



Universidad de San Carlos de Guatemala  
Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas  
Departamento de Física

**CONTROL DE CALIDAD ANUAL PARA  
RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA  
UTILIZANDO EL END TO END TEST**

**Carlos Javier Esquivel Pac**

Asesorado por M.Sc. Erick Estuardo Hernández García

Guatemala, Julio de 2019

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS

**CONTROL DE CALIDAD ANUAL PARA  
RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA  
UTILIZANDO EL END TO END TEST**

TRABAJO DE GRADUACIÓN  
PRESENTADO A LA JEFATURA DEL  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA  
POR

**CARLOS JAVIER ESQUIVEL PAC**  
ASESORADO POR M.SC. ERICK ESTUARDO HERNÁNDEZ GARCÍA

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE  
**LICENCIADO EN FÍSICA APLICADA**

GUATEMALA, JULIO DE 2019

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS



**CONSEJO DIRECTIVO**

DIRECTOR M.Sc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera  
SECRETARIO ACADÉMICO M.Sc. Edgar Anibal Cifuentes Anléu

**TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN GENERAL PRIVADO**

EXAMINADOR Ph.D. Juan Adolfo Ponciano Castellanos  
EXAMINADOR M.Sc. Juan Diego Chi-Wen Chang Santizo  
EXAMINADOR M.Sc. Ricardo Enrique Contreras Folgar



UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA  
ESCUELA DE CIENCIAS FÍSICAS Y MATEMÁTICAS



Ref. D.DTG. 006-2019  
Guatemala 12 de julio de 2019

El Director de la Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas de la Universidad de San Carlos de Guatemala, luego de conocer la aprobación por parte del Coordinador de la Licenciatura en Física Aplicada, al trabajo de graduación Titulado: **CONTROL DE CALIDAD ANUAL PARA RADIOTERAPIA DE INTENSIDAD MODULADA UTILIZANDO EL END TO END TEST** presentado por el estudiante universitario **Carlos Javier Esquivel Pac**, autoriza la impresión del mismo.

IMPRIMASE.

MSc. Jorge Marcelo Ixquiac Cabrera  
Director  
Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas



## AGRADECIMIENTOS

*“No solo no hubiéramos sido nada sin ustedes, sino con toda la gente que estuvo a nuestro alrededor desde el comienzo; algunos siguen hasta hoy.*

*¡Gracias totales!”- Gustavo Cerati*

A mis papas, Carlos y Mercedes por siempre apoyarme en cada locura, cada sueño, cada ilusión, cada momento que hemos vivido y que estamos por vivir. A mi hermano Emilio y a Baileys, por cada ocurrencia que han tenido.

A mi madrina Shen y a mi abuela Emy, gracias por siempre haber estado para mí.

A mi amigo y padrino, Ricardo Contreras, ya que sin su charla posiblemente sería cirujano cardiovascular.

A todos mis amigos, los que siempre han estado y los que ya no están. Por todos los momentos, tanto buenos como malos, que vivimos durante estos años. Recuerdos que durarán para toda la vida. A mis amigos de Escala por compartir no solo su conocimiento en modelos de plástico, sino por todos los momentos de risas y alegrías que hemos vivido, porque al final del día sin nosotros no hay asociación.

A mis profesores por haberme transmitido sus conocimientos sin egoísmo alguno, como decía uno de ellos: “El conocimiento es libre y es de todos”. Y en especial a aquellos que ven a la educación como el futuro del país y que día a día luchan por una mejor Guatemala. A mi asesor, Erick Hernández, por tomarse el tiempo de revisar y corregir este trabajo.

A la Clínica de Radioterapia La Asunción por abrirme las puertas de su institución para realizar este trabajo.

## DEDICATORIA

A todos aquellos que siempre vieron una luz en mí, incluso cuando ni yo mismo la pude alcanzar a ver. A todos los que están y a los que se fueron, sin ustedes jamás habría llegado a donde estoy y ser quien soy.

