidad de 57 cm para cada plan de tratamiento.

4.3.2 Dosimetría en maniquí

La dosimetría en maniquí fue realizada mediante el montaje experimental detallado en la sección 4.2. Siguiendo el Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua o protocolo TRS-398 [27], se determinaron la calidad del haz, las magnitudes de influencia y las dosis de referencia para los potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV. Una vez obtenidos estos datos se midió la dosis a diferentes profundidades para las técnicas de radioterapia conformada 3D e IMRT.

Se exportaron los planes de tratamiento (especificados en las secciones 4.3.1.1 y 4.3.1.2) al acelerador lineal. Luego, se colocó la cámara de ionización a una profundidad de 3 cm y se procedió a irradiarla. Las lecturas obtenidas por la cámara de ionización se tabularon y se repitió el procedimiento cada 3 cm, hasta una profundidad de 60 cm. Este procedimiento fue repetido para cada uno de los planes de tratamiento para ambas técnicas.

En cada posicionamiento se suministró el plan de tratamiento respectivo de tres a cinco veces, se tabuló cada una de las lecturas obtenidas y se obtuvo un promedio de estas. Durante la medición, se tomó el valor de presión y temperatura para determinar las lecturas corregidas por estos factores de influencia y calcular la dosis en profundidad.

Previamente, antes de iniciar las medidas se procedió a realizar la calibración mecánica del acelerador lineal. Luego, se realizó el montaje experimental y se preirradió la cámara de ionización con 1000 UM. Una vez realizado este paso, se procedió a irradiar la cámara de ionización con 100 UM para el mínimo y máximo tamaño de campo ($5 \times 5 \text{ cm}^2$ y $20 \times 20 \text{ cm}^2$) para las profundidades de 3 cm y 57 cm, que corresponden a la mínima y máxima profundidad de medida, con la finalidad de evaluar y garantizar que las medidas obtenidas cumplieran con el criterio de reproducibilidad.

4.4 Comparación de los métodos de cálculo de dosis

Se comparó la dosis medida con la cámara de ionización con la dosis calculada en el sistema de planificación, para todos los planes de tratamiento usando la técnica de conformada 3D e IMRT. Para cada medida de dosis puntual se obtuvo el valor de desviación según la expresión:

$$\% = \frac{(D_m - D_{plan}) \times 100}{D_{plan}}$$

donde D_m es la dosis medida por la cámara de ionización y D_{plan} es la dosis calculada en el punto de medida por el sistema de planificación.

CAPITULO V

ANÁLISIS DE RESULTADOS

5.1 Dosimetría

5.1.1 Dosimetría en Simulación

5.1.1.1 Dosimetría en Simulación con la técnica de Radioterapia Conformada 3D

En la figura 5.1 se muestran los diferentes cortes de la imagen del maniquí creado en el SPT para la simulación de los planes de tratamiento. En esta se visualizan las estructuras separadas cada 3 cm una de la otra, desde 3 cm de la superficie hasta 57 cm de profundidad.



Figura 5.1.- Cortes del maniquí creado en el SPT para dosimetría usando la técnica de radioterapia conformada 3D: (a) vista axial, (b) vista sagital y (c) vista tridimensional

A continuación, se presentan los datos obtenidos en la simulación para cada campo de tratamiento descritos en la sección 4.3.1.1:

- Campo $5 \text{ cm} \times 5 \text{ cm}$

En la figura 5.2 se muestra la simulación de los planes de tratamiento, utilizando un tamaño de campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ para los potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV, bajo las condiciones establecidas en la tabla 4.1.

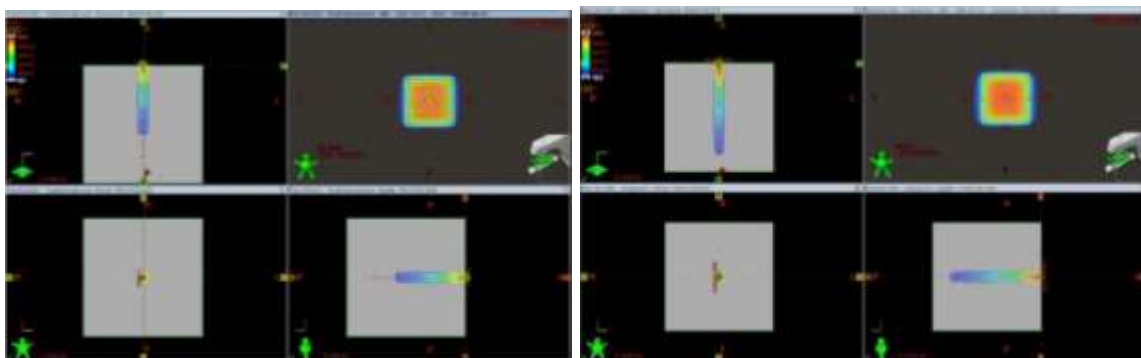


Figura 5.2.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 5 x 5 cm²: (a) potencial de aceleración de 6 MV y (b) 18 MV

En la tabla 5.1 y 5.2 se pueden observar los valores de las unidades monitor y la dosis promedio de cada estructura, respectivamente, obtenidos a partir del SPT utilizando el tamaño de campo de 5 × 5 cm² para ambos potenciales de aceleración.

Tabla 5.1.- Valores de las unidades monitor obtenidas en el SPT para el plan de tratamiento con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 5 cm × 5 cm para las energías de 6 MV y 18 MV

Tamaño de Campo	Energía	UM
5 cm x 5 cm	6 MV	105
	18 MV	110

Tabla 5.2.- Dosis de cada estructura obtenida en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 5 cm × 5cm para potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
3	0,944	0,986
6	0,798	0,941
9	0,675	0,835
12	0,560	0,730
15	0,466	0,640

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
18	0,390	0,561
21	0,326	0,494
24	0,275	0,435
27	0,228	0,382
30	0,194	0,339
33	0,162	0,297
36	0,137	0,264
39	0,114	0,231
42	0,096	0,204
45	0,080	0,179
48	0,067	0,158
51	0,056	0,138
54	0,047	0,122
57	0,039	0,107

- Campo 10 cm × 10 cm

En la figura 5.3 se muestra la simulación de los planes de tratamiento utilizando un tamaño de campo de 10 × 10 cm² para los potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV, bajo las condiciones establecidas en la tabla 4.1.

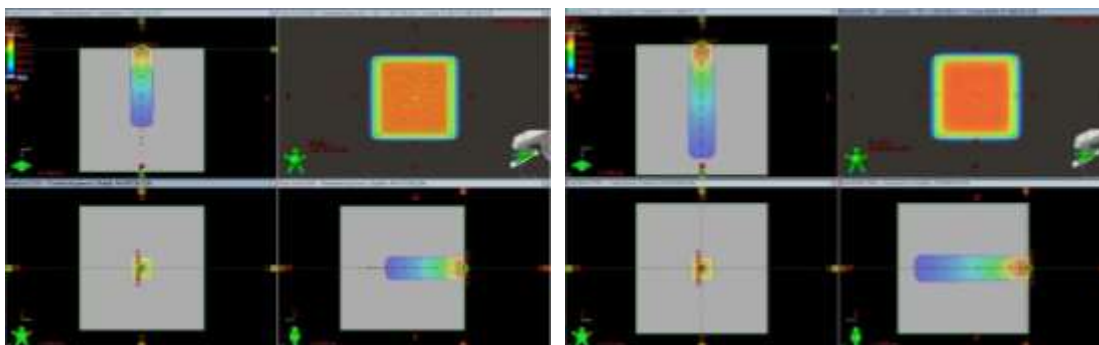


Figura 5.3.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 10 x 10 cm²: (a) potencial de aceleración de 6 MV y (b) 18 MV

En las tablas 5.3 y 5.4 se muestran los valores de las unidades monitor y la dosis promedio de cada estructura, respectivamente, obtenidos a partir del SPT utilizando el tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.

Tabla 5.3.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ para potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.

Tamaño de Campo	Energía	UM
10 cm x 10 cm	6 MV	100
	18 MV	100

Tabla 5.4.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ para las energías de 6 MV y 18 MV.

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
3	0,954	0,996
6	0,825	0,935
9	0,711	0,836
12	0,599	0,735
15	0,511	0,650
18	0,432	0,576
21	0,364	0,508
24	0,308	0,449
27	0,261	0,398
30	0,223	0,354
33	0,188	0,313
36	0,160	0,278
39	0,135	0,246
42	0,115	0,219
45	0,097	0,193
48	0,083	0,172

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
51	0,070	0,151
54	0,059	0,135
57	0,050	0,119

- Campo 15 cm × 15 cm

En la figura 5.4 se muestra la simulación de los planes de tratamiento utilizando un tamaño de campo de 15 × 15 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV, bajo las condiciones establecidas en la tabla 4.1.

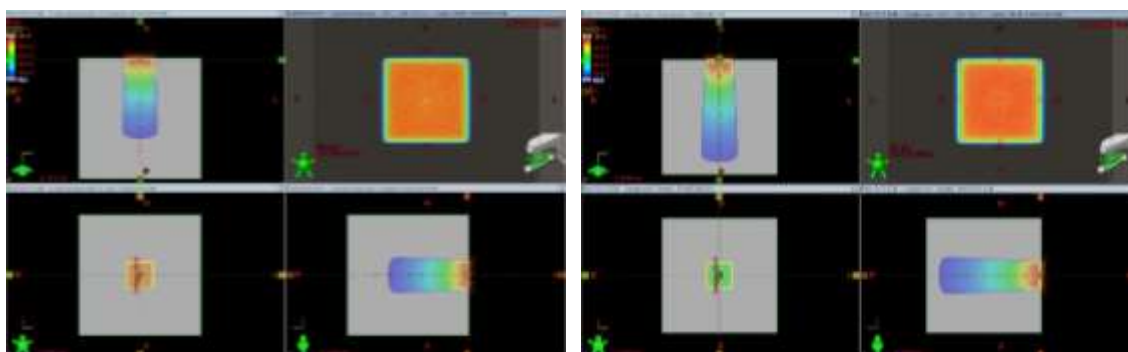


Figura 5.4.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 15 × 15 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV

En las tablas 5.5 y 5.6 se muestran los valores de las unidades monitor y la dosis promedio de cada estructura, respectivamente, obtenidos a partir del SPT utilizando el tamaño de campo de 15 × 15 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV.

Tabla 5.5.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 15cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV

Tamaño de Campo	Energía	UM
15 cm x 15 cm	6 MV	96
	18 MV	96

Tabla 5.6.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de 15 cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
3	0,949	0,998
6	0,834	0,918
9	0,727	0,825
12	0,621	0,731
15	0,531	0,648
18	0,454	0,579
21	0,387	0,514
24	0,332	0,456
27	0,282	0,406
30	0,241	0,361
33	0,205	0,320
36	0,176	0,285
39	0,149	0,252
42	0,128	0,224
45	0,109	0,198
48	0,094	0,177
51	0,080	0,156
54	0,068	0,140
57	0,058	0,124

- Campo 20 cm × 20 cm

En la figura 5.5 se muestra la simulación de los planes de tratamiento utilizando un tamaño de campo de 20 × 20 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV, bajo las condiciones establecidas en la tabla 4.1.

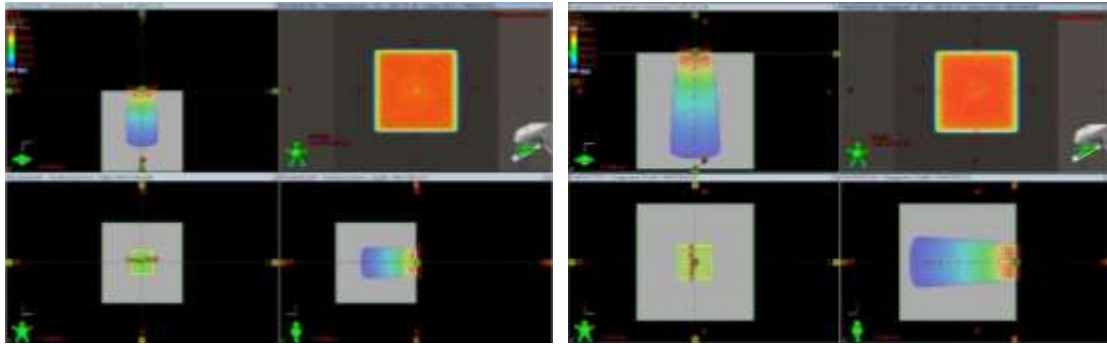


Figura 5.5.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo $20 \times 20 \text{ cm}^2$: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV

En las tablas 5.7 y 5.8 se muestran los valores de las unidades monitor y la dosis promedio de cada estructura, respectivamente, obtenidos a partir del SPT utilizando el tamaño de campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ para las energías de 6 MV y 18 MV.

Tabla 5.7.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ para las energías de 6 MV y 18 MV

Tamaño de Campo	Energía	UM
20 cm x 20 cm	6 MV	94
	18 MV	93

Tabla 5.8.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ para las energías de 6 MV y 18 MV

Profundidad (cm)	D_{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
3	0,953	0,998
6	0,836	0,910
9	0,736	0,820
12	0,634	0,727
15	0,545	0,648
18	0,472	0,578

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
21	0,404	0,514
24	0,348	0,461
27	0,297	0,409
30	0,257	0,367
33	0,220	0,326
36	0,189	0,292
39	0,161	0,260
42	0,139	0,232
45	0,119	0,206
48	0,103	0,185
51	0,088	0,164
54	0,076	0,147
57	0,065	0,131

- Campo 10 cm × 15 cm

En la figura 5.6 se muestra la simulación de los planes de tratamiento utilizando un tamaño de campo de 10 × 15 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV, bajo las condiciones establecidas en la tabla 4.1.

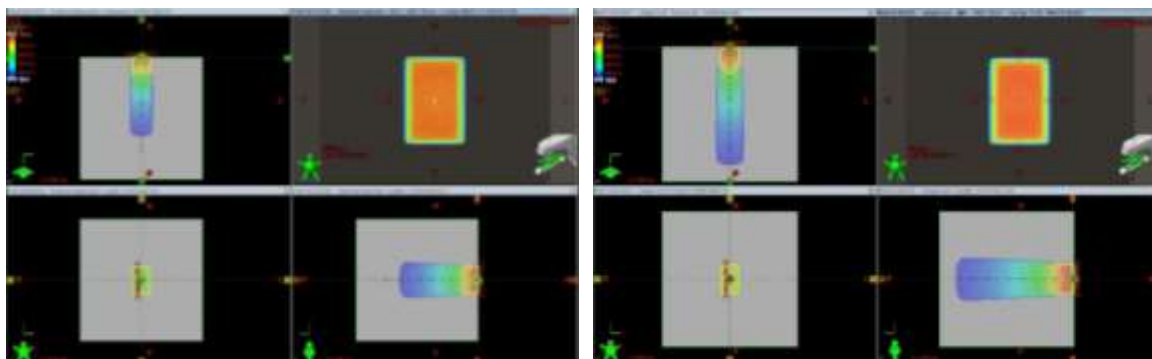


Figura 5.6.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 10 x 15 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV

En las tablas 5.9 y 5.10 se muestran los valores de las unidades monitor y la dosis promedio de cada estructura, respectivamente, obtenidos a partir del SPT utilizando el tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para las energías de 6 MV y 18 MV.

Tabla 5.9.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño $10 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$ para las energías de 6 MV y 18 MV.

Tamaño de Campo	Energía	UM
10 cm x 15 cm	6 MV	98
	18 MV	99

Tabla 5.10.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de $10 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$ para las energías de 6 MV y 18 MV.

Profundidad (cm)	D_{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
3	0,950	0,998
6	0,829	0,927
9	0,716	0,830
12	0,608	0,733
15	0,518	0,649
18	0,441	0,576
21	0,373	0,510
24	0,318	0,454
27	0,270	0,401
30	0,232	0,358
33	0,196	0,316
36	0,167	0,281
39	0,140	0,248
42	0,120	0,221
45	0,102	0,195

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
48	0,087	0,173
51	0,073	0,153
54	0,063	0,136
57	0,053	0,121

- Campo 15 cm × 10 cm

En la figura 5.7 se muestra la simulación de los planes de tratamiento utilizando un tamaño de campo de 15 × 10 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV, bajo las condiciones establecidas en la tabla 4.1.

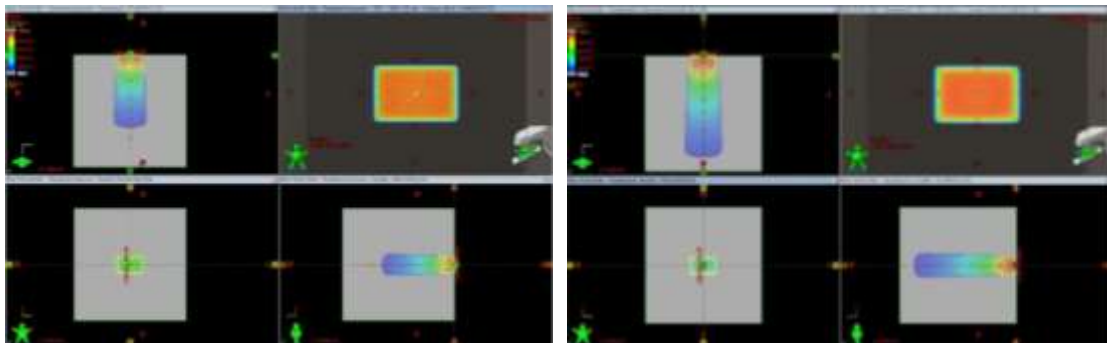


Figura 5.7.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para tamaño de campo 15 x 10 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV

En las tablas 5.11 y 5.12 se muestran los valores de las unidades monitor y la dosis promedio de cada estructura, respectivamente, obtenidos a partir del SPT utilizando el tamaño de campo de 15 × 10 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV.

Tabla 5.11.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño 15 cm × 10 cm para las energías de 6 MV y 18 MV

Tamaño de Campo	Energía	UM
15 cm x 10 cm	6 MV	98
	18 MV	99

Tabla 5.12.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo abierto de tamaño de 15 cm × 10 cm para las energías de 6 MV y 18 MV.

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
3	0,950	0,998
6	0,829	0,927
9	0,716	0,830
12	0,608	0,733
15	0,519	0,649
18	0,441	0,576
21	0,373	0,510
24	0,318	0,454
27	0,270	0,401
30	0,232	0,358
33	0,196	0,316
36	0,167	0,281
39	0,140	0,248
42	0,120	0,221
45	0,102	0,195
48	0,087	0,173
51	0,073	0,153
54	0,063	0,136
57	0,053	0,121

- Campo conformado 15 cm × 15 cm

En la figura 5.8 se muestra la simulación de los planes de tratamiento utilizando un campo conformado de tamaño 15 × 15 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV, bajo las condiciones establecidas en la tabla 4.1.

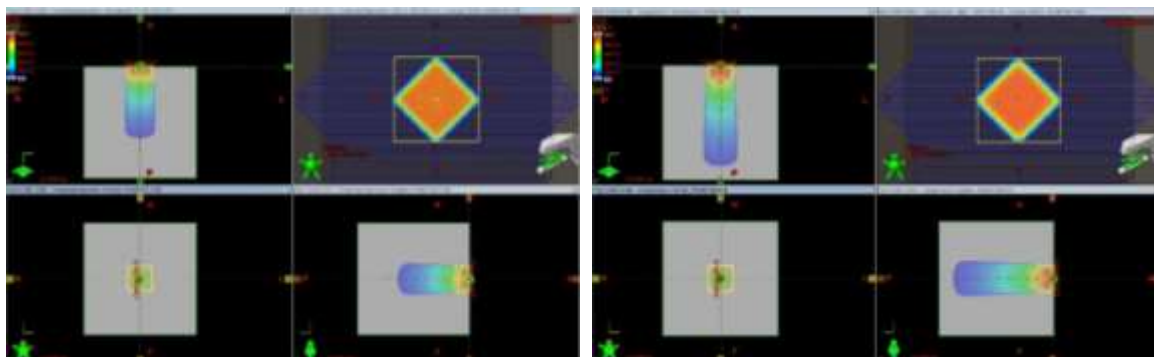


Figura 5.8.- Simulación del plan de tratamiento utilizando radioterapia conformada 3D para un campo conformado de tamaño 15 × 15 cm²: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV

En las tablas 5.13 y 5.14 se muestran los valores de las unidades monitor y la dosis promedio de cada estructura, respectivamente, obtenidos a partir del SPT utilizando un campo conformado de tamaño 15 × 15 cm² para las energías de 6 MV y 18 MV.

Tabla 5.13.- Valores de las unidades monitor para el plan de tratamiento SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un campo conformado de tamaño 15 cm × 15 cm para las energías de 6 MV y 18 MV

Tamaño de Campo	Energía	UM
Campo Conformado 15 cm x 15 cm	6 MV	96
	18 MV	96

Tabla 5.14.- Dosis de cada estructura obtenido en el SPT con la técnica de radioterapia conformada 3D, utilizando un tamaño de campo de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ conformado con MLC para energías de 6 MV y 18 MV

Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
	Plan 6 MV	Plan 18 MV
3	0,936	0,976
6	0,812	0,914
9	0,701	0,817
12	0,592	0,719
15	0,505	0,636
18	0,427	0,564
21	0,361	0,498
24	0,306	0,442
27	0,260	0,391
30	0,222	0,348
33	0,187	0,308
36	0,160	0,274
39	0,134	0,242
42	0,115	0,215
45	0,097	0,189
48	0,083	0,169
51	0,070	0,149
54	0,059	0,132
57	0,050	0,117

*5.1.1.2 Dosimetría en Simulación Técnica Radioterapia de Intensidad Modulada
IMRT de Gantry Fijo*

El maniquí creado en el SPT para la simulación de los planes de tratamiento utilizando la técnica de IMRT se muestra en la figura 5.9, donde se visualizan las estructuras central, superior e inferior.