*Hey X,*

*If you find this message, don't feel bad about this.*

*Part of the journey is the end.*

# ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	IX
OBJETIVOS	XI
INTRODUCCIÓN	XIII
<b>1. Conceptos Generales</b>	<b>1</b>
1.1. Introducción a Radioterapia . . . . .	1
1.1.1. Proceso previo a la planificación de radioterapia . . . . .	1
1.2. Volúmenes Blancos y Órganos de Riesgo . . . . .	2
1.2.1. Volúmenes Blanco . . . . .	2
1.2.2. Órganos de Riesgo . . . . .	3
1.3. Entrega de Radiación por Haz Externo . . . . .	3
1.3.1. Sistema de Planificación de Tratamiento . . . . .	4
1.4. Fantoma para Radioterapia . . . . .	5
1.4.1. IBA Im'RT . . . . .	5
1.5. Radioterapia de Intensidad Modulada . . . . .	6
1.5.1. Intensidad Modulada . . . . .	6
1.5.2. Conformación de la Dosis . . . . .	7
1.5.3. Necesidad Médica de IMRT . . . . .	7
<b>2. Protocolo de un tratamiento IMRT en la clínica de Radioterapia</b>	
<b>La Asunción</b>	<b>9</b>
2.1. Consulta Médica . . . . .	9
2.2. Elaboración de sistemas de inmovilización . . . . .	10
2.2.1. Fabricación de Máscara Termoplástica . . . . .	10
2.2.2. Combifix . . . . .	11
2.2.3. Colchoneta de Vacío . . . . .	12

2.3.	Adquisición de Imágenes . . . . .	12
2.3.1.	Tomografía Computarizada . . . . .	12
2.3.2.	Resonancia Magnética Nuclear . . . . .	13
2.3.3.	PET . . . . .	14
2.4.	Contorneo de Volúmenes Tratados y Órganos de Riesgo . . . . .	15
2.5.	Planificación en el Sistema de Planificación de Tratamiento y Aprobación del Tratamiento . . . . .	15
2.5.1.	Carga de la Imagen . . . . .	16
2.5.2.	Procedimiento para IMRT . . . . .	18
2.5.3.	Generación del Plan de tratamiento . . . . .	21
2.5.4.	Planificación del Tratamiento . . . . .	24
2.5.5.	Evaluación del histograma Dosis-Volumen . . . . .	28
2.5.6.	Administración del Tratamiento . . . . .	28
<b>3.</b>	<b>End to End Test para Radioterapia de Intensidad Modulada</b>	<b>31</b>
3.1.	Control de Calidad End to End Test . . . . .	31
3.1.1.	Justificación del End to End . . . . .	31
3.1.2.	Diseño del E2E . . . . .	32
3.2.	Control de Calidad para Radioterapia . . . . .	33
3.3.	Estructuración del End to End Test para IMRT . . . . .	34
3.3.1.	Adquisición de Imágenes . . . . .	34
3.3.2.	Carga de imágenes al sistema . . . . .	35
3.3.3.	Contorneo . . . . .	36
3.3.3.1.	Estructura C1 . . . . .	36
3.3.3.2.	Estructura C2 . . . . .	36
3.3.3.3.	Estructura H1 . . . . .	37
3.3.4.	Planificación . . . . .	37
3.3.4.1.	Caso C1-3D . . . . .	38
3.3.4.2.	Caso C1-IMRT . . . . .	39
3.3.4.3.	Caso C2-3D . . . . .	39
3.3.4.4.	Caso C2-IMRT . . . . .	40
3.3.4.5.	Caso H1-3D . . . . .	41
3.3.4.6.	Caso H1-IMRT . . . . .	42
3.3.5.	Generación de Fluencias . . . . .	43
3.3.5.1.	Fluencia de fotones y razón de la fluencia de fotones . . . . .	43
3.3.5.2.	Fluencia de energía y razón de la fluencia de energía . . . . .	43

3.3.5.3. Cálculo de Dosis de Fotones . . . . .	44
3.3.6. Perfiles de campo abierto . . . . .	45
3.3.6.1. Factor Gamma . . . . .	46
3.3.7. Irradiación del fantoma . . . . .	49
<b>4. Resultados</b>	<b>53</b>
4.1. Análisis de casos IMRT . . . . .	53
4.1.1. H1-IMRT . . . . .	53
4.1.2. C1-IMRT . . . . .	55
4.1.3. C2-IMRT . . . . .	56
4.2. Análisis de casos 3DCRT . . . . .	58
4.2.1. H1-3D . . . . .	58
4.2.2. C1-3D . . . . .	58
4.2.3. C2-3D . . . . .	59
<b>CONCLUSIONES</b>	<b>61</b>
<b>RECOMENDACIONES</b>	<b>63</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	<b>65</b>
<b>A. Cámara de Ionización</b>	<b>67</b>
A.1. Proceso de Ionización en gases . . . . .	67
A.2. Movimiento de la carga y recolección . . . . .	68
A.2.1. Movimiento de la carga . . . . .	68
A.2.2. Corriente de Ionización . . . . .	68
A.3. Cámara Pinpoint . . . . .	69
<b>B. Rayos X</b>	<b>71</b>
B.1. Producción de Rayos X . . . . .	71
B.1.1. Rayos X de Frenado . . . . .	71
B.1.2. Rayos X Característicos . . . . .	72
B.2. Tubo de Rayos X . . . . .	73
<b>C. Medición de Fluencias y Dosis</b>	<b>75</b>
C.1. Fluencias C1-IMRT . . . . .	75
C.2. Fluencias C2-IMRT . . . . .	77
C.3. Fluencias H1-IMRT . . . . .	79

C.4. Dosis . . . . . 82

## ÍNDICE DE FIGURAS

1.1. Diagrama esquemático del volumen a tratar y del órgano de riesgo localizado en el paciente. . . . .	2
1.2. Estructura interna de un LINAC . . . . .	4
1.3. Fantomas utilizados en radioterapia. . . . .	5
1.4. Principio de IMRT utilizando un MLC . . . . .	6
1.5. Planificación para una próstata. . . . .	7
1.6. Comparación de Histograma de dosis. . . . .	8
2.1. Proceso de fabricación de máscara termoplástica . . . . .	11
2.2. Sistema de inmovilización Combifix. . . . .	11
2.3. Sistema de inmovilización Colchoneta de Vacío. . . . .	12
2.4. Tomografía computarizada coronal y axial preoperatoria de senos paranasales. . . . .	13
2.5. Comparación de PET Scan para entre cerebro sano y cerebro afectado	15
2.6. Ilustración del paso 2. . . . .	16
2.7. Ilustración del paso 4. . . . .	17
2.8. Ilustración del paso 3. . . . .	18
2.9. Ilustración del paso 4. . . . .	19
2.10. Ilustración del paso 7. . . . .	20
2.11. Órgano de Riesgo y PVT . . . . .	20
2.12. Planificación del haz externo. . . . .	21
2.13. Forma alterna de la planificación del haz externo. . . . .	21
2.14. Generación de nuevo plan del tratamiento. . . . .	22
2.15. Solicitud de datos para el PVT. . . . .	23
2.16. Seleccionar posicionamiento del paciente. . . . .	23
2.17. Agregar el DRR a los campos ISO. . . . .	25
2.18. Pantalla de simulación del tratamiento. . . . .	25
2.19. Pantalla previa a la simulación del tratamiento. . . . .	26

2.20. Ejemplo de Histograma Dosis-Volumen para la optimización de un corazón. . . . .	27
2.21. Visualización de curvas de isodosis. . . . .	27
2.22. Histograma Dosis-Volumen obtenido en la simulación del tratamiento. . . . .	28
2.23. Paciente con máscara termoplástica previo a tratamiento. . . . .	29
3.1. Diagrama de flujo del E2E. . . . .	32
3.2. Adquisición de tomografía del fantoma. . . . .	35
3.3. Vistas de la tomografía del fantoma. . . . .	35
3.4. Volumen sensible en C1. . . . .	36
3.5. Volumen sensible en C2. . . . .	37
3.6. Volumen sensible en H1. . . . .	37
3.7. Plan C1-3D. . . . .	38
3.8. Plan C1-IMRT . . . . .	39
3.9. Plan C2-3D . . . . .	40
3.10. Plan C2-IMRT . . . . .	41
3.11. Plan H1-3D . . . . .	42
3.12. Campos para el plan H1-IMRT . . . . .	43
3.13. Perfiles para dos tamaños de campo y para un haz de rayos X de 10MV a varias profundidades en agua. . . . .	45
3.14. Representación geométrica del criterio de evaluación de distribución de dosis para diferencia de dosis y DTA. (a) Representación 2D. (b) Representación 1D. . . . .	47
3.15. Representación geométrica del criterio de evaluación de distribución de dosis utilizando la combinación elipsoidal de diferencia de dosis y DTA. (a) Representación 2D. (b) Representación 1D. . . . .	48
3.16. Proceso de irradiación del fantoma. . . . .	50
4.1. Fluencia del campo G50-1 del plan H1-IMRT. . . . .	54
4.2. Fluencia medida por el Portal Device para el campo G50-1. . . . .	55
4.3. Fluencia del campo G200 del plan C1-IMRT. . . . .	56
4.4. Fluencia medida por el Portal Device para el campo G200. . . . .	56
4.5. Fluencia del campo G150 del plan C2-IMRT. . . . .	57
4.6. Fluencia medida por el Portal Device para el campo G150. . . . .	58
A.1. Componentes básicos de una cámara de ionización. . . . .	69
A.2. Ficha técnica de la cámara de ionización pinpoint. . . . .	70