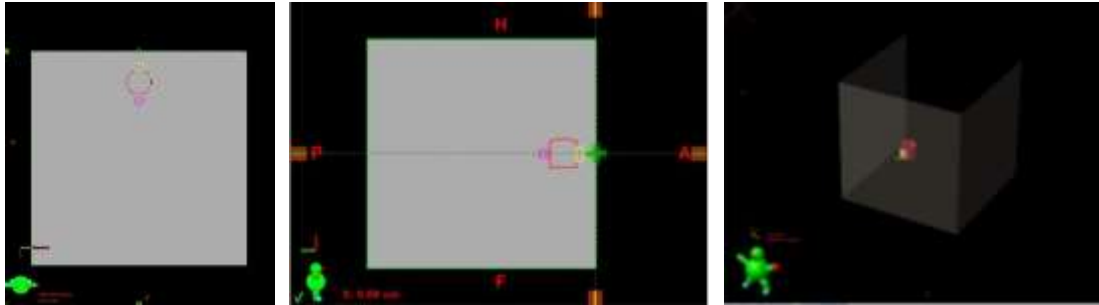


Figura 5.9.- Cortes del maniquí creado en el SPT para dosimetría usando la técnica de IMRT: (a) vista axial, (b) vista sagital y (c) vista tridimensional

En la figura 5.10 se muestra la simulación de los planes de tratamiento con la técnica de tratamiento de intensidad modulada IMRT, para las energías de 6 MV y 18 MV.

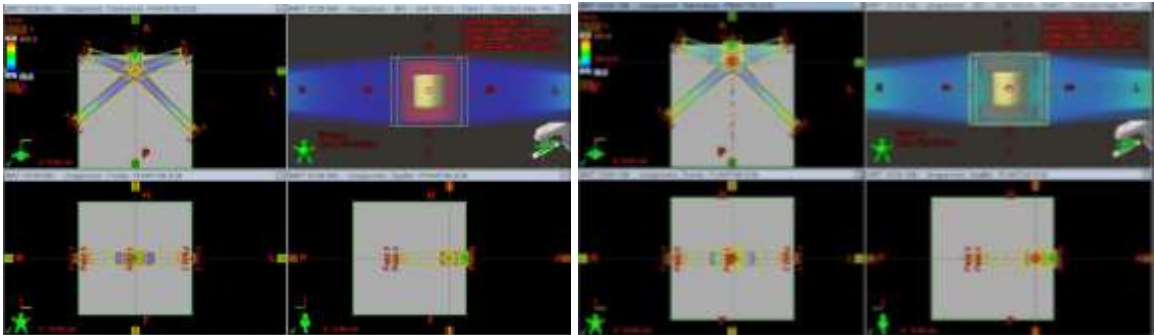


Figura 5.10.- Simulación del plan de tratamiento utilizando intensidad modulada IMRT: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV

Se recalcularon las dosis de los planes de tratamiento para un solo campo de tratamiento (ver figura 5.11). En la tabla 5.15 se muestran los valores de dosis promedio en profundidad y para las estructuras delimitadas, arrojados por el SPT para energías de 6 MV y 18 MV.

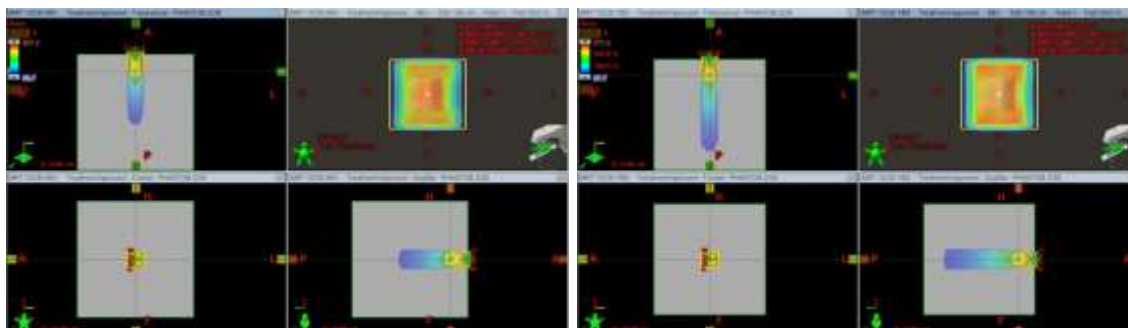


Figura 5.11.- Recálculo del plan de tratamiento para un solo campo utilizando intensidad modulada IMRT: (a) energía 6 MV y (b) energía 18 MV

Tabla 5.15.- Dosis en profundidad y para cada estructura obtenida en el SPT con la técnica de radioterapia de intensidad modulada IMRT de gantry fijo para energías de 6 MV y 18 MV.

Estructuras	Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
		Plan 6 MV	Plan 18 MV
P 3cm	3	4,933	2,584
P 6cm	6	4,214	2,422
P 9cm	9	3,564	2,138
P 12cm	12	2,989	1,876
P 15cm	15	2,517	1,647
P 18cm	18	2,101	1,446
P 21cm	21	1,763	1,271
P 24cm	24	1,474	1,114
P 27cm	27	1,250	0,984
P 30cm	30	1,049	0,869
P 33cm	33	0,883	0,765
P 36cm	36	0,743	0,674
P 39cm	39	0,625	0,594
P 42cm	42	0,525	0,524
P 45cm	45	0,442	0,460
P 48cm	48	0,370	0,407
P 51cm	51	0,313	0,357
P 54cm	54	0,261	0,313
P 57cm	57	0,220	0,277

Estructuras	Profundidad (cm)	D _{SPT} (Gy)	
		Plan 6 MV	Plan 18 MV
Estructura Central	10	3,122	2,015
Estructura Superior	4	4,328	2,520
Estructura Inferior	16	2,364	1,603

5.1.2 Dosimetría en maniquí

5.1.2.1 Factores de calibración

En las tablas 5.16 y 5.18 se muestran las lecturas obtenidas mediante la cámara de ionización para las energías de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Estos valores se utilizaron para determinar las variables requeridas para obtener la calidad del haz de radiación para ambas energías. Adicionalmente, en las tablas 5.17 y 5.19 se muestran las lecturas necesarias para realizar el cálculo de las magnitudes de influencia para las energías de 6 MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.16.- Lecturas obtenidas con la cámara de ionización para calcular PDD y TPR con energía de 6 MV.

	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L ₄ (nC)	L ₅ (nC)	L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
D ₂₀	6,294	6,294	6,296	6,294	6,296	6,2880	0,0011	0,02
D ₁₀	10,83	10,84	10,84	10,84	10,84	10,8380	0,0045	0,04

PDD _{20,10}	TPR _{20,10}
0,5802	0,6751

Tabla 5.17.- Magnitudes de influencia para energía de 6 MV en $z_{ref} = 5 \text{ cm}$

Voltaje (V)	Lecturas medidas (nC)					L_{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
(-) 400	10,83	10,84	10,84	10,84	10,84	10,8380	0,0045	0,04
(+) 200	10,79	10,78	10,78	10,79	10,79	10,7860	0,0055	0,05
(+) 400	10,85	10,86	10,86	10,86	10,85	10,8560	0,0055	0,05

Voltaje (V)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{cor} (nC)
(-) 400	23,8	905,0	1,1341	12,2917
(+) 200	23,9	905,0	1,1345	12,2368
(+) 400	23,9	905,0	1,1345	12,3162

T_{prom} (°C)	P_{prom} (mBar)	K_{pol}	K_s	K_{TP}
23,9	905,0	0,9990	1,0065	1,1344

Tabla 5.18.- Lecturas obtenidas con la cámara de ionización para calcular PDD y TPR con energía de 18 MV.

	L ₁ (nC)	L ₂ (nC)	L ₃ (nC)	L ₄ (nC)	L ₅ (nC)	L_{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
D ₂₀	8,910	8,910	8,910	8,912	8,910	8,9104	0,0009	0,01
D ₁₀	13,30	13,29	13,29	13,30	13,28	13,2920	0,0084	0,06

PDD _{20,10}	TPR _{20,10}
0,6704	0,7892

Tabla 5.19.- Magnitudes de influencia para energía de 18 MV en $z_{ref} = 10$ cm

Voltaje (V)	Lecturas medidas (nC)					L_{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L_1	L_2	L_3	L_4	L_5			
(-) 400	13,30	13,29	13,29	13,30	13,30	13,2960	0,0055	0,04
(+) 200	13,20	13,20	13,20	13,20	13,21	13,2020	0,0045	0,03
(+) 400	13,28	13,27	13,27	13,27	13,27	13,2720	0,0045	0,03

Voltaje (V)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{cor} (nC)
(-) 400	23,8	905,0	1,1341	15,0793
(+) 200	23,9	905,0	1,1345	14,9778
(+) 400	24,1	904,5	1,1359	15,0757

T_{prom} (°C)	P_{prom} (mBar)	K_{pol}	K_s	K_{TP}
23,9	904,8	1,0001	1,0065	1,1359

En la tabla 5.20 se muestran los valores del factor de calidad del haz (K_Q), el factor de calibración de la cámara de ionización y la dosis obtenida en la profundidad de referencia para las energías de 6 MV y 18 MV, calculados siguiendo los lineamientos del TRS-398 [27], utilizando los datos tabulados en las tablas 5.16, 5.17, 5.18 y 5.19.

Tabla 5.20.- Resultados de la calidad del haz K_Q y dosis calculados para energía de 6MV y 18 MV en el z_{ref} respectivo.

Energía	z_{ref} (cm)	K_Q	$N_{D,w}$ (Gy/nC)	K	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)
6 MV	5	0,9907	0,05372	0,0607	0,8533
18 MV	10	0,9643		0,0592	0,7881

5.1.2.2 Dosimetría en maniquí utilizando la técnica de radioterapia conformada 3D

Una vez determinados los valores del factor calidad del haz (K_Q) y de las magnitudes de influencia, se procedió a medir la dosis en profundidad para las diferentes aperturas de campo.

- Campo $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$

En las tablas 5.21 y 5.23 se encuentran tabuladas los Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}) utilizando un campo abierto de tamaño $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ para las energías de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.21.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $5 \times 5\text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L_{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L_1	L_2	L_3	L_4	L_5			
3	15,38	15,40	15,38	15,38	15,38	15,384	0,009	0,06
6	12,98	12,98	12,99	12,99	12,99	12,986	0,005	0,04
9	10,98	10,99	10,98	10,98	10,98	10,982	0,004	0,04
12	9,075	9,076	9,080	9,078	9,076	9,077	0,002	0,02
15	7,580	7,578	7,576	7,578	7,577	7,578	0,001	0,02
18	6,378	6,377	6,379	6,377	6,374	6,377	0,002	0,03
21	5,310	5,311	5,307	5,309	5,309	5,309	0,001	0,03
24	4,464	4,466	4,464	4,466	4,466	4,465	0,001	0,02
27	3,717	3,718	3,713	3,715	3,714	3,715	0,002	0,06
30	3,220	3,223	3,222	3,220	3,221	3,221	0,001	0,04
33	2,708	2,706	2,709	2,708	2,707	2,708	0,001	0,04
36	2,309	2,310	2,308	2,312	2,309	2,310	0,002	0,07
39	1,933	1,933	1,935	1,934	1,932	1,933	0,001	0,06
42	1,638	1,637	1,636	1,635	1,637	1,637	0,001	0,07
45	1,372	1,373	1,373	1,375	1,372	1,373	0,001	0,09
48	1,159	1,157	1,158	1,157	1,159	1,158	0,001	0,09

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
51	0,979	0,977	0,977	0,978	0,977	0,978	0,001	0,09
54	0,832	0,831	0,831	0,832	0,831	0,831	0,001	0,07
57	0,701	0,702	0,702	0,702	0,701	0,702	0,001	0,08

En la tabla 5.22 para la energía de 6 MV y en la tabla 5.24 para la energía de 18 MV, se muestran el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$), utilizando un campo abierto de tamaño $5\text{ cm} \times 5\text{ cm}$.

Tabla 5.22.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $5 \times 5\text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,5	901,0	1,138	17,507	0,937
6	22,0	903,0	1,130	14,671	0,785
9	22,2	902,5	1,131	12,422	0,665
12	22,1	902,0	1,131	10,270	0,550
15	21,9	901,0	1,132	8,577	0,459
18	21,7	899,5	1,133	7,225	0,387
21	21,5	898,5	1,133	6,018	0,322
24	21,4	898,5	1,133	5,060	0,271
27	21,5	898,0	1,134	4,214	0,225
30	23,7	903,0	1,136	3,660	0,196
33	23,4	902,5	1,136	3,075	0,165
36	23,1	902,0	1,135	2,622	0,140
39	22,7	901,0	1,135	2,194	0,117
42	22,6	899,0	1,137	1,861	0,100
45	22,3	898,0	1,137	1,561	0,084

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
48	23,3	899,5	1,139	1,319	0,071
51	23,3	899,0	1,140	1,114	0,060
54	22,7	898,0	1,139	0,947	0,051
57	22,3	898,0	1,137	0,798	0,043

Tabla 5.23.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $5 \times 5 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	16,44	16,44	16,43	16,43	16,43	16,434	0,005	0,03
6	15,87	15,88	15,88	15,86	15,88	15,874	0,009	0,06
9	13,96	13,97	13,96	13,97	13,97	13,966	0,005	0,04
12	12,18	12,19	12,19	12,19	12,19	12,188	0,004	0,04
15	10,77	10,78	10,78	10,78	10,78	10,778	0,004	0,04
18	9,401	9,402	9,406	9,402	9,404	9,403	0,002	0,02
21	8,214	8,216	8,215	8,214	8,210	8,214	0,002	0,03
24	7,287	7,284	7,288	7,287	7,286	7,286	0,002	0,02
27	6,396	6,398	6,399	6,394	6,395	6,396	0,002	0,03
30	5,590	5,586	5,587	5,588	5,589	5,588	0,002	0,03
33	4,931	4,930	4,932	4,926	4,927	4,929	0,003	0,05
36	4,398	4,399	4,400	4,403	4,401	4,400	0,002	0,04
39	3,955	3,955	3,957	3,958	3,956	3,956	0,001	0,03
42	3,520	3,516	3,517	3,519	3,516	3,518	0,002	0,05
45	3,103	3,106	3,105	3,105	3,107	3,105	0,001	0,05
48	2,753	2,752	2,752	2,753	2,754	2,753	0,001	0,03
51	2,418	2,415	2,418	2,417	2,417	2,417	0,001	0,05
54	2,156	2,155	2,157	2,157	2,155	2,156	0,001	0,05
57	1,909	1,906	1,908	1,907	1,909	1,908	0,001	0,07

Tabla 5.24.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	22,6	900,5	1,135	18,656	0,973
6	22,0	903,0	1,130	17,934	0,935
9	22,2	902,5	1,131	15,798	0,824
12	22,1	902,0	1,131	13,789	0,719
15	21,9	901,0	1,132	12,199	0,636
18	21,6	899,5	1,133	10,650	0,555
21	21,5	898,5	1,133	9,310	0,486
24	21,4	898,5	1,133	8,256	0,431
27	21,5	898,0	1,134	7,254	0,378
30	23,7	903,0	1,136	6,349	0,331
33	23,4	902,5	1,136	5,598	0,292
36	23,1	902,0	1,135	4,995	0,260
39	22,7	901,0	1,135	4,490	0,234
42	22,6	898,5	1,138	4,002	0,209
45	22,3	898,0	1,137	3,531	0,184
48	22,2	898,0	1,137	3,129	0,163
51	23,3	899,0	1,140	2,755	0,144
54	22,7	898,0	1,139	2,455	0,128
57	22,3	898,0	1,137	2,170	0,113

- Campo $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$

En las tablas 5.25 y 5.27 se encuentran tabuladas los Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}) utilizando un campo abierto de tamaño $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$ para las energías de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.25.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	15,55	15,55	15,55	15,55	15,54	15,548	0,004	0,03
6	13,46	13,47	13,46	13,46	13,46	13,462	0,004	0,03
9	11,60	11,60	11,60	11,61	11,61	11,604	0,005	0,05
12	9,738	9,733	9,737	9,742	9,731	9,736	0,004	0,04
15	8,254	8,253	8,258	8,252	8,253	8,254	0,002	0,03
18	6,988	6,984	6,989	6,983	6,989	6,987	0,003	0,04
21	5,953	5,952	5,953	5,952	5,953	5,953	0,001	0,01
24	4,983	4,981	4,978	4,980	4,980	4,980	0,002	0,04
27	4,213	4,214	4,215	4,216	4,215	4,215	0,001	0,03
30	3,681	3,681	3,682	3,684	3,683	3,682	0,001	0,04
33	3,181	3,179	3,183	3,182	3,180	3,181	0,002	0,05
36	2,686	2,688	2,688	2,686	2,687	2,687	0,001	0,04
39	2,281	2,280	2,279	2,282	2,281	2,281	0,001	0,05
42	1,945	1,948	1,945	1,947	1,948	1,947	0,002	0,08
45	1,652	1,653	1,653	1,652	1,654	1,653	0,001	0,05
48	1,422	1,422	1,421	1,424	1,424	1,423	0,001	0,09
51	1,211	1,213	1,212	1,211	1,213	1,212	0,001	0,08
54	1,031	1,030	1,030	1,029	1,031	1,030	0,001	0,08
57	0,884	0,883	0,883	0,884	0,884	0,884	0,001	0,06

En la tabla 5.26 para la energía de 6 MV y en la tabla 5.28 para la energía de 18 MV, se muestran el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$), utilizando un campo abierto de tamaño $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$.

Tabla 5.26.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,5	901,0	1,1380	17,694	0,947
6	22,3	903,0	1,1309	15,224	0,815
9	22,2	902,5	1,1311	13,126	0,702
12	22,1	902,0	1,1314	11,015	0,589
15	21,9	901,0	1,1319	9,342	0,500
18	21,6	899,5	1,1326	7,913	0,423
21	21,5	898,5	1,1335	6,747	0,361
24	21,5	898,5	1,1335	5,645	0,302
27	21,5	898,0	1,1341	4,780	0,256
30	23,7	902,5	1,1369	4,186	0,224
33	23,4	902,0	1,1364	3,615	0,193
36	23,0	901,5	1,1355	3,051	0,163
39	22,7	901,0	1,1349	2,588	0,139
42	22,6	898,5	1,1377	2,215	0,119
45	22,3	898,0	1,1372	1,880	0,101
48	23,4	900,0	1,1389	1,620	0,087
51	23,0	900,0	1,1374	1,378	0,074
54	22,7	898,0	1,1387	1,173	0,063
57	22,9	898,0	1,1395	1,007	0,054

Tabla 5.27.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ²⁹

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L_{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	16,66	16,67	16,67	16,68	16,68	16,672	0,008	0,05
6	15,62	15,62	15,64	15,63	15,64	15,630	0,010	0,06
9	14,05	14,05	14,05	14,05	14,06	14,052	0,004	0,03

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
12	12,40	12,39	12,39	12,40	12,41	12,398	0,008	0,07
15	10,88	10,89	10,88	10,89	10,88	10,884	0,005	0,05
18	9,650	9,649	9,652	9,650	9,652	9,651	0,001	0,01
21	8,458	8,461	8,463	8,465	8,461	8,462	0,003	0,03
24	7,461	7,465	7,467	7,466	7,469	7,466	0,003	0,04
27	6,693	6,692	6,693	6,694	6,690	6,692	0,002	0,02
30	5,825	5,828	5,829	5,831	5,830	5,829	0,002	0,04
33	5,174	5,170	5,173	5,175	5,172	5,173	0,002	0,04
36	4,642	4,639	4,643	4,645	4,644	4,643	0,002	0,05
39	4,205	4,202	4,207	4,203	4,204	4,204	0,002	0,05
42	3,739	3,743	3,745	3,741	3,743	3,742	0,002	0,06
45	3,329	3,324	3,325	3,330	3,327	3,327	0,003	0,08
48	2,980	2,977	2,976	2,982	2,977	2,978	0,003	0,08
51	2,626	2,628	2,623	2,625	2,629	2,626	0,002	0,09
54	2,364	2,365	2,363	2,364	2,367	2,365	0,002	0,06
57	2,092	2,096	2,093	2,095	2,093	2,094	0,002	0,08

Tabla 5.28.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	22,6	900,5	1,135	18,926	0,987
6	22,3	903,0	1,131	17,676	0,922
9	22,2	902,5	1,131	15,895	0,829
12	22,1	902,0	1,131	14,027	0,731
15	21,9	901,0	1,132	12,319	0,642
18	21,6	899,5	1,133	10,930	0,570
21	21,5	898,5	1,133	9,591	0,500
24	21,5	898,5	1,133	8,462	0,441

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
27	21,5	898,0	1,134	7,590	0,396
30	23,7	902,5	1,137	6,626	0,346
33	23,4	902,5	1,136	5,875	0,306
36	23,1	902,0	1,135	5,270	0,275
39	22,7	901,0	1,135	4,772	0,249
42	22,6	898,5	1,138	4,258	0,222
45	22,3	898,0	1,137	3,783	0,197
48	22,2	898,0	1,137	3,386	0,177
51	23,0	900,0	1,137	2,987	0,156
54	22,7	898,0	1,139	2,693	0,140
57	22,9	898,0	1,140	2,386	0,124

- Campo 15 cm × 15 cm

En las tablas 5.29 y 5.31 se encuentran tabuladas los Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}) utilizando un campo abierto de tamaño 15 cm × 15 cm para las energías de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.29.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de 15 × 15 cm²

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	15,32	15,33	15,32	15,32	15,33	15,324	0,005	0,04
6	13,56	13,56	13,55	13,56	13,55	13,556	0,005	0,04
9	11,85	11,85	11,85	11,85	11,85	11,850	0,000	0,00
12	10,07	10,07	10,06	10,06	10,06	10,064	0,005	0,05
15	8,620	8,624	8,629	8,631	8,630	8,627	0,005	0,05
18	7,356	7,356	7,352	7,353	7,357	7,355	0,002	0,03
21	6,312	6,313	6,317	6,314	6,316	6,314	0,002	0,03

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
24	5,365	5,363	5,364	5,364	5,364	5,364	0,001	0,01
27	4,552	4,553	4,554	4,554	4,554	4,553	0,001	0,02
30	4,012	4,013	4,013	4,012	4,014	4,013	0,001	0,02
33	3,424	3,423	3,423	3,421	3,420	3,422	0,002	0,05
36	2,947	2,946	2,948	2,949	2,950	2,948	0,002	0,05
39	2,517	2,516	2,515	2,518	2,517	2,517	0,001	0,05
42	2,153	2,155	2,157	2,154	2,156	2,155	0,002	0,07
45	1,848	1,850	1,849	1,846	1,848	1,848	0,001	0,08
48	1,608	1,608	1,607	1,606	1,606	1,607	0,001	0,06
51	1,379	1,376	1,377	1,379	1,378	1,378	0,001	0,09
54	1,184	1,183	1,184	1,182	1,184	1,183	0,001	0,08
57	1,019	1,020	1,020	1,021	1,019	1,020	0,001	0,08

En la tabla 5.30 para la energía de 6 MV y en la tabla 5.32 para la energía de 18 MV, se muestran el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$), utilizando un campo abierto de tamaño $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$.