B.1. Producción de un rayo X por frenado . . . . .	72
B.2. Producción de un rayo X característico . . . . .	72
B.3. Esquema de un tubo de rayos X . . . . .	73
C.1. Plan C1: Campo G0. . . . .	75
C.2. Plan C1: Medición de fluencia campo G0. . . . .	75
C.3. Plan C1: Campo G50. . . . .	75
C.4. Plan C1: Medición de fluencia campo G50. . . . .	75
C.5. Plan C1: Campo G100. . . . .	76
C.6. Plan C1: Medición de fluencia campo G100. . . . .	76
C.7. Plan C1: Campo G150. . . . .	76
C.8. Plan C1: Medición de fluencia campo G150. . . . .	76
C.9. Plan C1: Campo G200. . . . .	76
C.10. Plan C1: Medición de fluencia campo G200. . . . .	76
C.11. Plan C1: Campo G250. . . . .	76
C.12. Plan C1: Medición de fluencia campo G250. . . . .	76
C.13. Plan C1: Campo G300. . . . .	77
C.14. Plan C1: Medición de fluencia campo G300. . . . .	77
C.15. Plan C2: Campo G0. . . . .	77
C.16. Plan C2: Medición de fluencia campo G0. . . . .	77
C.17. Plan C2: Campo G50. . . . .	77
C.18. Plan C2: Medición de fluencia campo G50. . . . .	77
C.19. Plan C2: Campo G100. . . . .	78
C.20. Plan C2: Medición de fluencia campo G100. . . . .	78
C.21. Plan C2: Campo G150. . . . .	78
C.22. Plan C2: Medición de fluencia campo G150. . . . .	78
C.23. Plan C2: Campo G200. . . . .	78
C.24. Plan C2: Medición de fluencia campo G200. . . . .	78
C.25. Plan C2: Campo G250. . . . .	78
C.26. Plan C2: Medición de fluencia campo G250. . . . .	78
C.27. Plan C2: Campo G300. . . . .	79
C.28. Plan C2: Medición de fluencia campo G300. . . . .	79
C.29. Plan H1: Campo G0. . . . .	79
C.30. Plan H1: Medición de fluencia campo G0. . . . .	79
C.31. Plan H1: Campo G50-1. . . . .	79
C.32. Plan H1: Medición de fluencia campo G50-1. . . . .	79

C.33.Plan H1: Campo G50-2. . . . .	80
C.34.Plan H1: Medición de fluencia campo G50-2. . . . .	80
C.35.Plan H1: Campo G100-1. . . . .	80
C.36.Plan H1: Medición de fluencia campo G100-1. . . . .	80
C.37.Plan H1: Campo G100-2. . . . .	80
C.38.Plan H1: Medición de fluencia campo G100-2. . . . .	80
C.39.Plan H1: Campo G150-1. . . . .	80
C.40.Plan H1: Medición de fluencia campo G150-1. . . . .	80
C.41.Plan H1: Campo G150-2 . . . . .	81
C.42.Plan H1: Medición de fluencia campo G150-2 . . . . .	81
C.43.Plan H1: Campo G200-1 . . . . .	81
C.44.Plan H1: Medición de fluencia campo G200-1 . . . . .	81
C.45.Plan H1: Campo G200-2 . . . . .	81
C.46.Plan H1: Medición de fluencia campo G200-2 . . . . .	81
C.47.Plan H1: Campo G250-1. . . . .	81
C.48.Plan H1: Medición de fluencia campo G250-1. . . . .	81
C.49.Plan H1: Campo G250-2. . . . .	82
C.50.Plan H1: Medición de fluencia campo G250-2. . . . .	82
C.51.Plan H1: Campo G300-1. . . . .	82
C.52.Plan H1: Medición de fluencia campo G300-1 . . . . .	82
C.53.Plan H1: Campo G300-2. . . . .	82
C.54.Plan H1: Medición de fluencia campo G300-2 . . . . .	82

# ÍNDICE DE TABLAS

3.1. Campos utilizados para el plan C1-3D. . . . .	38
3.2. Campos para el plan C1-IMRT. . . . .	39
3.3. Campos utilizados para el plan C2-3D. . . . .	40
3.4. Campos para el plan C2-IMRT. . . . .	40
3.5. Campos utilizados para el plan H1-3D. . . . .	41
3.6. Campos para el plan H1-IMRT. . . . .	42
A.1. Valores de energía por par de iones para distintos gases. . . . .	67



# OBJETIVOS

## General

Realizar el control de calidad de radioterapia de intensidad modulada usando el *end to end test*.