Tabla 5.30.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $15 \times 15\text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,5	901,0	1,138	17,439	0,933
6	22,1	903,0	1,130	15,320	0,820
9	22,2	902,5	1,131	13,404	0,717
12	22,1	901,5	1,132	11,393	0,610
15	21,9	901,0	1,132	9,764	0,522
18	21,6	899,0	1,133	8,335	0,446

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
21	21,5	898,5	1,133	7,157	0,383
24	21,5	898,5	1,133	6,080	0,325
27	21,5	898,5	1,133	5,161	0,276
30	23,4	902,5	1,136	4,557	0,244
33	23,4	902,0	1,136	3,889	0,208
36	23,0	901,5	1,135	3,347	0,179
39	22,7	900,5	1,136	2,858	0,153
42	22,6	898,5	1,138	2,452	0,131
45	22,3	898,0	1,137	2,102	0,112
48	23,4	900,0	1,139	1,830	0,098
51	23,0	899,0	1,139	1,569	0,084
54	22,7	898,0	1,139	1,348	0,072
57	22,9	898,0	1,140	1,162	0,062

Tabla 5.31.- Valores obtenidos con el maniqué a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $15 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	16,59	16,59	16,60	16,60	16,60	16,596	0,005	0,03
6	15,25	15,23	15,24	15,23	15,24	15,238	0,008	0,05
9	13,87	13,87	13,87	13,87	13,86	13,868	0,004	0,03
12	12,26	12,27	12,27	12,28	12,26	12,268	0,008	0,07
15	10,77	10,78	10,77	10,78	10,78	10,776	0,005	0,05
18	9,653	9,648	9,650	9,649	9,650	9,650	0,002	0,02
21	8,491	8,492	8,496	8,495	8,493	8,493	0,002	0,02
24	7,562	7,563	7,560	7,557	7,558	7,560	0,003	0,03
27	6,714	6,717	6,720	6,712	6,714	6,715	0,003	0,05
30	5,945	5,944	5,951	5,948	5,946	5,947	0,003	0,05
33	5,310	5,311	5,314	5,307	5,308	5,310	0,003	0,05
36	4,768	4,770	4,769	4,764	4,765	4,767	0,003	0,05

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
39	4,326	4,325	4,327	4,323	4,328	4,326	0,002	0,04
42	3,851	3,849	3,850	3,853	3,854	3,851	0,002	0,05
45	3,414	3,420	3,415	3,421	3,415	3,417	0,003	0,09
48	3,073	3,072	3,068	3,074	3,069	3,071	0,003	0,08
51	2,716	2,718	2,717	2,720	2,721	2,718	0,002	0,08
54	2,449	2,453	2,451	2,450	2,452	2,451	0,002	0,06
57	2,179	2,177	2,180	2,178	2,181	2,179	0,002	0,07

Tabla 5.32.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	22,6	900,5	1,135	18,840	0,982
6	22,1	903,0	1,130	17,221	0,898
9	22,2	902,5	1,131	15,687	0,818
12	22,1	901,5	1,132	13,888	0,724
15	21,9	901,0	1,132	12,197	0,636
18	21,6	899,0	1,133	10,936	0,570
21	21,5	898,5	1,133	9,627	0,502
24	21,5	898,5	1,133	8,569	0,447
27	21,5	898,5	1,133	7,612	0,397
30	23,4	902,5	1,136	6,754	0,352
33	23,4	902,0	1,136	6,034	0,315
36	23,0	901,5	1,135	5,413	0,282
39	22,7	899,0	1,137	4,920	0,257
42	22,6	898,5	1,138	4,382	0,228
45	22,3	898,0	1,137	3,886	0,203
48	22,2	898,0	1,137	3,491	0,182
51	23,0	900,0	1,137	3,092	0,161

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
54	22,7	898,0	1,139	2,791	0,146
57	22,9	898,0	1,140	2,483	0,129

- Campo 20 cm × 20 cm

En las tablas 5.33 y 5.35 se muestran los valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}) utilizando un campo abierto de tamaño 20 cm × 20 cm para las energías de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.33.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de 20 × 20 cm²

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	15,52	15,53	15,53	15,52	15,52	15,524	0,005	0,04
6	13,66	13,66	13,66	13,65	13,65	13,656	0,005	0,04
9	11,94	11,93	11,93	11,94	11,94	11,936	0,005	0,05
12	10,35	10,36	10,35	10,36	10,35	10,354	0,005	0,05
15	8,830	8,830	8,831	8,828	8,831	8,830	0,001	0,01
18	7,649	7,651	7,653	7,649	7,654	7,651	0,002	0,03
21	6,597	6,595	6,596	6,595	6,596	6,596	0,001	0,01
24	5,625	5,627	5,629	5,626	5,627	5,627	0,001	0,03
27	4,791	4,795	4,797	4,796	4,792	4,794	0,003	0,05
30	4,278	4,277	4,277	4,279	4,278	4,278	0,001	0,02
33	3,669	3,668	3,668	3,666	3,668	3,668	0,001	0,03
36	3,158	3,159	3,160	3,162	3,161	3,160	0,002	0,05
39	2,708	2,706	2,709	2,708	2,705	2,707	0,002	0,06
42	2,343	2,342	2,343	2,344	2,342	2,343	0,001	0,04
45	2,019	2,017	2,018	2,017	2,016	2,017	0,001	0,06
48	1,764	1,761	1,762	1,761	1,763	1,762	0,001	0,07

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
51	1,513	1,513	1,511	1,512	1,514	1,513	0,001	0,08
54	1,316	1,317	1,317	1,316	1,318	1,317	0,001	0,06
57	1,136	1,137	1,135	1,136	1,136	1,136	0,001	0,06

En la tabla 5.34 para la energía de 6 MV y en la tabla 5.36 para la energía de 18 MV, se muestran: el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$), utilizando un campo abierto de tamaño $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$.

Tabla 5.34.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $20 \times 20\text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,5	901,0	1,138	17,666	0,945
6	22,1	903,0	1,130	15,433	0,826
9	22,2	902,0	1,132	13,509	0,723
12	22,0	901,5	1,132	11,717	0,627
15	21,9	901,0	1,132	9,994	0,535
18	21,6	899,0	1,133	8,671	0,464
21	21,5	898,5	1,133	7,476	0,400
24	21,5	898,5	1,133	6,378	0,341
27	21,5	898,0	1,134	5,437	0,291
30	23,4	902,5	1,136	4,858	0,260
33	23,4	902,0	1,136	4,168	0,223
36	23,0	901,0	1,136	3,590	0,192
39	22,7	899,0	1,137	3,079	0,165
42	22,3	898,5	1,137	2,663	0,142
45	22,3	898,0	1,137	2,294	0,123

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
48	22,2	898,0	1,137	2,003	0,107
51	23,0	898,5	1,139	1,723	0,092
54	22,7	898,0	1,139	1,499	0,080
57	22,9	898,0	1,140	1,294	0,069

Tabla 5.35.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $20 \times 20 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	16,78	16,78	16,77	16,77	16,78	16,776	0,005	0,03
6	15,20	15,20	15,20	15,20	15,21	15,202	0,004	0,03
9	13,75	13,75	13,74	13,74	13,75	13,746	0,005	0,04
12	12,22	12,22	12,23	12,23	12,23	12,226	0,005	0,04
15	10,83	10,82	10,83	10,83	10,83	10,828	0,004	0,04
18	9,634	9,635	9,632	9,630	9,632	9,633	0,002	0,02
21	8,483	8,484	8,472	8,481	8,478	8,480	0,005	0,06
24	7,682	7,679	7,684	7,687	7,685	7,683	0,003	0,04
27	6,780	6,779	6,778	6,782	6,784	6,781	0,002	0,04
30	6,035	6,031	6,028	6,029	6,027	6,030	0,003	0,05
33	5,429	5,423	5,432	5,426	5,429	5,428	0,003	0,06
36	4,962	4,959	4,964	4,957	4,956	4,960	0,003	0,07
39	4,451	4,450	4,446	4,447	4,453	4,449	0,003	0,06
42	3,985	3,986	3,979	3,978	3,980	3,982	0,004	0,09
45	3,540	3,541	3,545	3,543	3,546	3,543	0,003	0,07
48	3,187	3,188	3,190	3,187	3,191	3,189	0,002	0,06
51	2,846	2,845	2,843	2,845	2,842	2,844	0,002	0,06
54	2,564	2,561	2,559	2,561	2,558	2,561	0,002	0,09
57	2,293	2,298	2,293	2,295	2,294	2,295	0,002	0,09

Tabla 5.36.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $20 \times 20 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	22,6	900,5	1,135	19,044	0,993
6	22,1	903,0	1,130	17,180	0,896
9	22,2	902,0	1,132	15,557	0,811
12	22,0	901,5	1,132	13,835	0,721
15	21,9	901,0	1,132	12,256	0,639
18	21,6	899,0	1,133	10,916	0,569
21	21,5	898,5	1,133	9,611	0,501
24	21,5	898,5	1,133	8,709	0,454
27	21,5	898,5	1,133	7,686	0,401
30	23,4	902,5	1,136	6,848	0,357
33	23,4	902,0	1,136	6,168	0,322
36	23,0	901,0	1,136	5,635	0,294
39	22,7	899,0	1,137	5,061	0,264
42	22,3	898,5	1,137	4,525	0,236
45	22,3	898,0	1,137	4,029	0,210
48	22,2	898,0	1,137	3,625	0,189
51	23,0	898,5	1,139	3,240	0,169
54	22,7	898,0	1,139	2,916	0,152
57	22,9	898,0	1,140	2,615	0,136

- Campo $10 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$

En las tablas 5.37 y 5.39 se encuentran tabuladas los Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}) utilizando un campo abierto de tamaño $10 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$ para las energías de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.37.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	15,36	15,36	15,36	15,37	15,36	15,363	0,005	0,03
6	13,55	13,54	13,55	13,54	13,55	13,546	0,005	0,04
9	11,57	11,57	11,57	11,58	11,58	11,574	0,005	0,05
12	9,846	9,850	9,846	9,843	9,849	9,847	0,003	0,03
15	8,393	8,400	8,396	8,398	8,393	8,396	0,003	0,04
18	7,126	7,126	7,127	7,127	7,127	7,127	0,001	0,01
21	6,131	6,134	6,130	6,135	6,135	6,133	0,002	0,04
24	5,175	5,179	5,179	5,178	5,178	5,178	0,002	0,03
27	4,352	4,354	4,356	4,354	4,354	4,354	0,001	0,03
30	3,857	3,856	3,859	3,855	3,857	3,857	0,001	0,04
33	3,276	3,278	3,275	3,278	3,277	3,277	0,001	0,04
36	2,804	2,805	2,802	2,802	2,803	2,803	0,001	0,05
39	2,360	2,363	2,364	2,362	2,365	2,363	0,002	0,08
42	2,033	2,032	2,034	2,032	2,033	2,033	0,001	0,04
45	1,736	1,737	1,738	1,739	1,738	1,738	0,001	0,07
48	1,490	1,491	1,490	1,491	1,491	1,491	0,001	0,04
51	1,259	1,258	1,259	1,258	1,259	1,259	0,001	0,04
54	1,098	1,099	1,098	1,098	1,098	1,098	0,000	0,04
57	0,934	0,933	0,934	0,935	0,934	0,934	0,001	0,08

En la tabla 5.38 para la energía de 6 MV y en la tabla 5.40 para la energía de 18 MV, se muestran: el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$), utilizando un campo abierto de tamaño $10 \text{ cm} \times 15 \text{ cm}$.

Tabla 5.38.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,5	901,0	1,138	17,483	0,936
6	22,1	903,0	1,130	15,309	0,819
9	22,2	902,0	1,132	13,099	0,701
12	22,0	901,0	1,132	11,149	0,597
15	21,8	900,0	1,133	9,511	0,509
18	21,6	899,0	1,133	8,076	0,432
21	21,6	898,5	1,134	6,954	0,372
24	21,5	898,5	1,133	5,869	0,314
27	21,5	898,0	1,134	4,938	0,264
30	23,4	902,5	1,136	4,380	0,234
33	23,4	902,0	1,136	3,724	0,199
36	23,0	901,0	1,136	3,185	0,170
39	22,6	899,0	1,137	2,687	0,144
42	22,3	898,5	1,137	2,310	0,124
45	22,1	898,0	1,136	1,975	0,106
48	22,2	898,0	1,137	1,695	0,091
51	23,0	898,5	1,139	1,434	0,077
54	22,7	898,0	1,139	1,251	0,067
57	22,8	898,0	1,139	1,064	0,057

Tabla 5.39.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $10 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L_{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	16,75	16,74	16,74	16,74	16,75	16,744	0,005	0,03
6	15,66	15,65	15,65	15,67	15,65	15,656	0,009	0,06
9	13,90	13,90	13,91	13,91	13,91	13,906	0,005	0,04

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
12	12,18	12,18	12,19	12,19	12,20	12,188	0,008	0,07
15	10,90	10,90	10,90	10,90	10,91	10,902	0,004	0,04
18	9,550	9,548	9,546	9,551	9,548	9,549	0,002	0,02
21	8,524	8,526	8,528	8,524	8,526	8,526	0,002	0,02
24	7,639	7,638	7,639	7,645	7,642	7,641	0,003	0,04
27	6,652	6,655	6,653	6,658	6,654	6,654	0,002	0,03
30	5,886	5,889	5,891	5,885	5,890	5,888	0,003	0,04
33	5,277	5,276	5,276	5,278	5,279	5,277	0,001	0,02
36	4,788	4,787	4,785	4,790	4,791	4,788	0,002	0,05
39	4,265	4,266	4,268	4,269	4,270	4,268	0,002	0,05
42	3,799	3,797	3,797	3,796	3,798	3,797	0,001	0,03
45	3,352	3,353	3,354	3,352	3,356	3,353	0,002	0,05
48	2,980	2,984	2,981	2,982	2,981	2,982	0,002	0,05
51	2,650	2,648	2,647	2,650	2,650	2,649	0,001	0,05
54	2,376	2,373	2,377	2,375	2,377	2,376	0,002	0,07
57	2,124	2,124	2,123	2,122	2,122	2,123	0,001	0,05

Tabla 5.40.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	22,6	900,5	1,135	19,008	0,991
6	22,1	903,0	1,130	17,693	0,923
9	22,2	902,0	1,132	15,738	0,821
12	22,0	901,0	1,132	13,800	0,720
15	21,8	900,0	1,133	12,349	0,644
18	21,6	899,0	1,133	10,821	0,564
21	21,6	898,5	1,134	9,667	0,504
24	21,5	898,5	1,133	8,660	0,452

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
27	21,5	898,0	1,134	7,547	0,394
30	23,4	902,5	1,136	6,687	0,349
33	23,4	902,0	1,136	5,997	0,313
36	23,0	901,0	1,136	5,440	0,284
39	22,6	899,0	1,137	4,853	0,253
42	22,3	898,5	1,137	4,316	0,225
45	22,1	898,0	1,136	3,811	0,199
48	22,2	898,0	1,137	3,390	0,177
51	23,0	898,5	1,139	3,018	0,157
54	22,7	898,0	1,139	2,705	0,141
57	22,8	898,0	1,139	2,418	0,126

- Campo 15 cm × 10 cm

En las tablas 5.41 y 5.43 se muestran los valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}) utilizando un campo abierto de tamaño 10 cm × 15 cm para las energías de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.41.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para campo abierto de 15 × 10 cm²

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	15,32	15,32	15,32	15,33	15,32	15,322	0,004	0,03
6	13,55	13,55	13,56	13,55	13,55	13,552	0,004	0,03
9	11,59	11,58	11,59	11,58	11,58	11,584	0,005	0,05
12	9,849	9,850	9,851	9,848	9,850	9,850	0,001	0,01
15	8,394	8,392	8,396	8,394	8,394	8,394	0,001	0,02
18	7,124	7,126	7,127	7,124	7,124	7,125	0,002	0,02
21	6,081	6,081	6,083	6,083	6,083	6,082	0,001	0,02

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
24	5,144	5,144	5,145	5,142	5,145	5,144	0,001	0,02
27	4,350	4,352	4,352	4,352	4,352	4,352	0,001	0,02
30	3,860	3,857	3,857	3,855	3,854	3,857	0,002	0,06
33	3,282	3,281	3,280	3,283	3,282	3,282	0,001	0,03
36	2,804	2,802	2,804	2,805	2,804	2,804	0,001	0,04
39	2,363	2,364	2,365	2,366	2,362	2,364	0,002	0,07
42	2,033	2,033	2,032	2,031	2,032	2,032	0,001	0,04
45	1,737	1,737	1,738	1,738	1,739	1,738	0,001	0,05
48	1,493	1,492	1,490	1,491	1,491	1,491	0,001	0,08
51	1,259	1,258	1,261	1,260	1,259	1,259	0,001	0,09
54	1,097	1,098	1,097	1,096	1,098	1,097	0,001	0,08
57	0,933	0,932	0,933	0,933	0,934	0,933	0,001	0,08

En la tabla 5.42 para la energía de 6 MV y en la tabla 5.44 para la energía de 18 MV, se muestran el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$), utilizando un campo abierto de tamaño $15\text{ cm} \times 10\text{ cm}$.

Tabla 5.42.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV para un campo abierto de $15 \times 10\text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,5	901,0	1,138	17,437	0,933
6	22,1	903,0	1,130	15,316	0,820
9	22,2	902,0	1,132	13,110	0,702
12	22,0	901,0	1,132	11,152	0,597
15	21,8	900,0	1,133	9,508	0,509
18	21,6	899,0	1,133	8,074	0,432

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
21	21,6	898,5	1,134	6,896	0,369
24	21,5	898,5	1,133	5,831	0,312
27	21,5	898,5	1,133	4,932	0,264
30	23,4	902,5	1,136	4,380	0,234
33	23,4	902,0	1,136	3,729	0,200
36	23,0	901,0	1,136	3,185	0,170
39	22,6	899,0	1,137	2,688	0,144
42	22,3	898,5	1,137	2,310	0,124
45	22,1	898,0	1,136	1,975	0,106
48	22,2	898,0	1,137	1,695	0,091
51	23,0	898,5	1,139	1,435	0,077
54	22,7	898,0	1,139	1,249	0,067
57	22,8	898,0	1,139	1,063	0,057

Tabla 5.43.- Valores obtenidos con el maniqué a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo abierto $15 \times 10 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	16,76	16,74	16,74	16,75	16,74	16,746	0,009	0,05
6	15,48	15,49	15,50	15,49	15,50	15,492	0,008	0,05
9	13,77	13,77	13,77	13,76	13,78	13,770	0,007	0,05
12	12,18	12,17	12,16	12,16	12,16	12,166	0,009	0,07
15	10,97	10,97	10,96	10,96	10,96	10,964	0,005	0,05
18	9,533	9,532	9,536	9,538	9,541	9,536	0,004	0,04
21	8,509	8,510	8,510	8,506	8,509	8,509	0,002	0,02
24	7,641	7,642	7,645	7,645	7,648	7,644	0,003	0,04
27	6,646	6,646	6,645	6,644	6,642	6,645	0,002	0,03
30	5,876	5,880	5,881	5,878	5,877	5,878	0,002	0,04
33	5,222	5,220	5,223	5,224	5,220	5,222	0,002	0,03
36	4,700	4,698	4,700	4,701	4,697	4,699	0,002	0,03

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
39	4,251	4,248	4,250	4,251	4,249	4,250	0,001	0,03
42	3,806	3,802	3,804	3,806	3,803	3,804	0,002	0,05
45	3,363	3,361	3,362	3,360	3,359	3,361	0,002	0,05
48	2,991	2,990	2,990	2,992	2,989	2,990	0,001	0,04
51	2,644	2,647	2,649	2,648	2,648	2,647	0,002	0,07
54	2,375	2,377	2,377	2,376	2,376	2,376	0,001	0,04
57	2,124	2,126	2,123	2,122	2,124	2,124	0,001	0,07

Tabla 5.44.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 18 MV para un campo abierto de $15 \times 10 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	22,6	900,5	1,135	19,010	0,991
6	22,1	903,0	1,130	17,508	0,913
9	22,2	902,0	1,132	15,584	0,813
12	22,0	901,0	1,132	13,775	0,718
15	21,8	900,0	1,133	12,419	0,648
18	21,6	899,0	1,133	10,807	0,564
21	21,6	898,5	1,134	9,648	0,503
24	21,5	898,5	1,133	8,665	0,452
27	21,5	898,0	1,134	7,536	0,393
30	23,4	902,5	1,136	6,676	0,348
33	23,4	902,0	1,136	5,934	0,309
36	23,0	901,0	1,136	5,339	0,278
39	22,6	899,0	1,137	4,832	0,252
42	22,3	898,5	1,137	4,324	0,225
45	22,1	898,0	1,136	3,820	0,199
48	22,2	898,0	1,137	3,400	0,177
51	23,0	898,5	1,139	3,016	0,157

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
54	22,7	898,0	1,139	2,706	0,141
57	22,8	898,0	1,139	2,419	0,126

- Campo Conformado 15 cm × 15 cm

En las tablas 5.45 y 5.47 se muestran los valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}) utilizando un campo de tamaño 15 cm × 15 cm conformado con MLC, para las energías de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.45.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 6 MV para un campo conformado de 15 × 15 cm²

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	15,13	15,13	15,13	15,13	15,13	15,130	0,0000	0,00
6	13,24	13,24	13,25	13,24	13,25	13,244	0,0055	0,04
9	11,35	11,37	11,36	11,36	11,37	11,362	0,0084	0,07
12	9,664	9,660	9,665	9,657	9,657	9,661	0,0038	0,04
15	8,280	8,272	8,271	8,275	8,266	8,273	0,0052	0,06
18	7,010	7,012	7,002	7,007	7,005	7,007	0,0040	0,06
21	5,925	5,922	5,922	5,930	5,931	5,926	0,0043	0,07
24	5,011	5,012	5,011	5,007	5,008	5,010	0,0022	0,04
27	4,191	4,189	4,189	4,188	4,188	4,189	0,0012	0,03
30	3,692	3,691	3,691	3,690	3,692	3,691	0,0008	0,02
33	3,123	3,122	3,122	3,121	3,120	3,122	0,0011	0,04
36	2,681	2,680	2,681	2,681	2,680	2,681	0,0005	0,02
39	2,256	2,258	2,259	2,258	2,260	2,258	0,0014	0,06
42	1,941	1,943	1,939	1,940	1,943	1,941	0,0018	0,09
45	1,646	1,646	1,644	1,645	1,644	1,645	0,0010	0,06
48	1,422	1,420	1,420	1,421	1,419	1,420	0,0011	0,08

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
51	1,207	1,206	1,207	1,205	1,206	1,206	0,0008	0,07
54	1,025	1,024	1,024	1,024	1,025	1,024	0,0005	0,05
57	0,878	0,879	0,878	0,878	0,879	0,878	0,0005	0,06

En la tabla 5.46 para la energía de 6 MV y en la tabla 5.48 para la energía de 18 MV, se muestran: el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$), utilizando un campo conformado de tamaño 15 cm \times 15 cm.

Tabla 5.46.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV para un campo conformado de 15 \times 15 cm²

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,7	902,0	1,138	17,211	0,921
6	23,6	902,0	1,137	15,060	0,806
9	23,6	902,0	1,137	12,920	0,691
12	23,5	902,0	1,137	10,982	0,588
15	23,4	902,0	1,136	9,401	0,503
18	23,5	902,0	1,137	7,965	0,426
21	23,5	902,0	1,137	6,736	0,360
24	23,5	901,5	1,137	5,698	0,305
27	23,4	901,5	1,137	4,763	0,255
30	23,1	901,5	1,136	4,193	0,224
33	22,8	901,0	1,135	3,544	0,190
36	22,7	901,0	1,135	3,042	0,163
39	22,7	900,5	1,136	2,564	0,137
42	22,7	899,5	1,137	2,207	0,118
45	22,7	899,5	1,137	1,870	0,100

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
48	22,5	899,5	1,136	1,614	0,086
51	22,5	899,0	1,137	1,371	0,073
54	22,5	898,5	1,137	1,165	0,062
57	22,4	898,0	1,138	0,999	0,053

Tabla 5.47.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con energía de 18 MV para el campo conformado de $15 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	16,20	16,21	16,22	16,22	16,22	16,214	0,009	0,06
6	15,14	15,14	15,14	15,14	15,13	15,138	0,004	0,03
9	13,70	13,69	13,69	13,69	13,69	13,692	0,004	0,03
12	12,01	12,02	12,01	12,01	12,01	12,012	0,004	0,04
15	10,59	10,60	10,60	10,61	10,60	10,600	0,007	0,07
18	9,350	9,347	9,344	9,349	9,345	9,347	0,003	0,03
21	8,229	8,232	8,235	8,239	8,230	8,233	0,004	0,05
24	7,315	7,311	7,308	7,310	7,306	7,310	0,003	0,05
27	6,507	6,509	6,508	6,506	6,51	6,508	0,002	0,02
30	5,740	5,743	5,741	5,744	5,747	5,743	0,003	0,05
33	5,150	5,153	5,151	5,147	5,149	5,150	0,002	0,04
36	4,593	4,595	4,594	4,597	4,593	4,594	0,002	0,04
39	4,158	4,155	4,154	4,152	4,156	4,155	0,002	0,05
42	3,702	3,701	3,700	3,699	3,699	3,700	0,001	0,04
45	3,281	3,279	3,280	3,274	3,277	3,278	0,003	0,08
48	2,926	2,929	2,927	2,925	2,926	2,927	0,002	0,05
51	2,599	2,596	2,595	2,597	2,598	2,597	0,002	0,06
54	2,311	2,312	2,313	2,310	2,311	2,311	0,001	0,05
57	2,059	2,058	2,06	2,059	2,059	2,059	0,001	0,03

Tabla 5.48.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 18 MV para un campo conformado de $15 \times 15 \text{ cm}^2$

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,7	902,0	1,138	18,444	0,962
6	23,6	902,0	1,137	17,214	0,898
9	23,6	902,0	1,137	15,570	0,812
12	23,5	902,0	1,137	13,655	0,712
15	23,4	902,0	1,136	12,045	0,628
18	23,5	902,0	1,137	10,625	0,554
21	23,5	902,0	1,137	9,359	0,488
24	23,5	901,5	1,137	8,314	0,434
27	23,4	901,5	1,137	7,400	0,386
30	23,1	901,5	1,136	6,523	0,340
33	22,8	901,0	1,135	5,847	0,305
36	22,7	901,0	1,135	5,214	0,272
39	22,7	900,0	1,136	4,721	0,246
42	22,7	899,5	1,137	4,207	0,219
45	22,7	899,5	1,137	3,727	0,194
48	22,5	899,5	1,136	3,325	0,173
51	22,5	899,0	1,137	2,952	0,154
54	22,5	898,5	1,137	2,629	0,137
57	22,4	898,0	1,138	2,342	0,122

5.1.2.3 Dosimetría en maniquí utilizando la técnica de radioterapia de intensidad modulada IMRT

En las tablas 5.49 y 5.51 se muestran los valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades y la lectura promedio (L_{prom}), para potenciales de aceleración de 6MV y 18 MV, respectivamente.

Tabla 5.49.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con potencial de aceleración de 6 MV utilizando IMRT

z (cm)	Lecturas medidas (nC)			Lprom (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃			
3	80,40	80,41	80,44	80,417	0,021	0,03
6	68,89	68,90	68,94	68,910	0,026	0,04
9	58,28	58,32	58,36	58,320	0,040	0,07
12	48,89	48,90	48,95	48,913	0,032	0,07
15	41,07	41,11	41,08	41,087	0,021	0,05
18	34,27	34,30	34,28	34,283	0,015	0,04
21	28,44	28,45	28,46	28,450	0,010	0,04
24	23,78	23,77	23,77	23,773	0,006	0,02
27	20,36	20,38	20,38	20,373	0,012	0,06
30	17,41	17,40	17,41	17,407	0,006	0,03
33	14,59	14,61	14,59	14,597	0,012	0,08
36	12,47	12,48	12,48	12,477	0,006	0,05
39	10,61	10,61	10,61	10,610	0,000	0,00
42	8,960	8,965	8,970	8,965	0,005	0,06
45	7,602	7,613	7,606	7,607	0,006	0,07
48	6,432	6,431	6,431	6,431	0,001	0,01
51	5,511	5,512	5,516	5,513	0,003	0,05
54	4,668	4,668	4,669	4,668	0,001	0,01
57	4,015	4,017	4,014	4,015	0,002	0,04

En la tabla 5.50 para el potencial de 6 MV y en la tabla 5.52 para el de 18 MV, se muestran: el factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), las lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis calculada para cada profundidad ($D_{w,Q}(z)$).

Tabla 5.50.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con energía de 6 MV utilizando IMRT

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,7	900,5	1,139	91,628	4,903
6	23,6	899,5	1,140	78,578	4,205
9	23,2	898,5	1,140	66,486	3,558
12	22,8	897,5	1,140	55,749	2,983
15	22,9	897,0	1,141	46,871	2,508
18	22,7	896,5	1,141	39,105	2,093
21	22,3	896,5	1,139	32,407	1,734
24	22,2	896,5	1,139	27,071	1,449
27	23,3	899,0	1,140	23,221	1,243
30	23,0	899,0	1,139	19,820	1,061
33	22,8	898,5	1,138	16,618	0,889
36	22,7	898,0	1,139	14,208	0,760
39	22,6	897,5	1,139	12,085	0,647
42	22,6	896,5	1,140	10,222	0,547
45	22,5	896,5	1,140	8,671	0,464
48	22,2	896,0	1,139	7,328	0,392
51	22,2	896,0	1,139	6,281	0,336
54	22,0	895,5	1,139	5,318	0,285
57	21,9	895,5	1,139	4,573	0,245

Tabla 5.51.- Valores obtenidos con el maniquí a diferentes profundidades con potencial de aceleración de 18 MV utilizando IMRT

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L_{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
3	43,10	43,11	43,12	43,110	0,010	0,02	43,10	43,11
6	40,43	40,43	40,45	40,437	0,012	0,03	40,43	40,43
9	35,77	35,77	35,80	35,780	0,017	0,05	35,77	35,77

z (cm)	Lecturas medidas (nC)					L _{prom} (nC)	Desv. Est.	CV (%)
	L ₁	L ₂	L ₃	L ₄	L ₅			
12	31,35	31,37	31,37	31,363	0,012	0,04	31,35	31,37
15	27,40	27,42	27,42	27,413	0,012	0,04	27,40	27,42
18	24,28	24,29	24,29	24,287	0,006	0,02	24,28	24,29
21	21,03	21,03	21,04	21,033	0,006	0,03	21,03	21,03
24	18,49	18,48	18,48	18,483	0,006	0,03	18,49	18,48
27	16,37	16,37	16,36	16,367	0,006	0,04	16,37	16,37
30	14,50	14,50	14,50	14,500	0,000	0,00	14,50	14,50
33	12,93	12,94	12,93	12,933	0,006	0,04	12,93	12,94
36	11,52	11,52	11,51	11,517	0,006	0,05	11,52	11,52
39	10,22	10,23	10,23	10,227	0,006	0,06	10,22	10,23
42	9,048	9,046	9,053	9,049	0,004	0,04	9,048	9,046
45	7,981	7,978	7,982	7,980	0,002	0,03	7,981	7,978
48	7,090	7,096	7,097	7,094	0,004	0,05	7,090	7,096
51	6,258	6,252	6,254	6,255	0,003	0,05	6,258	6,252
54	5,519	5,521	5,526	5,522	0,004	0,07	5,519	5,521
57	4,953	4,955	4,951	4,953	0,002	0,04	4,953	4,955

Tabla 5.52.- Valores del factor de corrección por presión y por temperatura (K_{TP}), lecturas corregidas por presión y temperatura (L_{corre}) y la dosis en profundidad ($D_{w,Q}(z)$), con potencial de aceleración de 18 MV utilizando IMRT

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K_{TP}	L_{corre} (nC)	$D_{w,Q}(z)$
3	23,6	900,5	1,139	49,103	2,561
6	23,3	899,5	1,139	46,063	2,402
9	23,2	898,5	1,140	40,790	2,127
12	22,8	897,5	1,140	35,746	1,864
15	22,9	897,0	1,141	31,272	1,631
18	22,7	896,5	1,141	27,702	1,445
21	22,3	896,5	1,139	23,959	1,249
24	22,2	896,5	1,139	21,047	1,098

z (cm)	T (°C)	P (mBar)	K _{TP}	L _{corre} (nC)	D _{w,Q} (z)
27	23,3	899,0	1,140	18,654	0,973
30	23,0	899,0	1,139	16,510	0,861
33	22,8	898,5	1,138	14,724	0,768
36	22,7	898,0	1,139	13,114	0,684
39	22,6	897,5	1,139	11,648	0,607
42	22,6	896,5	1,140	10,318	0,538
45	22,5	896,5	1,140	9,097	0,474
48	22,2	896,0	1,139	8,083	0,422
51	22,2	896,0	1,139	7,126	0,372
54	22,0	895,5	1,139	6,291	0,328
57	21,9	895,5	1,139	5,641	0,294

5.1.3 Comparación de los métodos de cálculo de dosis

5.1.3.1 Comparación de los métodos de cálculo de dosis utilizando radioterapia conformada 3D

- Campo abierto 5 cm × 5 cm

En la tabla 5.53 se muestra la diferencia porcentual entre la dosis calculada ($D_{w,Q}$ (z)) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un tamaño de campo de 5 cm × 5 cm. En esta se observa que las diferencias porcentuales van desde 0,77 % a 8,65 %, para la energía de 6 MV y de 0,60 % a 5,42 % para la de 18 MV.

Tabla 5.53.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	0,937	0,944	0,005	0,77	0,973	0,986	0,009	1,35
6	0,785	0,798	0,009	1,65	0,935	0,941	0,004	0,62
9	0,665	0,675	0,007	1,55	0,824	0,835	0,008	1,36
12	0,550	0,560	0,007	1,91	0,719	0,730	0,008	1,52
15	0,459	0,466	0,005	1,53	0,636	0,640	0,003	0,60
18	0,387	0,390	0,002	0,88	0,555	0,561	0,004	1,02
21	0,322	0,326	0,003	1,24	0,486	0,494	0,006	1,75
24	0,271	0,275	0,003	1,58	0,431	0,435	0,003	1,04
27	0,225	0,228	0,002	1,12	0,378	0,382	0,003	0,98
30	0,196	0,194	0,001	0,95	0,331	0,339	0,006	2,39
33	0,165	0,162	0,002	1,55	0,292	0,297	0,004	1,74
36	0,140	0,137	0,002	2,35	0,260	0,264	0,002	1,35
39	0,117	0,114	0,002	2,91	0,234	0,231	0,002	1,34
42	0,100	0,096	0,003	3,60	0,209	0,204	0,003	2,25
45	0,084	0,080	0,003	4,25	0,184	0,179	0,004	2,79
48	0,071	0,067	0,003	5,08	0,163	0,158	0,004	3,18
51	0,060	0,056	0,003	6,08	0,144	0,138	0,004	3,94
54	0,051	0,047	0,003	7,23	0,128	0,122	0,004	4,71
57	0,043	0,039	0,003	8,65	0,113	0,107	0,004	5,42

En las figuras 5.11 y 5.13, se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de la profundidad, para profundidades menores a 30 cm, con un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En ambas graficas se observa que la dosis medida y la obtenida por el SPT tienden al mismo comportamiento y las diferencias porcentuales entre

ambos valores son bajas, alcanzando una diferencia máxima 1,91% para la energía de 6 MV y de 1,75% para la energía de 18 MV.

En las figuras 5.12 y 5.14 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de la profundidad, para profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, con un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En estas se observa que para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad se obtuvo una diferencia porcentual máxima de 2,91% para la energía de 6 MV y de 2,39% para la energía de 18 MV. Por otro lado, al considerar las profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm, se observa que la diferencia porcentual entre la dosis medida y la calculada aumenta considerablemente en profundidad, siendo estas de 8,65% para 6 MV y 5,42% para 18 MV para la máxima profundidad de medida.

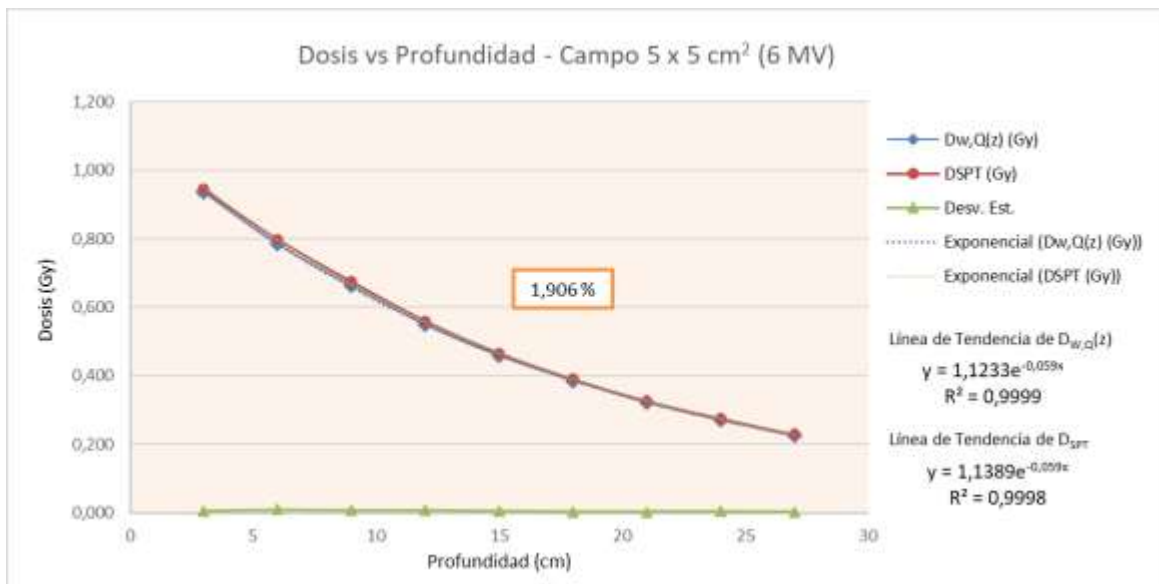


Figura 5.11.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ para un potencial de aceleración de 6 MV utilizando la técnica de radioterapia 3D

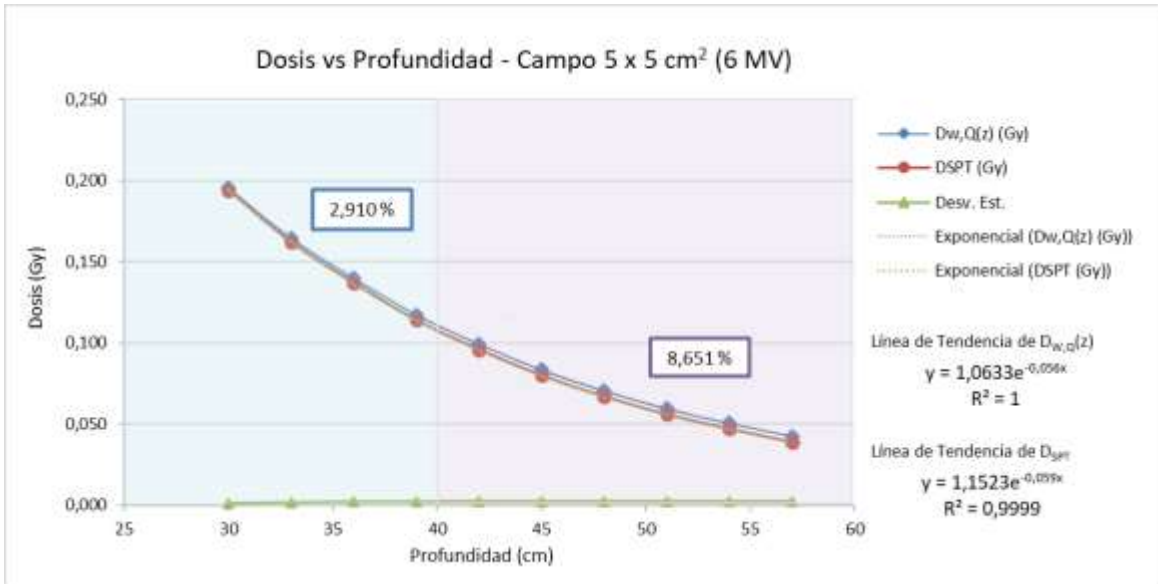


Figura 5.12.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 5×5 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

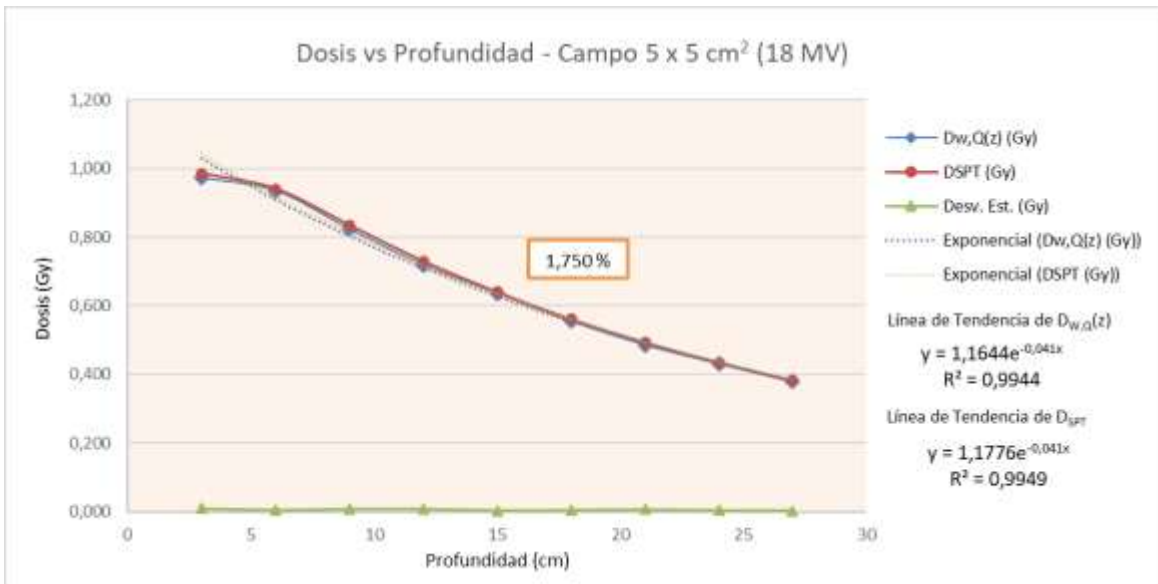


Figura 5.13.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 5×5 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D



Figura 5.14.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 5×5 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

- Campo abierto 10 cm \times 10 cm

En la tabla 5.54 se muestra diferencia porcentual entre la dosis calculada ($D_{w,Q}(z)$) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un tamaño de campo de 10 cm \times 10 cm. En esta se observa que las diferencias porcentuales van desde 0,45 hasta 7,20% para la energía de 6 MV, y de 0,48 hasta 4,35% para la 18 MV.