## Específicos

1. Determinar la dosis absorbida por un PTV diseñado en un fantoma.
2. Generar estructuras que simulen ser masas tumorales y órganos de riesgo y evaluar el histograma dosis-volumen.
3. Evaluar la fiabilidad del *end to end test*.
4. Comparar las fluencias generadas por el sistema de planificación con las medidas en el acelerador.



# INTRODUCCIÓN

La física posee diversas áreas de aplicación. Cabe resaltar que una de las aplicaciones de la física que mas abarca campo en Guatemala es la física médica. Este campo de aplicación incluye diversas sub-áreas como lo son: control de calidad de equipos emisores de radiación, evaluación y asesoría de aplicación de radio-diagnóstico de pacientes, radioterapia y medicina nuclear.

Cuando se habla de control de calidad de equipos emisores de radiación se debe hacer la salvedad que dichos controles están diseñados para medir la confiabilidad del equipo y así reducir los riesgos de que un accidente pueda llegar a ocurrir.

El hecho que cada uno de los componentes funcione de manera adecuada no implica que el proceso completo funcione. El *end to end test* para radioterapia de intensidad modulada garantiza que en el proceso en el cual un paciente se somete a un tratamiento de terapia funciona correctamente desde el inicio, que consiste en la adquisición de imágenes tomográficas para planificación , hasta la irradiación como tal.



# 1. Conceptos Generales

## 1.1. Introducción a Radioterapia

La radioterapia, también conocida como terapia con radiación, es una de las tres principales modalidades usadas en el tratamiento de cáncer siendo las otras dos técnicas cirugía y quimioterapia. En contraste con otras especialidades médicas que se basan principalmente en el conocimiento clínico y la experiencia de los especialistas médicos. La radioterapia, depende en gran parte de moderna tecnología y el trabajo en equipo de profesionales como el radiooncólogo, físico médico y dosimetrista.

Es necesario definir ciertos conceptos básicos para comprender como es el proceso de un tratamiento de radiación.[18]

### 1.1.1. Proceso previo a la planificación de radioterapia

El proceso radioterapia consiste en múltiples etapas. La primera, es el diagnóstico del paciente y en la selección de una estrategia para el tratamiento. Se continúa con el posicionamiento y fijación del paciente para la adquisición de imágenes. Para esto se utilizan los sistemas de inmovilización, dentro de los cuales se pueden mencionar la máscara termoplástica, colchonetas de vacío, combifix, entre otros. El mecanismo utilizado es en base a las necesidades del paciente.[9].

Lo siguiente es la recolección de imágenes médicas. La adquisición de la tomografía y la resonancia magnética nuclear, es un proceso fundamental la planificación de la radioterapia. Las imágenes tomográficas deben de ser adquiridas con el paciente en la posición de tratamiento, incluidas todas las posiciones y los dispositivos de fijación. Posteriormente estas imágenes son registradas y utilizadas para como una base para la delimitación de los blancos y de los órganos de riesgo y la posterior administración del tratamiento.

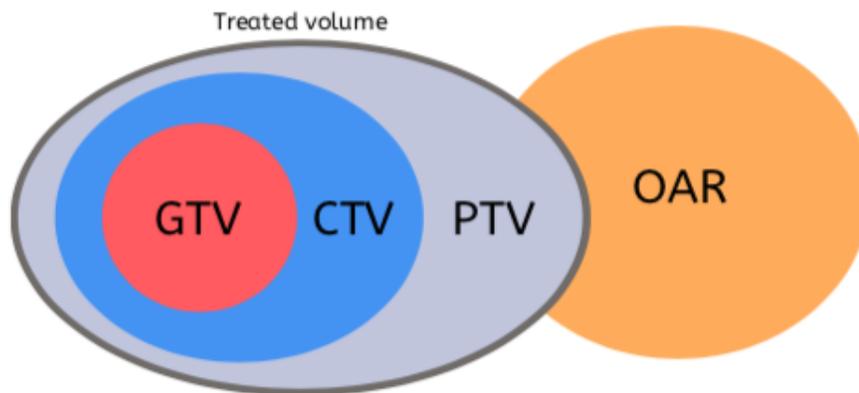
## 1.2. Volúmenes Blancos y Órganos de Riesgo

### 1.2.1. Volúmenes Blanco

Se identifican tres volúmenes blancos principales que son tomados en consideración al momento de realizar la planificación de la radioterapia. Estos son:

- Volumen Grueso del Tumor - GVT
- Volumen Blanco Clínico - CVT
- Volumen Blanco Primario - PVT

El concepto de estos volúmenes puede apreciarse en la figura 1.1.