Tabla 5.54.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de 10 \times 10 cm², con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	0,947	0,954	0,005	0,76	0,987	0,996	0,006	0,92
6	0,815	0,825	0,007	1,27	0,922	0,935	0,009	1,44
9	0,702	0,711	0,006	1,23	0,829	0,836	0,005	0,86

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
12	0,589	0,599	0,007	1,62	0,731	0,735	0,002	0,48
15	0,500	0,511	0,008	2,22	0,642	0,650	0,005	1,18
18	0,423	0,432	0,006	2,02	0,570	0,576	0,004	1,06
21	0,361	0,364	0,002	0,82	0,500	0,508	0,006	1,57
24	0,302	0,308	0,004	1,96	0,441	0,449	0,005	1,75
27	0,256	0,261	0,004	2,05	0,396	0,398	0,002	0,56
30	0,224	0,223	0,001	0,45	0,346	0,354	0,006	2,45
33	0,193	0,188	0,004	2,81	0,306	0,313	0,005	2,17
36	0,163	0,160	0,002	2,00	0,275	0,278	0,002	1,15
39	0,139	0,135	0,002	2,53	0,249	0,246	0,002	1,13
42	0,119	0,115	0,002	2,96	0,222	0,219	0,002	1,36
45	0,101	0,097	0,003	3,56	0,197	0,193	0,003	2,18
48	0,087	0,083	0,003	4,26	0,177	0,172	0,003	2,59
51	0,074	0,070	0,003	5,10	0,156	0,151	0,003	3,06
54	0,063	0,059	0,003	6,01	0,140	0,135	0,004	3,86
57	0,054	0,050	0,003	7,20	0,124	0,119	0,004	4,36

En las figuras 5.15 y 5.17 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de la profundidad, para profundidades menores a 30 cm, con un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Las diferencias porcentuales obtenidas para ambos potenciales son bajas, alcanzando una diferencia máxima 2,17% para la energía de 6 MV y de 1,75% para la energía de 18 MV.

En las figuras 5.16 y 5.18 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de la profundidad, para profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, con un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En ambas se observa que para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad se obtuvo una diferencia porcentual máxima de 2,81%

para la energía de 6 MV y de 2,45% para la energía de 18 MV. Por otro lado, al considerar las profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm, las diferencias porcentuales aumentan en profundidad, alcanzando valores de 7,20% para 6 MV y 4,36% para 18 MV.

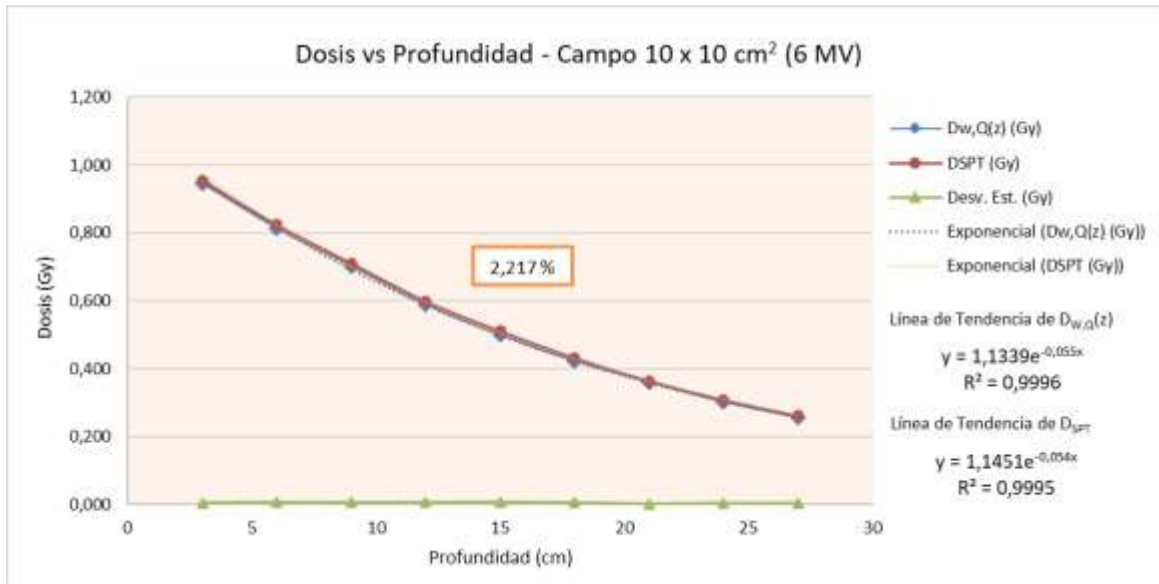


Figura 5.15.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

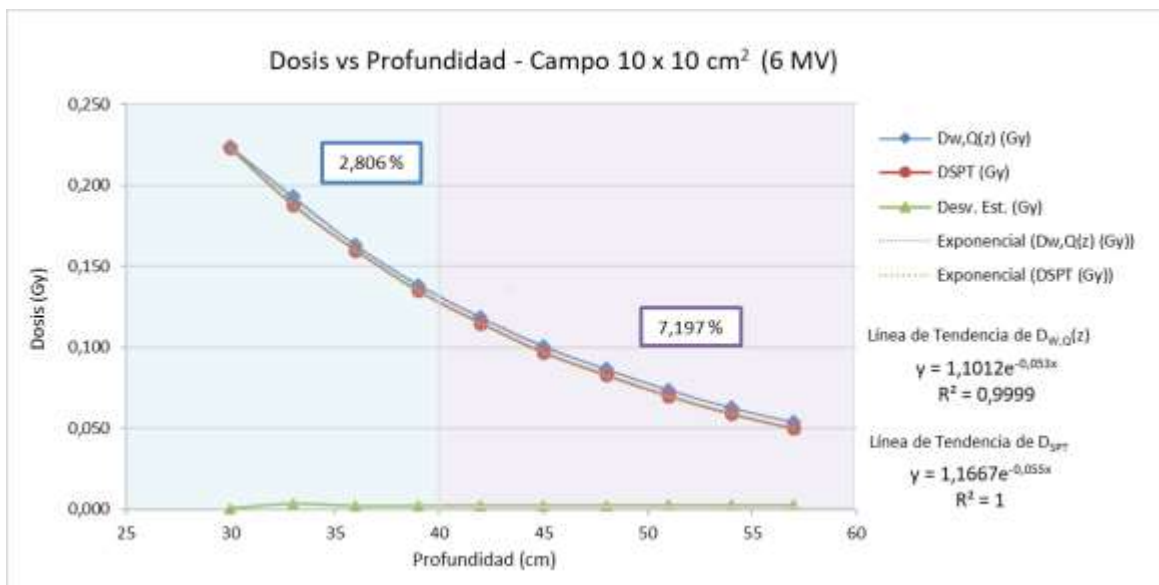


Figura 5.16.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

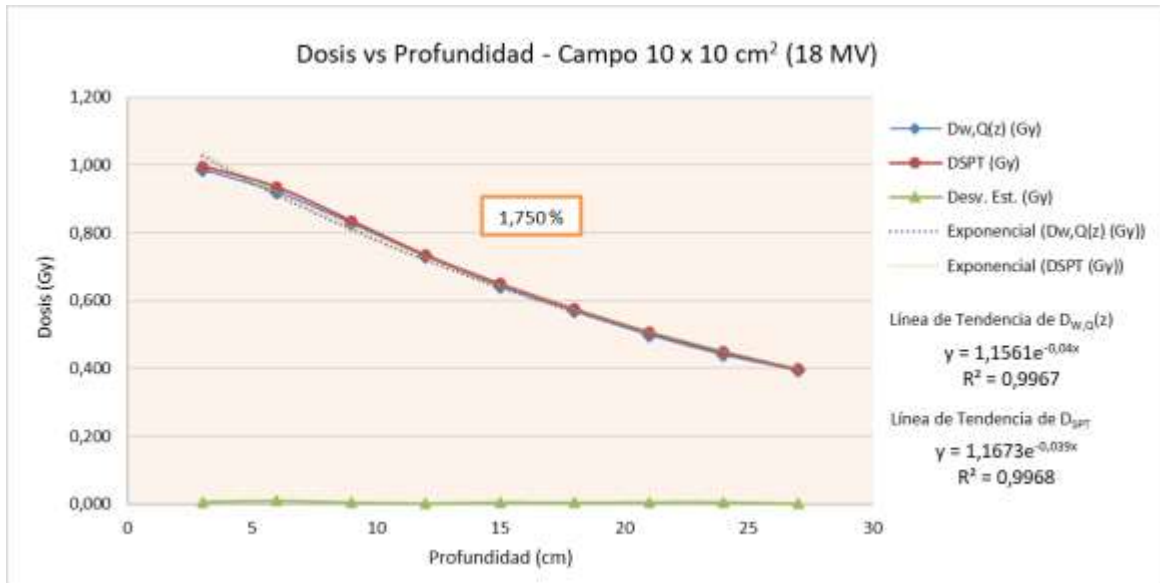


Figura 5.17.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

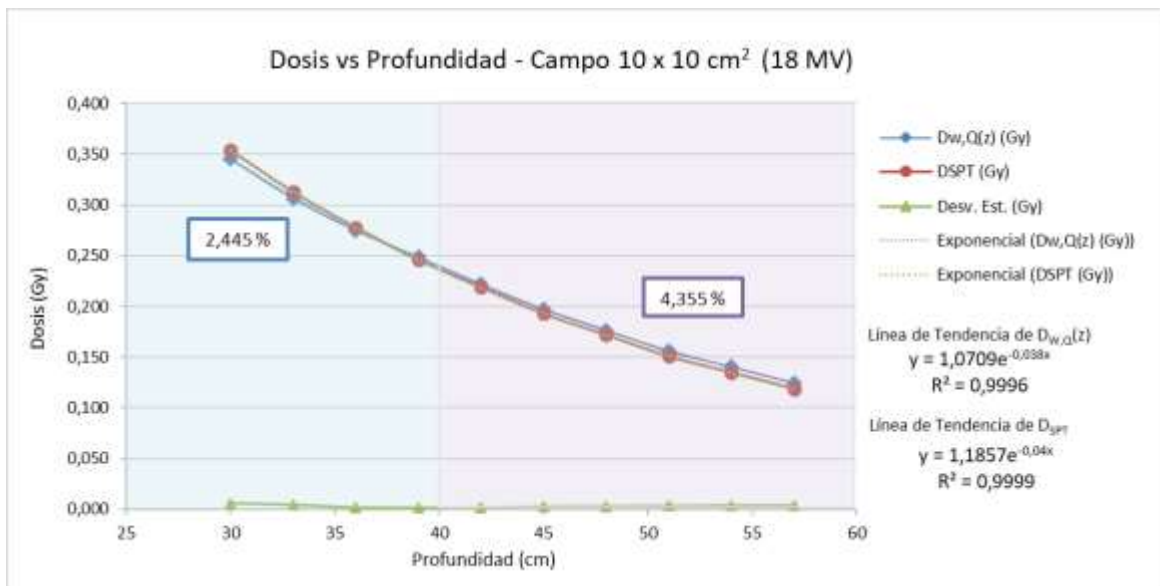


Figura 5.18.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

- Campo abierto 15 cm × 15 cm

En la tabla 5.55 se muestra diferencia porcentual entre la dosis calculada ($D_{w,Q}(z)$) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}), utilizando radioterapia conformada 3D para un tamaño de campo de 15 cm × 15 cm. En la tabla se puede observar que las diferencias porcentuales van desde 1,05 % a 6,73 %, para la energía de 6 MV y de 0,85 hasta 4,23% para la 18 MV.

Tabla 5.55.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de 15 × 15 cm², con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	0,933	0,949	0,011	1,70	0,982	0,998	0,011	1,59
6	0,820	0,834	0,010	1,74	0,898	0,918	0,014	2,22
9	0,717	0,727	0,007	1,36	0,818	0,825	0,005	0,85
12	0,610	0,621	0,008	1,87	0,724	0,731	0,005	0,94
15	0,522	0,531	0,006	1,63	0,636	0,648	0,008	1,88
18	0,446	0,454	0,006	1,80	0,570	0,579	0,006	1,53
21	0,383	0,387	0,003	1,05	0,502	0,514	0,008	2,39
24	0,325	0,332	0,005	2,05	0,447	0,456	0,006	2,05
27	0,276	0,282	0,004	2,11	0,397	0,406	0,006	2,28
30	0,244	0,241	0,002	1,18	0,352	0,361	0,006	2,50
33	0,208	0,205	0,002	1,49	0,315	0,320	0,004	1,70
36	0,179	0,176	0,002	1,74	0,282	0,285	0,002	0,97
39	0,153	0,149	0,003	2,56	0,257	0,252	0,003	1,79
42	0,131	0,128	0,002	2,44	0,228	0,224	0,003	1,97
45	0,112	0,109	0,002	3,08	0,203	0,198	0,003	2,29
48	0,098	0,094	0,003	4,02	0,182	0,177	0,004	2,78
51	0,084	0,080	0,003	4,70	0,161	0,156	0,004	3,24
54	0,072	0,068	0,003	5,70	0,146	0,140	0,004	3,81
57	0,062	0,058	0,003	6,73	0,129	0,124	0,004	4,23

En las figuras 5.19 y 5.21, se muestran las gráficas de la dosis medida en el maniquí y la obtenida mediante el SPT en función de las profundidades menores a 30 cm, con un campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Se puede apreciar que las diferencias porcentuales toman valores máximos de 2,11% para el potencial de 6 MV y de 2,39% para 18 MV.

En las figuras 5.20 y 5.22 se muestran las gráficas de dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT, para profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, con un campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En estas se observa que para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad la diferencia porcentual máxima es de 2,56% para la energía de 6 MV y de 2,50% para la energía de 18 MV. Por otro lado, al estudiar las profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm, se observa que las diferencias porcentuales máximas son de 6,73% para 6 MV y 4,23% para 18 MV.

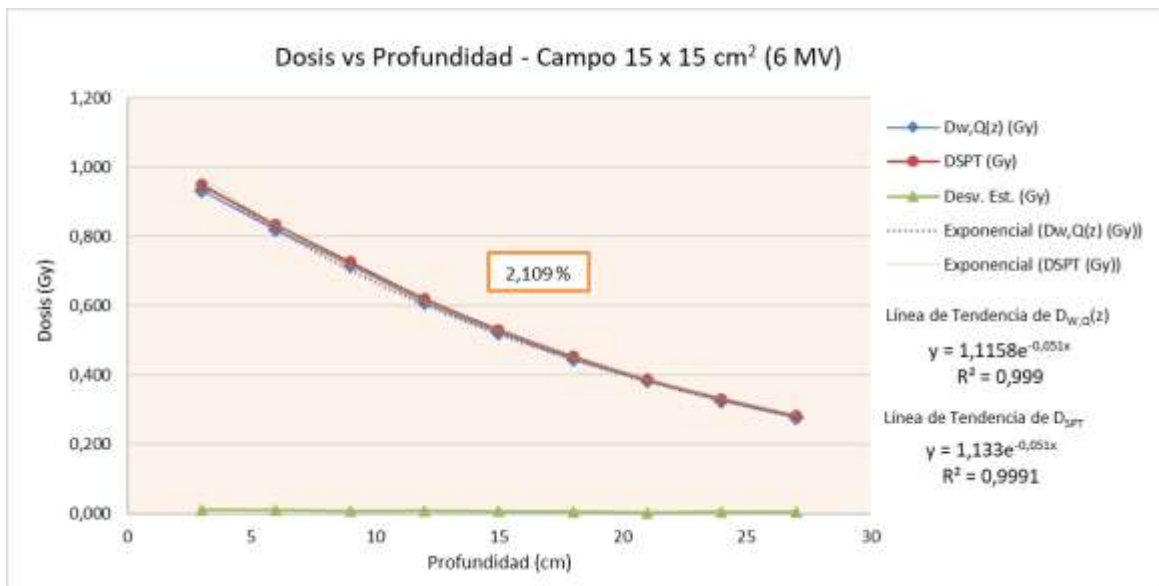


Figura 5.19.- Gráfica de dosis en función de la profundidad $< 30 \text{ cm}$, con un campo abierto de $15 \times 15 \text{ cm}^2$ para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

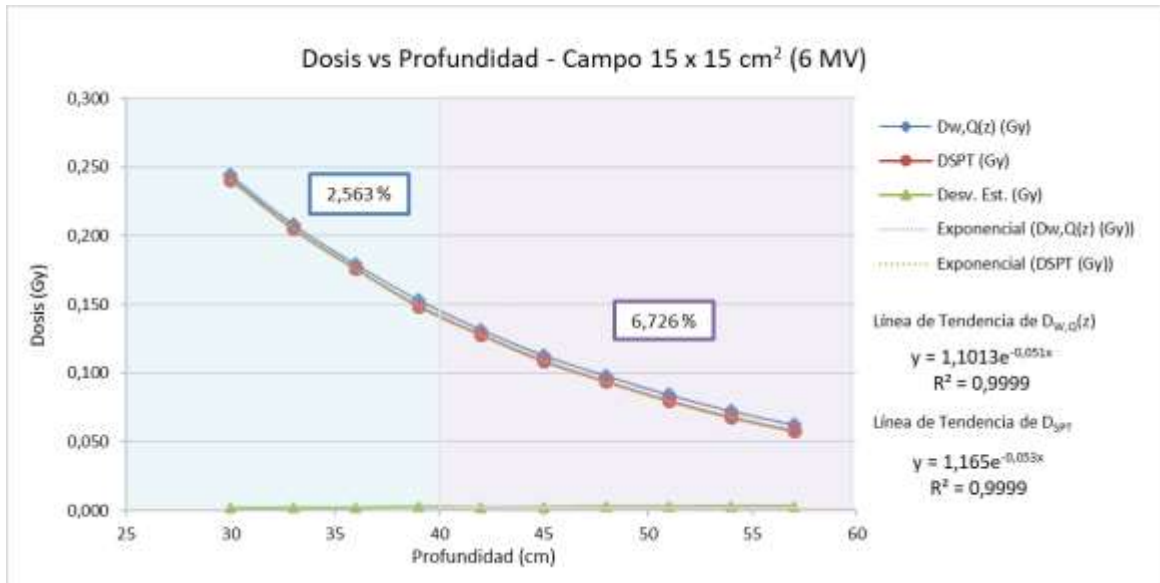


Figura 5.20.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

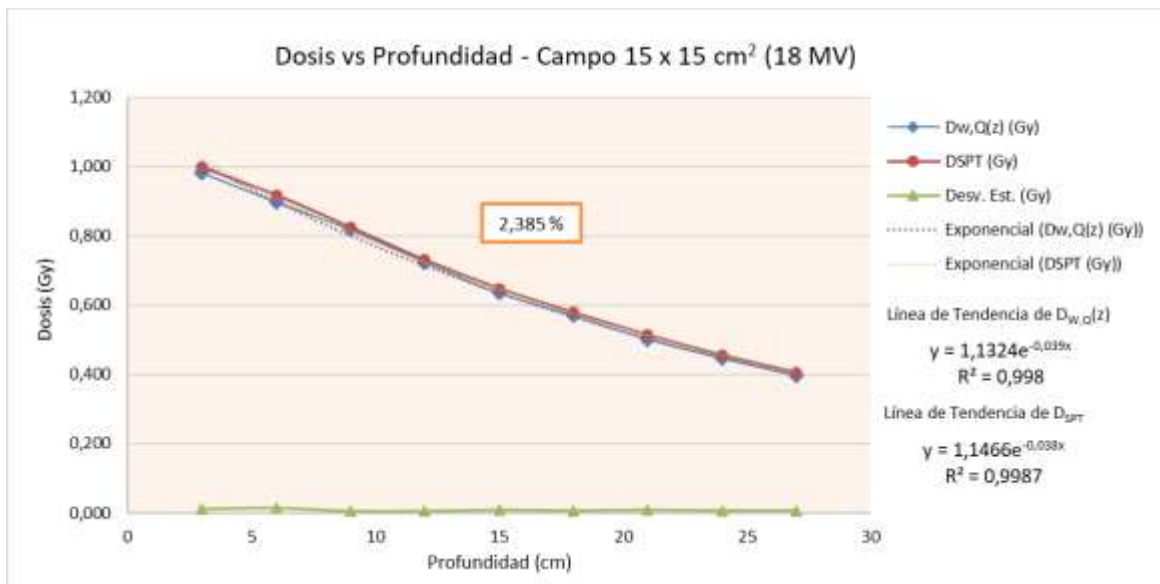


Figura 5.21.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

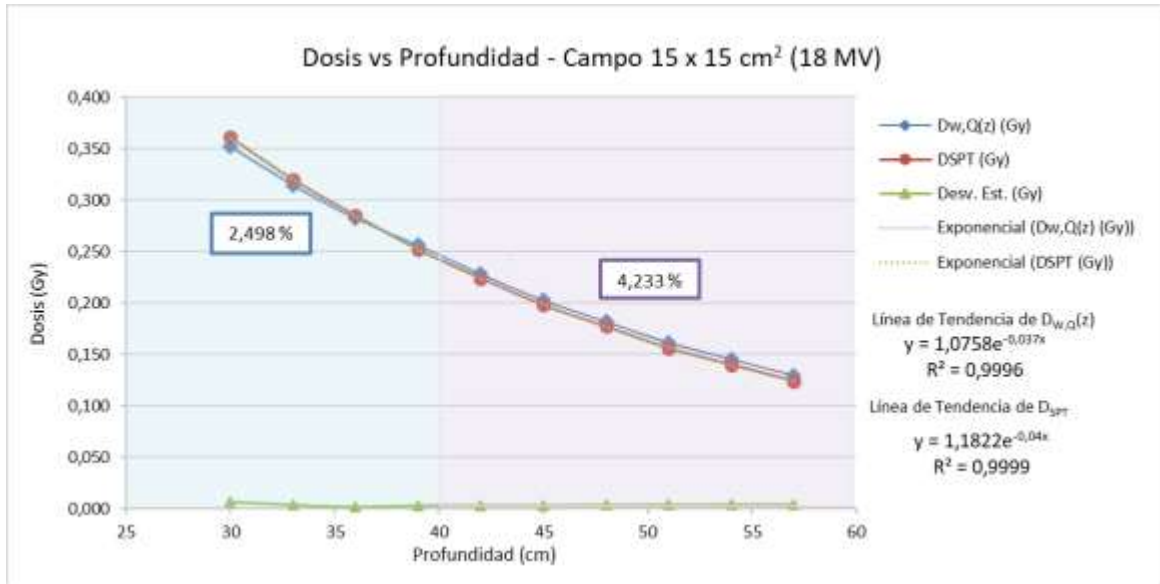


Figura 5.22.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

- Campo abierto 20 cm \times 20 cm

En la tabla 5.56 se muestra la diferencia porcentual entre la dosis calculada ($D_{w,Q}(z)$) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un tamaño de campo de 20 cm \times 20 cm. En la tabla se observa que las diferencias porcentuales van desde 0,81 % a 6,16 % para la energía de 6 MV y de 0,50 hasta 3,92% para la 18 MV.

Tabla 5.56.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de 20×20 cm², con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	0,945	0,953	0,005	0,81	0,993	0,998	0,003	0,50
6	0,826	0,836	0,007	1,23	0,896	0,910	0,010	1,57
9	0,723	0,736	0,009	1,82	0,811	0,820	0,006	1,08

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
12	0,627	0,634	0,005	1,12	0,721	0,727	0,004	0,77
15	0,535	0,545	0,007	1,91	0,639	0,648	0,006	1,39
18	0,464	0,472	0,006	1,73	0,569	0,578	0,006	1,54
21	0,400	0,404	0,003	0,99	0,501	0,514	0,009	2,55
24	0,341	0,348	0,005	1,97	0,454	0,461	0,005	1,51
27	0,291	0,297	0,004	2,08	0,401	0,409	0,006	2,05
30	0,260	0,257	0,002	1,15	0,357	0,367	0,007	2,76
33	0,223	0,220	0,002	1,36	0,322	0,326	0,003	1,36
36	0,192	0,189	0,002	1,62	0,294	0,292	0,001	0,62
39	0,165	0,161	0,003	2,29	0,264	0,260	0,003	1,49
42	0,142	0,139	0,002	2,45	0,236	0,232	0,003	1,69
45	0,123	0,119	0,003	3,06	0,210	0,206	0,003	1,95
48	0,107	0,103	0,003	3,91	0,189	0,185	0,003	2,13
51	0,092	0,088	0,003	4,57	0,169	0,164	0,004	2,94
54	0,080	0,076	0,003	5,28	0,152	0,147	0,004	3,32
57	0,069	0,065	0,003	6,16	0,136	0,131	0,004	3,92

En las figuras 5.23 y 5.25 se muestran las gráficas de la dosis medida en el maniquí con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de las profundidades menores a 30 cm, con un campo abierto de $20 \times 20 \text{ cm}^2$ para el potencial de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En ellas puede observarse que las diferencias porcentuales entre ambas medidas son del 2,08% para 6 MV y de 2,25% para 18 MV.

En las figuras 5.24 y 5.26 se muestran las gráficas de la dosis medida en maniquí y la calculada en el SPT para profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, con un campo abierto de $5 \times 5 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad se obtuvo una diferencia porcentual máxima de 2,29% para el potencial de 6 MV y de 2,77% para 18 MV. Por otro lado, al observar las profundidades entre 40 cm y 57 cm, notamos que las diferencias

porcentuales entre la dosis medida y la calculada aumenta hasta un valor de 6,16% para 6 MV y 3,22% para 18 MV.

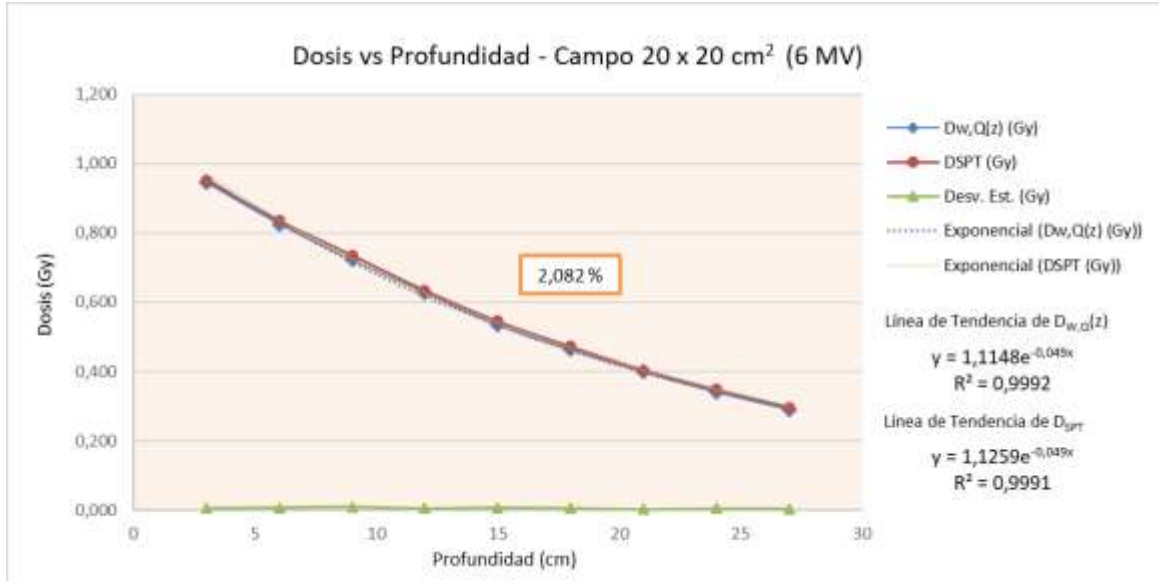


Figura 5.23.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 20 × 20 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

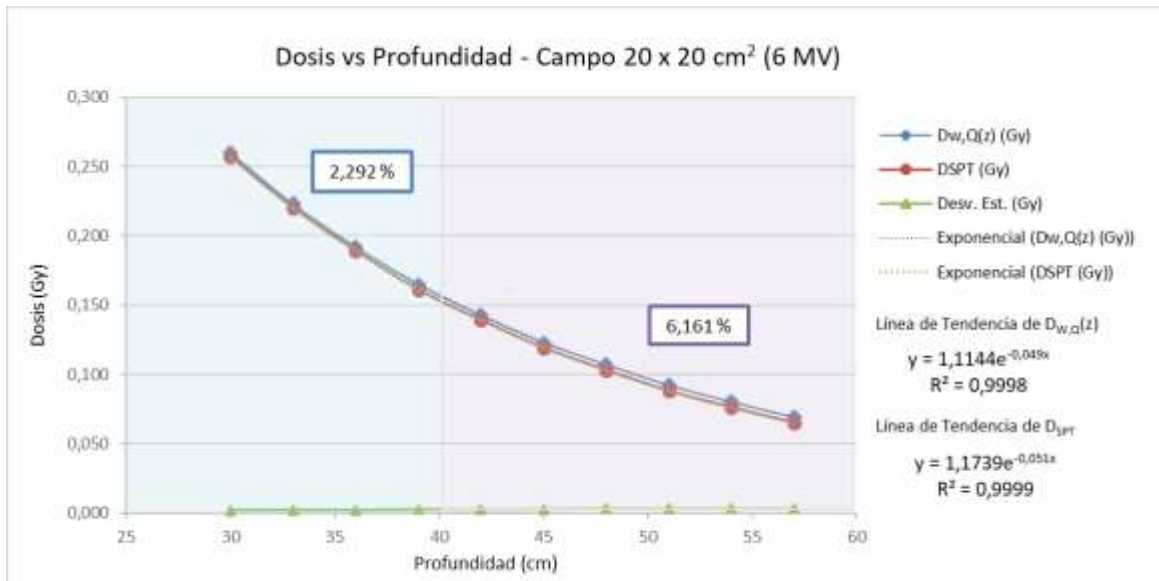


Figura 5.24.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 20 × 20 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

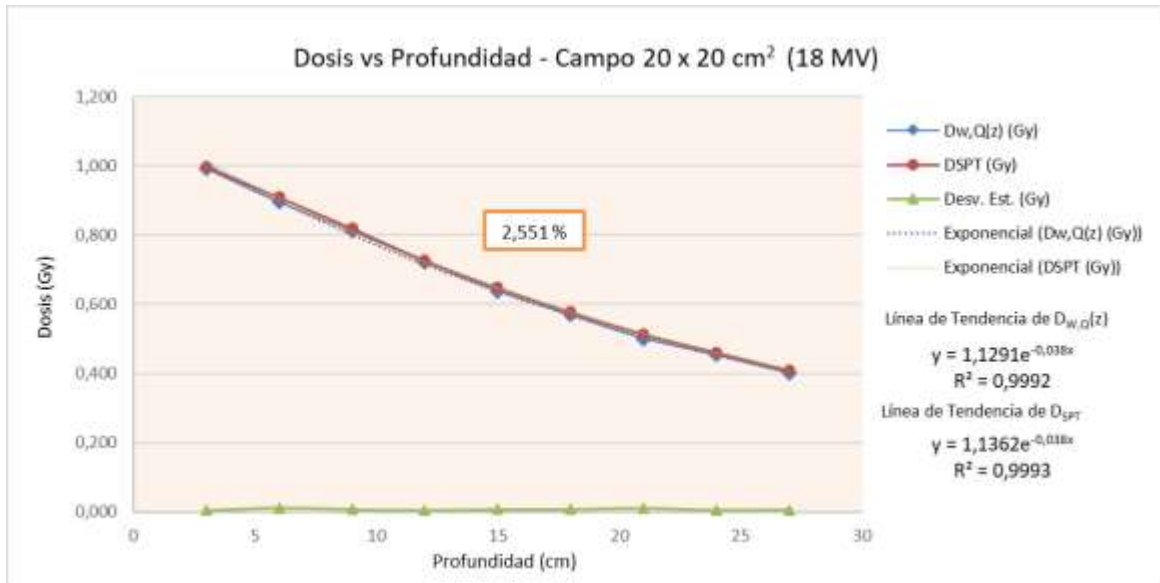


Figura 5.25.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 20 × 20 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D



Figura 5.26.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 20 × 20 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

- Campo abierto 10 cm × 15 cm

En la tabla 5.57 se muestra la diferencia porcentual entre la dosis calculada ($D_{w,Q(z)}$) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un tamaño de campo de 10 cm × 15 cm. Se muestra que las diferencias porcentuales van desde 0,24 hasta 6,91% para la energía de 6 MV y de 0,47 hasta 4,05% para 18 MV.

Tabla 5.57.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de 10 × 15 cm², con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	0,936	0,950	0,010	1,55	0,991	0,998	0,005	0,69
6	0,819	0,829	0,007	1,20	0,923	0,927	0,003	0,47
9	0,701	0,716	0,011	2,15	0,821	0,830	0,007	1,13
12	0,597	0,608	0,008	1,91	0,720	0,733	0,009	1,86
15	0,509	0,518	0,006	1,79	0,644	0,649	0,004	0,78
18	0,432	0,441	0,006	2,05	0,564	0,576	0,008	2,08
21	0,372	0,373	0,001	0,24	0,504	0,510	0,004	1,17
24	0,314	0,318	0,003	1,26	0,452	0,454	0,002	0,53
27	0,264	0,270	0,004	2,18	0,394	0,401	0,005	1,89
30	0,234	0,232	0,002	1,02	0,349	0,358	0,007	2,66
33	0,199	0,196	0,002	1,63	0,313	0,316	0,002	1,05
36	0,170	0,167	0,002	2,00	0,284	0,281	0,002	0,94
39	0,144	0,140	0,003	2,62	0,253	0,248	0,004	2,00
42	0,124	0,120	0,003	2,94	0,225	0,221	0,003	1,81
45	0,106	0,102	0,003	3,47	0,199	0,195	0,003	1,88
48	0,091	0,087	0,003	4,05	0,177	0,173	0,003	2,12
51	0,077	0,073	0,003	4,86	0,157	0,153	0,003	2,78
54	0,067	0,063	0,003	5,85	0,141	0,136	0,004	3,59
57	0,057	0,053	0,003	6,91	0,126	0,121	0,004	4,05

En las figuras 5.27 y 5.29, se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de las profundidades menores a 30 cm, con un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En ambas graficas se observa las diferencias porcentuales entre la dosis medida y la calculada alcanza valores de 2,18% para la energía de 6 MV y de 2,01% para la energía de 18 MV.

En las figuras 5.28 y 5.30 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de las profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, con un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad se obtuvo una diferencia porcentual máxima de 2,62% para 6 MV y de 2,66% para 18 MV. Por otro lado, las profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm, muestran una diferencia porcentual máxima de 6,91% para 6 MV y 4,05% para 18 MV.

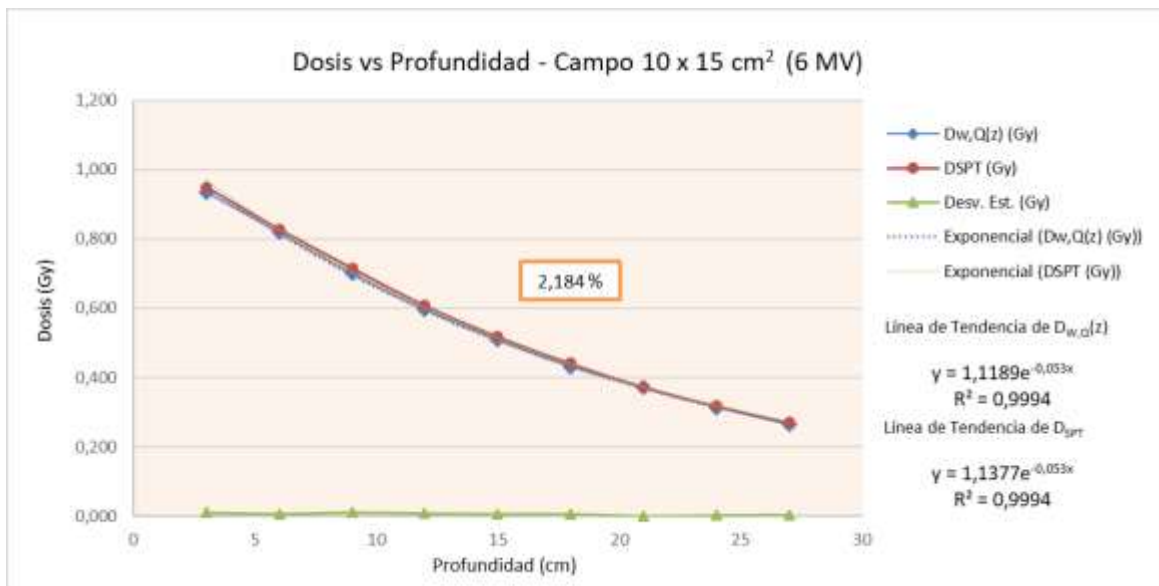


Figura 5.27.- Gráfica de dosis en función de la profundidad $< 30 \text{ cm}$, con un campo abierto de $10 \times 15 \text{ cm}^2$ para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

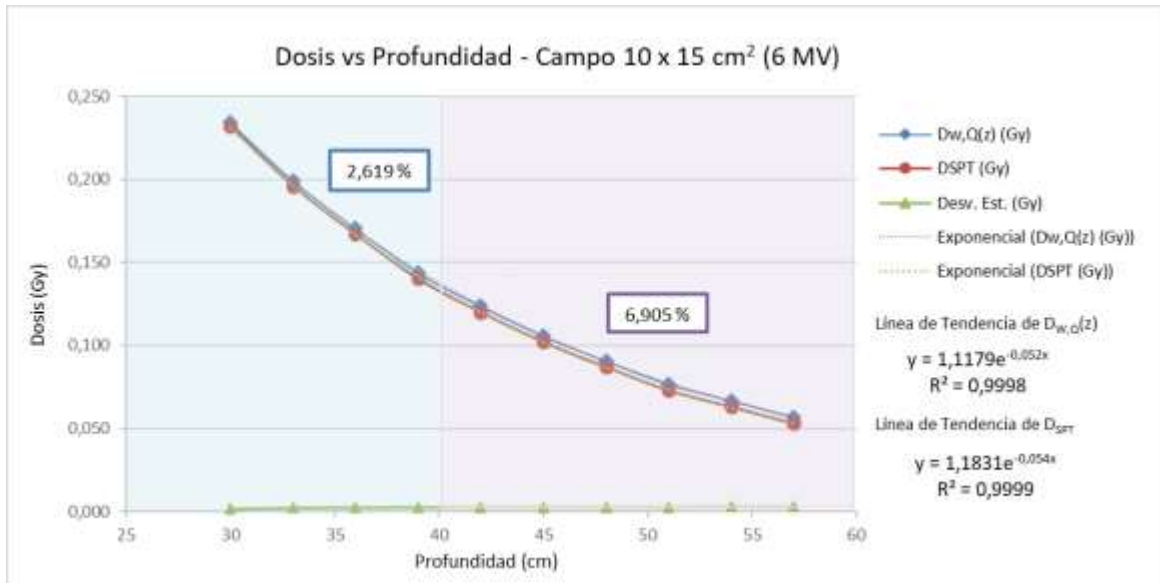


Figura 5.28.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10×15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

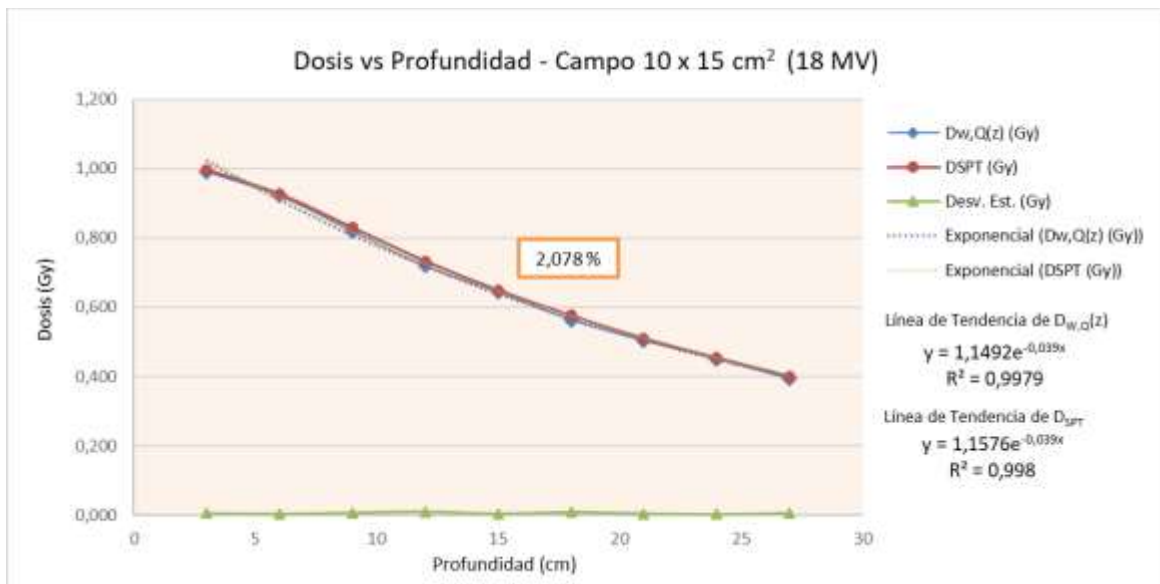


Figura 5.29.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

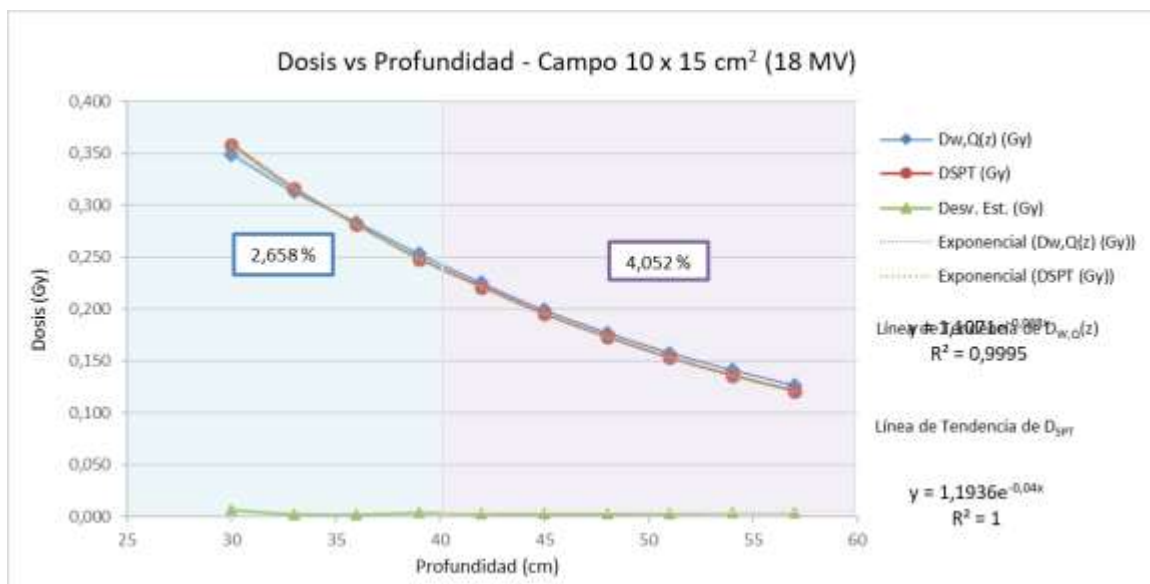


Figura 5.30.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

- Campo abierto 15 cm \times 10 cm

En la tabla 5.58 se muestra la diferencia porcentual entre la dosis calculada ($D_{w,Q}(z)$) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un tamaño de campo de 15 cm \times 10 cm. Se observa que las diferencias porcentuales van desde 1,02 hasta 6,81% para la energía de 6 MV y de 0,21 hasta 4,09% para la energía de 18 MV.