**Figura 1.1.** Diagrama esquemático del volumen a tratar y del órgano de riesgo localizado en el paciente. El volumen tratado incluye el GTV, el CTV y el PVT. Fuente: [17]

El GTV representa el la masa tumoral observada previamente en exámenes clínicos. El GTV siempre delinea el tejido cuya masa es la mas densa de las células tumorales[2]. La forma del tumor, el tamaño y la ubicación podrían variar ligeramente dependiendo del método de imagen utilizado. Dependiendo de la ubicación el GTV puede ser removido completamente por medio de una cirugía.

El CTV cubre, además de GTV, el área de la enfermedad microscópica subclínica o la región de los ganglios linfáticos que se encuentran junto con la parte primaria del tumor que se eliminará. Debido a que las áreas afectadas no son detectables por métodos de imágenes, el CTV usualmente es definido por el médico en base a un examen histológico. Además, la selección del margen añadido al GTV es influenciado por propiedades biológicas del tumor. Sin embargo, cambios en la forma y tamaño de los órganos internos, movimientos del paciente y otras incertidumbres inherentes

en la preparación de la radioterapia deben de ser tomadas en cuenta para asegurar una irradiación total del CTV [1]. Consecuentemente es necesario añadir un margen adicional.

El PVT es utilizado para abordar las prescripciones de dosis y la orientación de haz en el sistema de planificación de tratamiento (TPS) para asegurar un suministro de la dosis prescrita a todo el CTV. El volumen tratado, también mostrado en la figura 1.1, representa la fracción del tejido que está prevista a recibir una dosis específica y está encerrada por una superficie particular de isodosis. Este puede ser típicamente el volumen cubierto por el 95 % de la superficie de isodosis. El objetivo de las técnicas modernas de radioterapia en conexión con planificación de tratamientos 3D es optimizar el plan de radioterapia en una manera que el volumen tratado cubra eficientemente el PVT con un exceso de tejido tan bajo como sea posible. Esto asegura una cobertura precisa del PVT y exponiendo los órganos de riesgo a un mínimo de dosis de radiación.

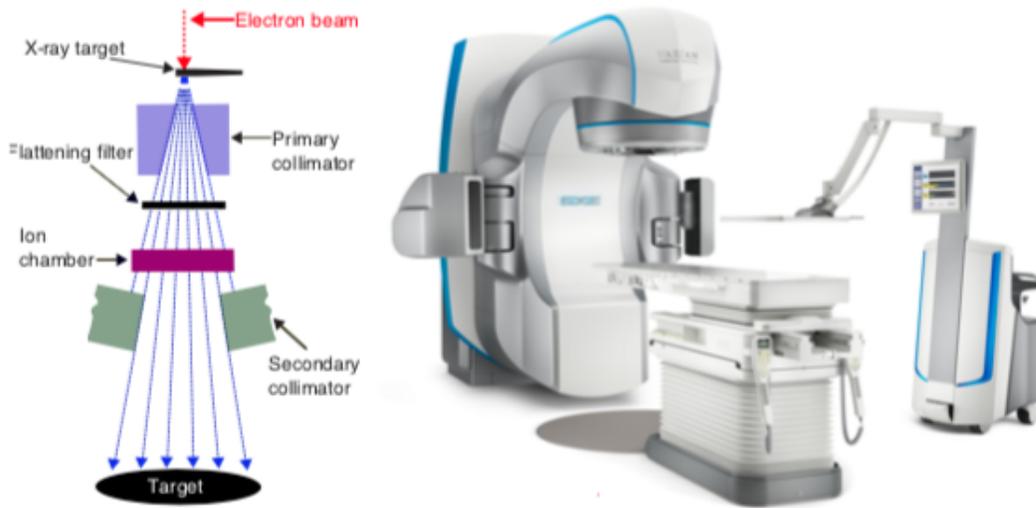
### 1.2.2. Órganos de Riesgo

Los órganos de riesgo (OAR) son tejidos normales localizados en la proximidad o directamente contiguo al PVT. Estos cuerpos no contienen células malignas y, consecuentemente, no son considerados como blancos en el tratamiento. Sin embargo, dichas estructuras pueden ser susceptibles a la radiación ionizante. El objetivo de la optimización del plan de radioterapia debería ser, por lo tanto, mitigar el riesgo sustancial al minimizar la irradiación de los OAR. Las estructuras a tomarse en cuenta para la planificación de la radioterapia varían considerablemente de acuerdo con el sitio anatómico tratado, la localización, tamaño y forma del PVT. El contorno preciso de los órganos de riesgo es indispensable para el tratamiento IMRT.