Tabla 5.58.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo abierto de 15 \times 10 cm², con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	0,933	0,950	0,012	1,82	0,991	0,998	0,005	0,68
6	0,820	0,829	0,007	1,16	0,913	0,927	0,010	1,53
9	0,702	0,716	0,010	2,06	0,813	0,830	0,012	2,13

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
12	0,597	0,608	0,008	1,88	0,718	0,733	0,010	2,04
15	0,509	0,519	0,007	2,01	0,648	0,649	0,001	0,21
18	0,432	0,441	0,006	2,07	0,564	0,576	0,009	2,21
21	0,369	0,373	0,003	1,08	0,503	0,510	0,005	1,37
24	0,312	0,318	0,004	1,92	0,452	0,454	0,002	0,48
27	0,264	0,270	0,004	2,30	0,393	0,401	0,006	2,04
30	0,234	0,232	0,002	1,02	0,348	0,358	0,007	2,83
33	0,200	0,196	0,003	1,78	0,309	0,316	0,005	2,12
36	0,170	0,167	0,002	2,02	0,278	0,281	0,002	0,93
39	0,144	0,140	0,003	2,67	0,252	0,248	0,003	1,59
42	0,124	0,120	0,003	2,91	0,225	0,221	0,003	1,98
45	0,106	0,102	0,003	3,48	0,199	0,195	0,003	2,10
48	0,091	0,087	0,003	4,10	0,177	0,173	0,003	2,41
51	0,077	0,073	0,003	4,92	0,157	0,153	0,003	2,71
54	0,067	0,063	0,003	5,77	0,141	0,136	0,004	3,62
57	0,057	0,053	0,003	6,81	0,126	0,121	0,004	4,09

En las figuras 5.31 y 5.33 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de las profundidades menores a 30 cm, con un campo abierto de $15 \times 10 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En ambas graficas se observa las diferencias porcentuales entre la dosis medida y la calculada alcanza valores de 2,30% para la energía de 6 MV y de 2,21% para la energía de 18 MV.

En las figuras 5.32 y 5.34 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de las profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, con un campo abierto de $15 \times 10 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad se obtuvo una diferencia porcentual máxima de 2,67% para 6 MV y de 2,32% para 18 MV. Por otro

lado, las profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm muestran una diferencia porcentual máxima de 6,81% para 6 MV y 4,09% para 18 MV.

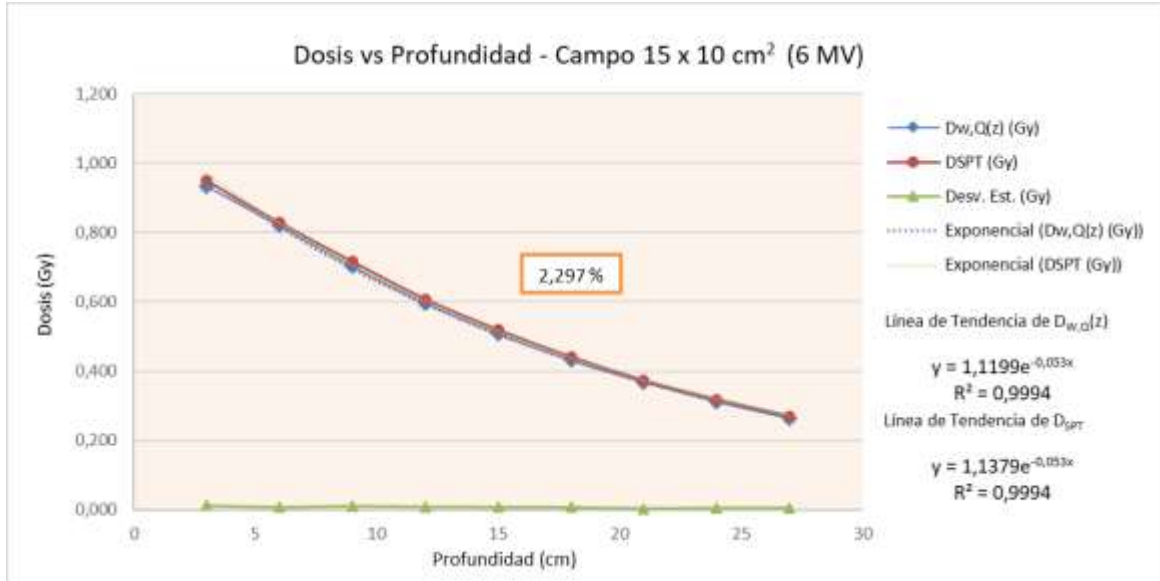


Figura 5.31.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 15 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

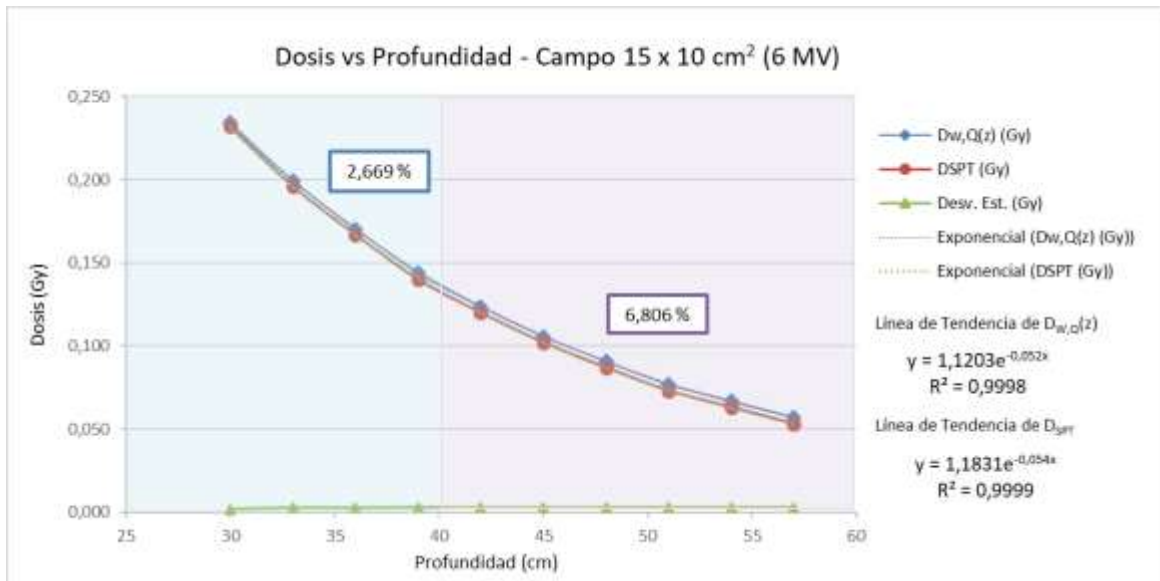


Figura 5.32.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

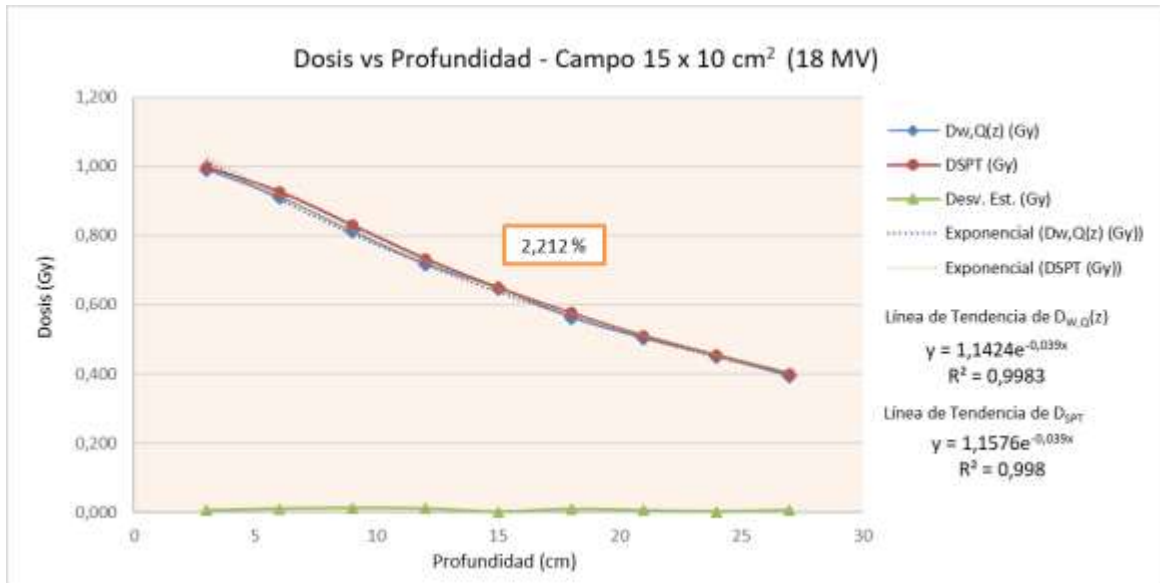


Figura 5.33.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 15 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

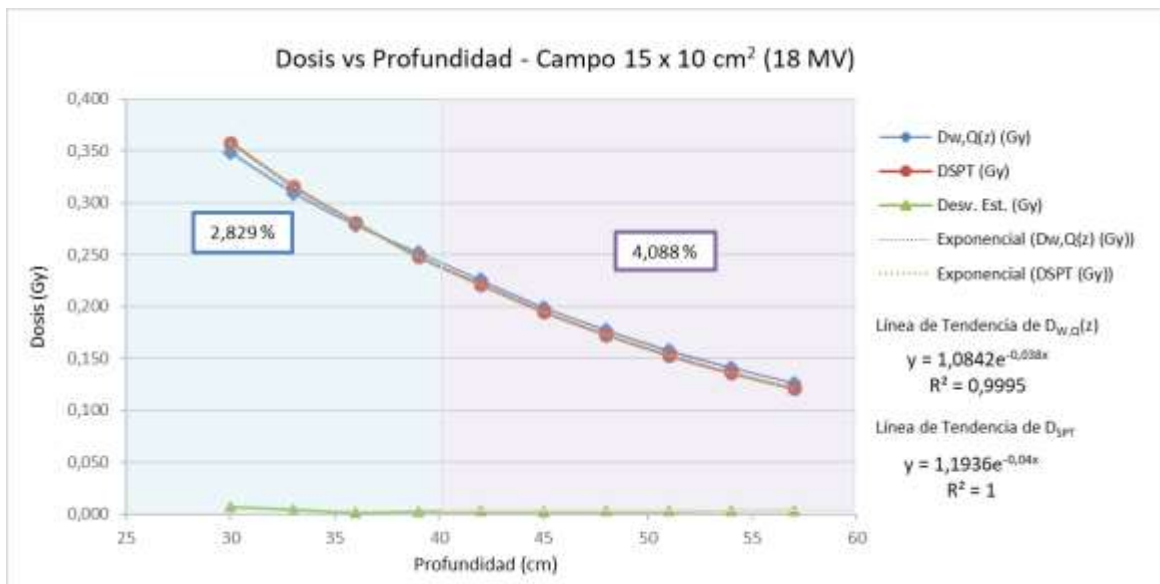


Figura 5.34.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 15 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

- Campo Conformado 15 cm × 15 cm

En la tabla 5.59 se muestra la diferencia porcentual entre la dosis calculada ($D_{w,Q(z)}$) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para campo conformado de tamaño de 15 cm × 15 cm. Se observa que las diferencias porcentuales van desde 0,149 hasta 6,49% para la energía de 6 MV y de 0,63 hasta 4,21 % para 18 MV.

Tabla 5.59.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia conformada 3D para un campo conformado 15 × 15 cm², con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	0,921	0,936	0,011	1,64	0,962	0,976	0,010	1,48
6	0,806	0,812	0,004	0,76	0,898	0,914	0,012	1,82
9	0,691	0,701	0,007	1,40	0,812	0,817	0,004	0,63
12	0,588	0,592	0,003	0,74	0,712	0,719	0,005	0,98
15	0,503	0,505	0,001	0,39	0,628	0,636	0,006	1,25
18	0,426	0,427	0,001	0,18	0,554	0,564	0,007	1,79
21	0,360	0,361	0,000	0,15	0,488	0,498	0,007	2,04
24	0,305	0,306	0,001	0,36	0,434	0,442	0,006	1,95
27	0,255	0,260	0,004	2,02	0,386	0,391	0,004	1,33
30	0,224	0,222	0,002	1,05	0,340	0,348	0,006	2,30
33	0,190	0,187	0,002	1,39	0,305	0,308	0,002	1,02
36	0,163	0,160	0,002	1,72	0,272	0,274	0,001	0,77
39	0,137	0,134	0,002	2,35	0,246	0,242	0,003	1,70
42	0,118	0,115	0,002	2,61	0,219	0,215	0,003	1,99
45	0,100	0,097	0,002	3,07	0,194	0,189	0,004	2,75
48	0,086	0,083	0,002	3,88	0,173	0,169	0,003	2,53
51	0,073	0,070	0,002	4,59	0,154	0,149	0,003	3,21
54	0,062	0,059	0,002	5,36	0,137	0,132	0,004	3,71
57	0,053	0,050	0,002	6,49	0,122	0,117	0,004	4,21

En las figuras 5.35 y 5.37 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de la profundidad, para profundidades menores a 30 cm, con un campo conformado de tamaño $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Las diferencias porcentuales entre ambos alcanzan valores de 2,02% para 6 MV y de 2,04% para 18 MV.

En las figuras 5.36 y 5.38 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de la profundidad, para profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, con un campo conformado de tamaño $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y un potencial de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad se obtuvo una diferencia porcentual máxima de 2,35% para 6 MV y de 2,30% para 18 MV. Por otro lado, para las profundidades entre 40 cm y 57 cm, se observa que la diferencia porcentual aumenta hasta 6,49% para 6 MV y 4,21% para 18 MV en la máxima profundidad de medida.

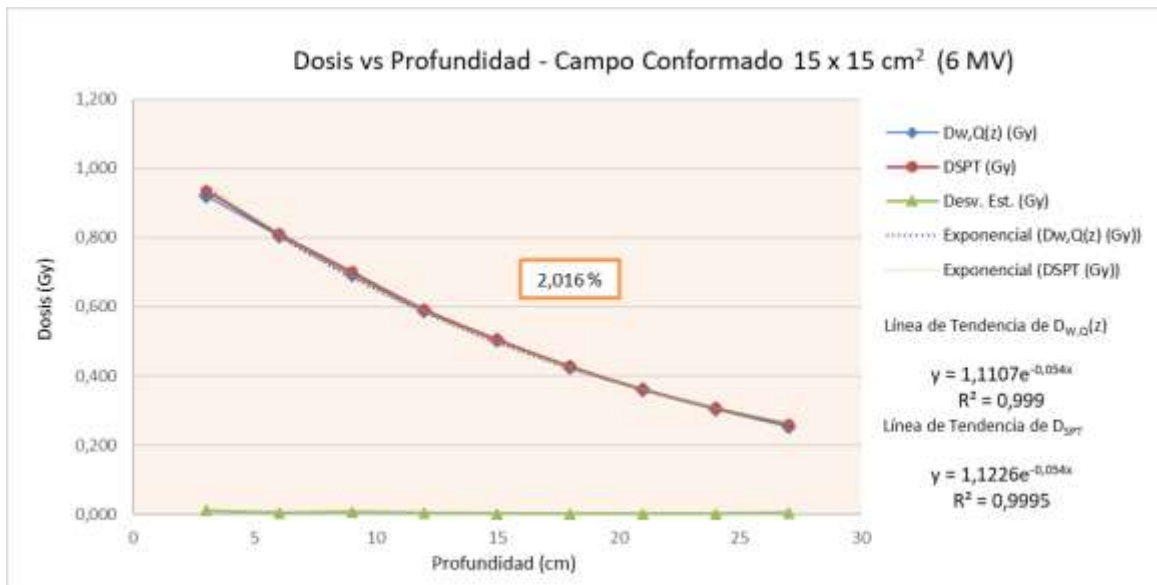


Figura 5.35.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo conformado de tamaño $15 \times 15 \text{ cm}^2$ para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

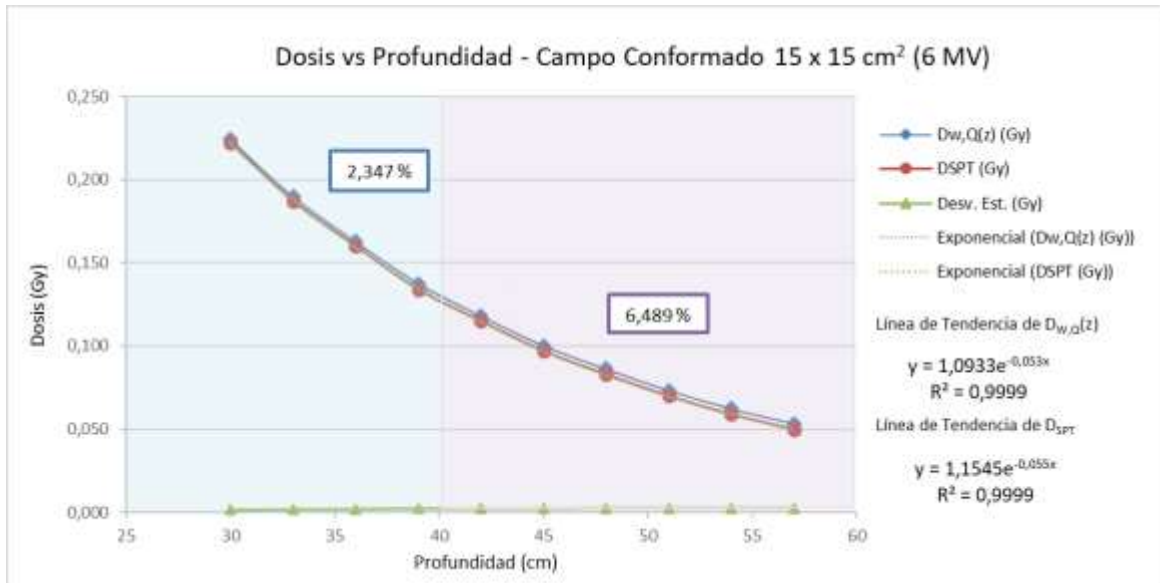


Figura 5.36.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo conformado de tamaño 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

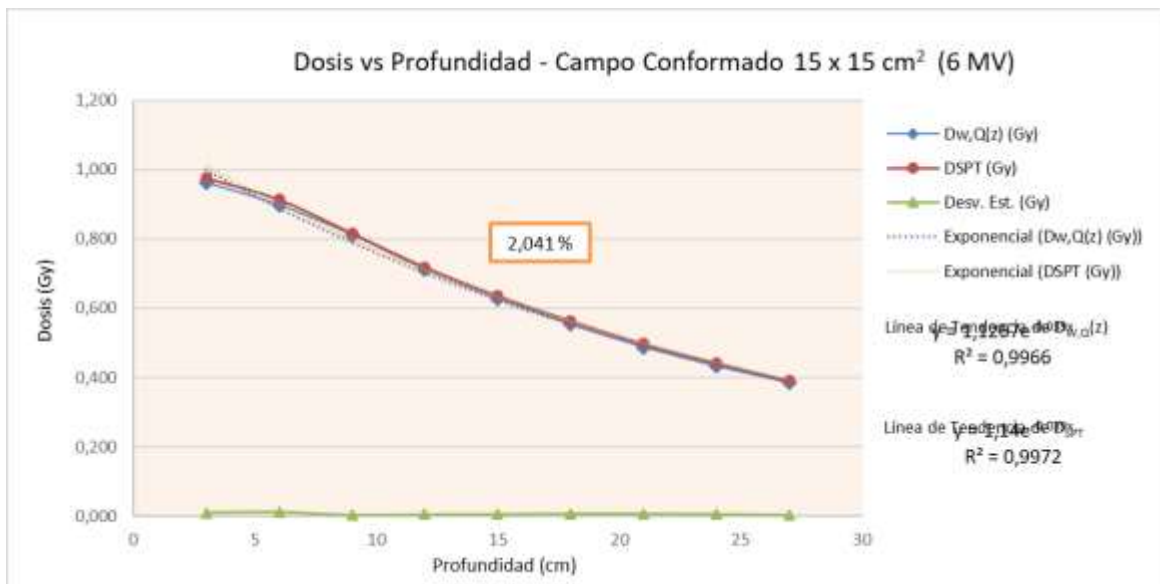


Figura 5.37.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo conformado de tamaño 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D



Figura 5.38.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo conformado de tamaño 15×15 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de radioterapia 3D

- Comparación de los métodos de cálculo utilizando radioterapia conformada 3D para los diferentes tamaños de campo

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU *International Commission on Radiation Units & Measurements*) establece en su reporte 42 [30] que las distribuciones de dosis calculadas por el SPT se pueden considerar dentro de rango de tolerancia si difieren de las mediciones de dosis en un $\pm 5\%$, siendo deseable que estas diferencias sean menores al $\pm 3\%$. Como se observa la sección anterior, al comparar la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT para profundidades menores a 30 cm en las diferentes aperturas de campo, las diferencias porcentuales entre ambos valores son bajas, alcanzando una diferencia máxima promedio de 1,48% para la energía de 6 MV y de 1,35% para la energía de 18 MV, estando dentro de los valores de tolerancia establecidos.