## 1.3. Entrega de Radiación por Haz Externo

Los aceleradores lineales (LINAC) son máquinas frecuentemente utilizadas para la entrega del haz externo de radiación. El cabezal de tratamiento montado en un gantry rotatable es el componente principal de todo LINAC. Dicho cabezal está equipado con un blanco de rayos X, filtro de dispersión, filtro de aplanamiento, cámara de ionización y colimador secundario. Fotones en el rango de los mega-voltios (MV) son producidos por medio de una colisión de electrones acelerados con el blanco de rayos X. Este haz de fotones es formado primero por el colimador primario y luego

atravesado por el filtro aplanador causando que los rayos X tengan una intensidad uniforme a lo largo del haz. El rol de la cámara de ionización es verificar la simetría del campo, dosis integrada y la razón de dosis en unidades monitor (MU). El haz de radiación toma su forma final debido al colimador secundario justo después de atravesar la cámara de ionización. El colimador dinámico incorpora dos pares de mandíbulas y el colimador multi-laminas (MLC) que son un elemento fundamental en el tratamiento IMRT. En la figura 1.2 muestra el ejemplo de un LINAC y de como el haz de radiación sale del LINAC es es dado forma para su posterior entrega al blanco.



**Figura 1.2.** Estructura interna de un LINAC. Fuente: [17]

### 1.3.1. Sistema de Planificación de Tratamiento

Según Podgorsak [18] el sistema de planificación de tratamiento (TPS) es utilizado en radioterapia externa para generar formas y distribuciones de dosis con el firme propósito de maximizar el control del tumor y minimizar el riesgo en el tejido sano. La anatomía del paciente y los volúmenes blanco pueden ser representados como modelos en 3D. El proceso entero de la planificación involucra muchos procedimientos y el físico médico es responsable de la integridad del TPS para que de manera adecuada y con precisión generar distribuciones de dosis y cálculos externos asociados a la radioterapia de haz externo.

El sistema utilizado en la Clínica de Radioterapia La Asunción es el *Eclipse Treatment Planning System* desarrollado por *Varian Medical Systems*.

## 1.4. Fantoma para Radioterapia

Son equipos utilizados para simular las propiedades de absorción y dispersión de la radiación de un músculo, hueso o algún tejido en particular. Usualmente, se emplean fantomas de agua debido a la semejanza de sus propiedades de absorción y dispersión respecto de los músculos y otros tejidos blandos del cuerpo humano. [6]



(a) Blue Phantom 2 utilizado en radioterapia.



(b) Fantoma de Polimetilmetacrilato (PMMA)

**Figura 1.3.** Fantomas utilizados en radioterapia. Fuente:[6]

### 1.4.1. IBA Im'RT

El fantoma *IBA Dosimetry GmbH, Serie No. 7304* tipo: Im'RT es utilizado para poder alcanzar una situación lo mas parecido a la realidad. El fantoma Iba Im'RT está fabricado de RW3, un poliestireno equivalente a agua. Decir que el material es equivalente a agua se refiere a su comportamiento cuando está siendo irradiado por rayos X de alta energía. El fantoma también tiene en su interior estructuras huecas que simulan la diferente densidad de los órganos en el cuerpo.

Sin embargo, la densidad de electrones del material RW3 es distinta a la del agua. Por esta razón, para diagnósticos de rayos X este material no puede ser considerado como equivalente a agua.

Las partes del fantoma Im'RT son las siguientes:

- La cabeza y cuello del fantoma.
- Dos cuerpos laterales para dispersión
- El torso del fantoma.

Las dimensiones del fantoma son 33 cm × 36 cm × 18 cm.