Por otro lado, al evaluar las diferencias porcentuales para profundidades mayores a 30 cm observamos que estas aumentan en profundidad. Para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad, rango en el cual el SPT realiza extrapolación de los datos para obtener la dosis, las diferencias porcentuales promedio para las distintas aperturas del tamaño de campo son de 1,79% para la energía de 6 MV y de 1,67% para la energía de 18 MV. Si consideramos las profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm se aprecia que estas aumentan en profundidad.

Para el rango de 40 cm a 50 cm de profundidad alcanza una diferencia promedio de 3,48% para 6 MV y 2,22% para 18 MV, estando dentro de tolerancia considerado como aceptable. Para profundidades entre 50 cm y 57 cm, la diferencia promedio de 5,95% para 6 MV y 3,75% para 18 MV. Observamos que para profundidades mayores a 50 cm utilizando la energía de 6 MV, las diferencias exceden los valores máximos de tolerancia. Esto debido a que el SPT utiliza para el cálculo de dosis una constante de tendencia, dejando así de modelar el transporte de la radiación.

Diferencias similares fueron reportadas en el estudio realizado por Parra [7], donde se buscaba evaluar las limitaciones en la determinación de la dosis en los SPT a profundidades mayores a 40 cm utilizando un campo fijo de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a condiciones de referencia.

Adicionalmente, observamos que las diferencias porcentuales son mayores con la energía de 6MV que con la energía de 18 MV, tal como han obtenido otros autores [3, 4] al evaluar diferentes modelos de cálculo de dosis.

5.1.3.2 Comparación de los métodos de cálculo de dosis utilizando radioterapia de intensidad modulada IMRT de gantry fijo

En la tabla 5.60 se muestran las diferencias porcentuales obtenidas entre la dosis calculada ($D_{w,Q}(z)$) y la dosis obtenida en el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia de intensidad modulada IMRT para potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV. Se obtuvieron diferencias porcentuales que van desde 0,18% hasta 10,09% para el potencial de 6 MV y de 0,37% hasta 6,17% para 18 MV.

Tabla 5.60.- Comparación de la dosis medida con la cámara de ionización ($D_{w,Q(z)}$) y la obtenida mediante el sistema de planificación de tratamiento (D_{SPT}) utilizando radioterapia de intensidad modulada (IMRT) para un campo de tamaño $10 \times 10 \text{ cm}^2$, con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV.

z (cm)	Energía 6 MV				Energía 18 MV			
	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$	$D_{w,Q(z)}$ (Gy)	D_{SPT} (Gy)	Desv. Est.	$\Delta\%$
3	4,903	4,933	0,021	0,61	2,561	2,595	0,024	1,34
6	4,205	4,214	0,007	0,22	2,402	2,434	0,023	1,33
9	3,558	3,564	0,004	0,18	2,127	2,161	0,024	1,59
12	2,983	2,989	0,004	0,20	1,864	1,884	0,014	1,07
15	2,508	2,517	0,006	0,36	1,631	1,653	0,016	1,36
18	2,093	2,101	0,006	0,41	1,445	1,452	0,005	0,51
21	1,734	1,763	0,020	1,67	1,249	1,274	0,017	1,97
24	1,449	1,474	0,018	1,76	1,098	1,119	0,015	1,95
27	1,243	1,250	0,005	0,60	0,973	0,986	0,009	1,36
30	1,061	1,049	0,008	1,09	0,861	0,872	0,008	1,28
33	0,889	0,883	0,004	0,70	0,768	0,765	0,002	0,37
36	0,760	0,743	0,012	2,27	0,684	0,677	0,005	1,01
39	0,647	0,625	0,015	3,35	0,607	0,594	0,009	2,21
42	0,547	0,525	0,016	4,02	0,538	0,526	0,009	2,24
45	0,464	0,442	0,016	4,74	0,474	0,460	0,010	3,03
48	0,392	0,370	0,016	5,64	0,422	0,408	0,010	3,20
51	0,336	0,313	0,016	6,88	0,372	0,357	0,010	3,93
54	0,285	0,261	0,017	8,29	0,328	0,315	0,009	3,98
57	0,245	0,220	0,017	10,09	0,294	0,276	0,013	6,17

En las figuras 5.39 y 5.41 se observan las gráficas de dosis obtenidas con la cámara de ionización y la calculada por el SPT en función de las profundidades menores a 30 cm, utilizando la técnica de tratamiento de IMRT de gantry fijo con potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. En ambas graficas se observa que la dosis medida y la obtenida por el SPT tienden al mismo comportamiento y las diferencias porcentuales

entre ambos valores son bajas y se encuentran dentro de los valores de tolerancia aceptados [9], alcanzando una diferencia máxima de 1,76% para el potencial de 6 MV, y de 1,97% para el de 18 MV.

En las figuras 5.40 y 5.42 se muestran las gráficas de la dosis medida con la cámara de ionización y la calculada en el SPT en función de las profundidades comprendidas entre 30 cm y 57 cm, utilizando la técnica de IMRT para potenciales de aceleración de 6 MV y 18 MV, respectivamente. Nuevamente, en éstas se observa que las gráficas poseen el mismo comportamiento indicando una alta confiabilidad en las medidas. También se puede apreciar que para el rango de 30 cm a 40 cm de profundidad (rango de extrapolación del SPT) se obtuvo una diferencia porcentual máxima de 3,35% para la energía de 6 MV y de 2,21% para 18 MV. Estas diferencias son relativamente bajas y se consideran como aceptables. Por otro lado, al considerar las profundidades comprendidas entre 40 cm y 57 cm, se observa que la diferencia porcentual aumenta considerablemente en profundidad, siendo estas de 10,09% para 6 MV y 6,17% para 18 MV en la máxima profundidad de medida.

Las diferencias obtenidas con la técnica de IMRT para profundidades mayores a 40 cm con ambas energías exceden los rangos de tolerancia establecidos, esto puede deberse a que el SPT utiliza una constante de tendencia para el cálculo de la dosis dejando así de modelar el transporte de la radiación.

Al comparar los valores obtenidos con la técnica de radioterapia conformada 3D con los obtenidos con la técnica de IMRT, observamos que con IMRT se reportan diferencias porcentuales mayores a las obtenidas con radioterapia conformada 3D, esto puede deberse a que para el caso de IMRT la fluencia no es uniforme y se utilizaron varios campos de tratamiento para realizar la planificación. Cada uno de estos campos de tratamiento lleva consigo asociado una diferencia a estas profundidades. Adicionalmente, al realizar el recalcu de dosis a un solo campo de tratamiento se pudo haber agregar un error que conllevó a una diferencia porcentual mayor.

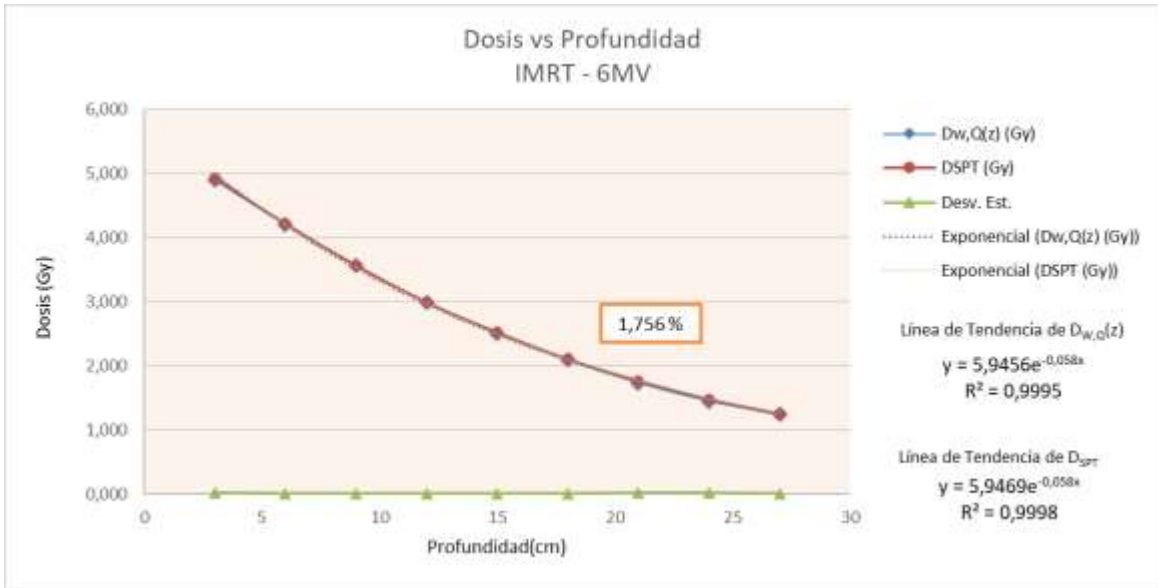


Figura 5.39.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de IMRT



Figura 5.40.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ para un potencial de aceleración de 6 MV, utilizando la técnica de IMRT

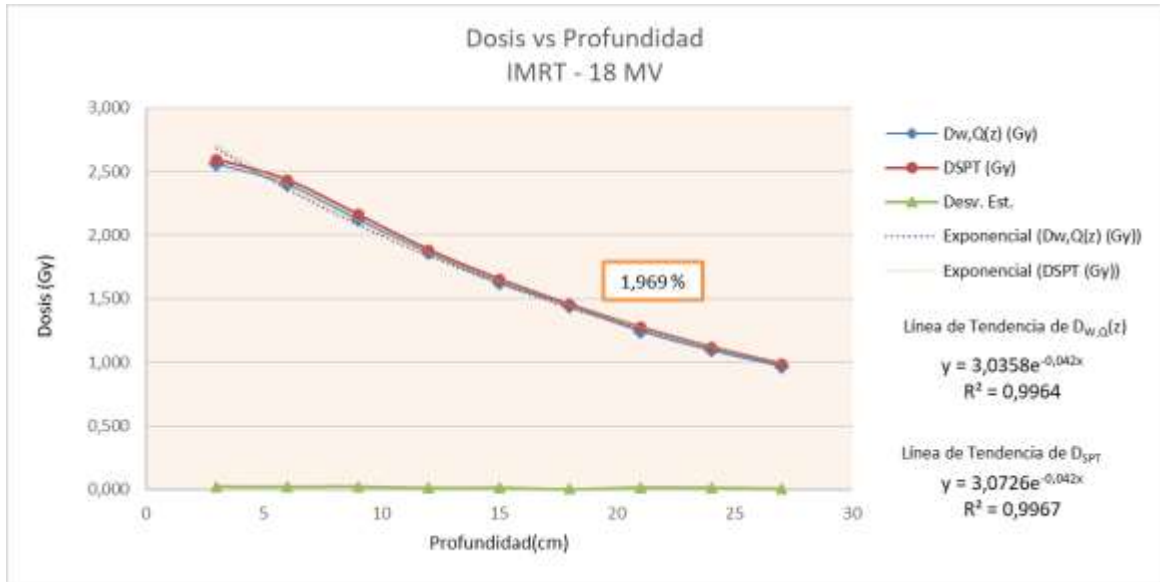


Figura 5.41.- Gráfica de dosis en función de la profundidad < 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de IMRT

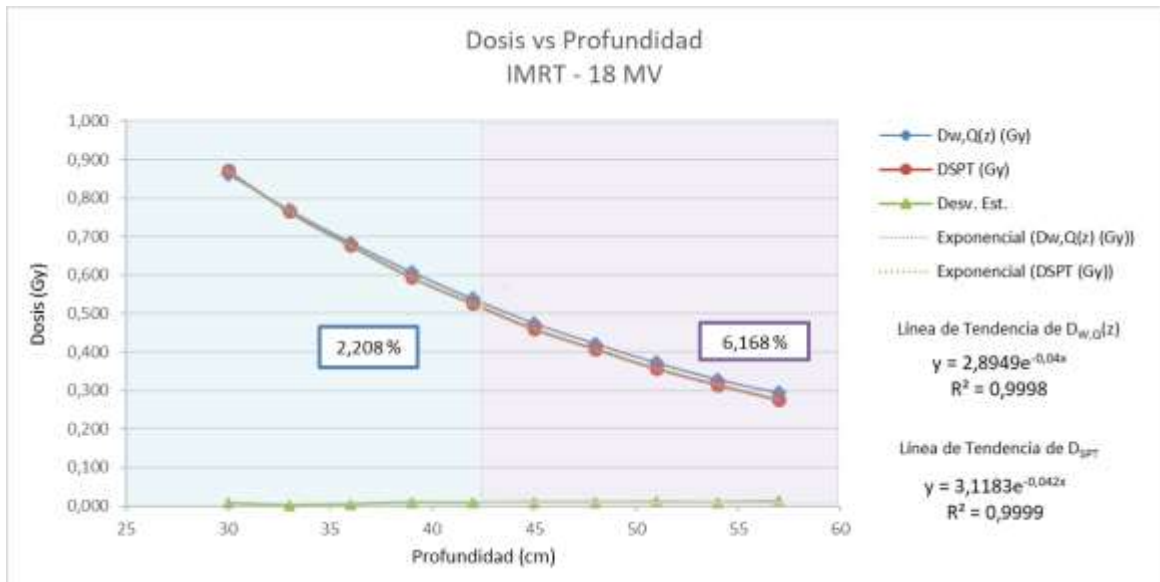


Figura 5.42.- Gráfica de dosis en función de la profundidad ≥ 30 cm, con un campo abierto de 10 × 10 cm² para un potencial de aceleración de 18 MV, utilizando la técnica de IMRT

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se estudiaron las limitaciones del sistema de planificación de tratamiento al realizar el cálculo de dosis a profundidades mayores a 40 cm de profundidad, utilizando técnicas de radioterapia conformada en 3D e intensidad modulada IMRT de gantry fijo. Para ello se elaboró un maniquí que cumpliera con las condiciones para uso de dosimetría manteniendo la estabilidad durante su uso y que permitiera alcanzar las profundidades de interés. Adicionalmente, siguiendo los lineamientos establecidos en el documento TRS-398 [27] se obtuvo la corrección por calidad del haz para la energía de 6 MV ($K_Q = 0,9907$) y de 18 MV ($K_Q = 0,9643$) utilizando el maniquí elaborado.

Mediante las comparaciones de las dosis medidas en el maniquí con las obtenidas en el cálculo realizado por el SPT se concluye lo siguiente:

- Profundidades menores a 30 cm: La diferencia porcentual promedio para la técnica de tratamiento de radioterapia conformada 3D es de 1,48% para la energía de 6 MV y de 1,35% para la energía de 18 MV. Por otro lado, para la técnica de IMRT la diferencia obtenida es de 0,67% para la energía de 6 MV y de 1,39% el de 18 MV. Por lo que se observa que cumple con los requerimientos establecidos en los protocolos de internacionales tales como el ICRU.
- Profundidades comprendidas entre 30 cm y 40 cm: La diferencia porcentual promedio para la técnica de tratamiento de radioterapia conformada 3D es de 1,79% para la energía de 6 MV y de 1,67% para la energía de 18 MV. Por otro lado, para la técnica de IMRT la diferencia obtenida es de 1,85% para la energía de 6 MV y de 1,22% para 18 MV. Para este rango de profundidades, el SPT extrapola entre las condiciones de referencia para realizar el cálculo de la dosis, por lo que se observa que las diferencias porcentuales son mayores que las obtenidas para profundidades menores a 30 cm, pero se encuentran dentro de los rangos de valores considerados como aceptables.

- Profundidades mayores a 40 cm: La diferencia porcentual promedio para la técnica de radioterapia conformada 3D, es 4,72% para la energía de 6 MV y de 2,99% para 18 MV. Estos valores están dentro de los rangos de valores considerados como aceptables. Por otro lado, para IMRT es de 6,61% para la energía de 6 MV y de 3,76% para 18 MV. Al evaluar las diferencias porcentuales para estas profundidades, se obtienen diferencias que sobrepasan los valores de tolerancia aceptables cuando se utiliza una energía de 6MV.
- Los valores obtenidos para profundidades mayores a 40 cm muestran diferencias porcentuales altas para ambas técnicas, por lo que se recomienda a los servicios de radioterapia tomar en cuenta estas variaciones a la hora de realizar el cálculo de dosis con matrices de cálculo menores al volumen del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Van Dyk, «Quality assurance of radiation therapy planning systems: current status and remaining challenges,» *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys. Vol. 71,*, p. 23 – 27, 2008.
- [2] B. Fraass, K. Doppke, M. Hunt, G. Kutcher, G. Starkschall, R. Stern y J. Van Dyke, «American Association of Physicist in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning,» *Med. Phys.*, vol. 25, nº 10, 1998.
- [3] J. Cunningham, «Quality assurance in dosimetry and treatment planning,» *Int. J. Radiat. Oncol., Biol., Phys.10*, pp. 105-109, 1984.
- [4] T. Knöös, E. Wieslander, L. Cozzi, C. Brink, A. Fogliata, D. Albers, H. Nyström y S. Lassen, «Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations,» *Phys. Med. Biol. 51*, pp. 57-85, 2006.
- [5] M. S. Gossman y M. I. Bank, «Dose-Volumen histogram quality assurance for linac-based treatment planning systems,» *Journal of Medical Physics. 35 (4)*, pp. 197-201, 2010.
- [6] A. Serna, V. Puchades y F. Mata, «Aceptación para uso clínico de un sistema de planificación de tratamientos con técnicas de IMRT y VMAT,» *Revista Física Médica, Vol. 12, No. 3*, pp. 187 - 196, 2011.
- [7] A. Parra, «Limitación en la determinación de la dosis e incertidumbre en sistemas de planificación de tratamiento para radioterapia a profundidades

superiores a 40 cm,» *Tesis de Maestría, Universidad Central de Venezuela. Caracas, Venezuela, 2016.*

- [8] International Atomic Energy Agency (IAEA), Radiation Oncology Physics: A handbook for teachers and students, 2005.
- [9] ICRU, «Prescribing, recording, and reporting photon beam intensity modulated radiation therapy (IMRT),» *International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 83.*, 2010.
- [10] A. J. Mundt, Intensity modulated radiation therapy: A clinical perspective, BC Decker, 2005.
- [11] Z. Chen, R. Nath y J. Romero, «Radioterapia de intensidad modulada. Principios físicos,» de *Radioterapia Oncológica (Enfoque Multidisciplinario)*, Caracas, Disinlimed, 2009, pp. 271 - 307.
- [12] C. Burman, C. Chui, G. Kutcher y S. Leibel, «Planning, delivery and quality assurance of intensity modulated radiotherapy using dynamic multileaf collimator: a strategy for large scale implementation for the treatment of carcinoma of prostate,» *Vol. 39*, 1997.
- [13] K. Otto, «Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc,» *Medical Physics, Vol. 35, No. 1. British Columbia, Canada*, 2008.
- [14] W. Ulmer y D. Harder, «A triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning,» *Z. Med. Phys.*, pp. 25-30, 1995.
- [15] W. Ulmer y D. Harder, «Application of a triple Gaussian pencil beam model for photon beam treatment planning,» *Z. Med. Phys. 6*, pp. 68-74, 1996.

- [16] W. Ulmer y W. Kaissl, «The inverse problem of a Gaussian convolution and its application to the finite size of the measurement chambers/detectors in photon and proton dosimetry,» *Phys. Med. Biol.* 48, pp. 707-727, 2003.
- [17] W. Ulmer, J. Pyyry y W. Kaissl, «A 3D photon superposition/convolution algorithm and its foundation on results of Monte Carlo calculations,» *Phys. Med. Biol.* 50, pp. 1767-1790, 2005.
- [18] J. Sievinen, W. Ulmer y W. Kaissl, «AAA photon dose calculation model in Eclipse,» *VARIAN Medical Systems*, 2013.
- [19] Varian, «Eclipse photon and electron algorithms reference guide,» 2015.
- [20] Varian, «Eclipse Algorithms Reference Guide,» *VARIAN Medical System*, 2010.
- [21] A. V. Esch, L. Tillikainen y J. Pyykkonen, «Testing of the analytical anisotropic algorithm for photon dose calculation,» *Med. Phys.* 33, pp. 4130 - 4148, 2006.
- [22] P. A. Mayorga S., Optimización de la radioterapia externa del retinoblastoma por medio de simulación Monte Carlo con el código PENELOPE, Tesis de Doctorado, Universidad de Granada.: España, 2015.
- [23] C. Martin G., «Pencil Beam Dose Calculation Algorithm,» *Illawarra Cancer Care Centre*, 2010.
- [24] Varian, Clinac IX Accelerator. Specifications, *VARIAN Medical Systems*, 2014.
- [25] PTW, Radiation Medicine QA. Solutions, Freiburg, Alemania, 2017.
- [26] PTW, Ionizing Radiation Detectors. Including codes of practice, Freiburg, Alemania, 2017.

- [27] OIEA, «Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua,» *TRS - 398*, 2005.
- [28] G. Murcia y J. Vásquez, Caracterización de un nuevo material para uso como tejido sustituto en radioterapia, Colombia, 2002.
- [29] G. e. a. Ezzel, «IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119,» *Medical Physics*, Vol. 36, No. 11, pp. 5359 - 5373, 2009.
- [30] ICRU, «Use of computers in external beam radiotherapy procedures with high-energy photons and electrons,» *International Commission on Radiation Units and Measurements, Report 42*, 1987.