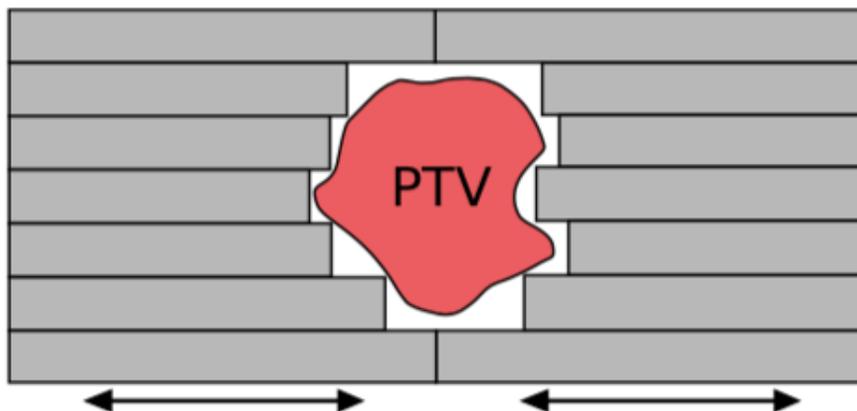
## 1.5. Radioterapia de Intensidad Modulada

En la técnica IMRT se utiliza un haz de radiación con una intensidad no uniforme y por medio de un sistema de computacional se optimiza a manera de alcanzar una mejor distribución de la dosis.[4]

Debido a esta nueva habilidad en manipular la intensidad de los rayos individuales de cada haz, la técnica IMRT permite un mayor control de la distribución de dosis que, cuando es combinado con diversas técnicas de imágenes guiadas para delimitar el volumen blanco y administrar el tratamiento podría mejorar el control sobre el tumor y reducir los niveles de toxicidad en el tejido.[4]

### 1.5.1. Intensidad Modulada

Los LINAC modernos están equipados con un colimador multi-láminas dinámico controlado por computadora, que permite la modulación del campo de haz de radiación. Un parámetro fundamental del MLC es el numero de pares de láminas donde cada par está compuesto de dos laminas opuestas. El ancho de dicha ventana cambia a medida que se mueven los pares de láminas y los puntos individuales en el volumen del paciente se irradian durante diferentes períodos de tiempo. Estos puntos, por lo tanto, reciben dosis variables. Este es el principio fundamental de la radioterapia de intensidad modulada. Se puede apreciar el MLC en la figura 1.4.

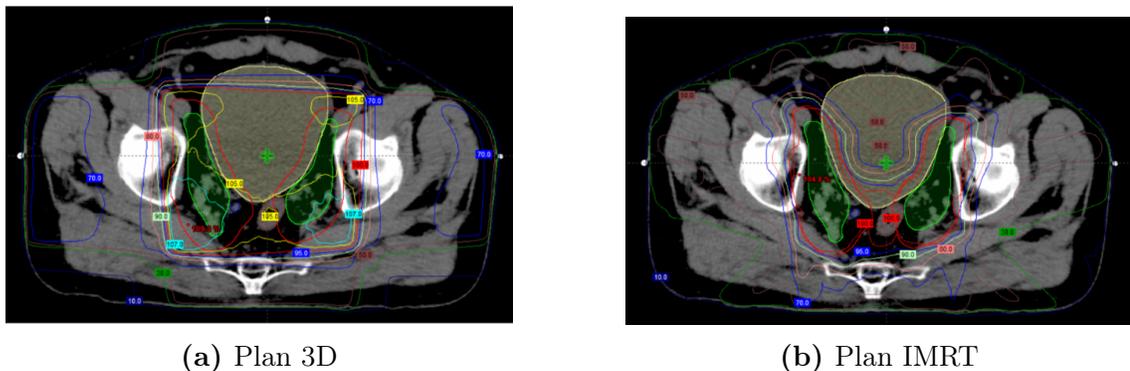


**Figura 1.4.** Principio de IMRT utilizando un MLC. Fuente: [17]

### 1.5.2. Conformación de la Dosis

La mayor ventaja de la técnica IMRT es la capacidad de producir una mayor conformación de distribución de dosis que aquellas que se alcanzarían con una técnica 3D utilizando un haz de radiación de intensidad uniforme. Particularmente, la técnica IMRT puede producir distribuciones de isodosis en forma cóncava que se adaptan con mayor facilidad a la forma del blanco y de las estructuras críticas tridimensionalmente.

En contraste las distribuciones de isodosis diseñadas para planificaciones 3D son convexas, lo cual podría ser no óptimo para el tratamiento de ciertas enfermedades. Ejemplos de distribuciones de isodosis de cáncer de próstata utilizando un plan 3D de cuatro campos (figura 1.5a) y un plan IMRT de siete campos (figura 1.5b). La comparación de estos planes que demuestra las distribuciones de dosis más conformes proporcionadas por el tratamiento IMRT. Tal como se observa en las figuras 1.6a y 1.6b.

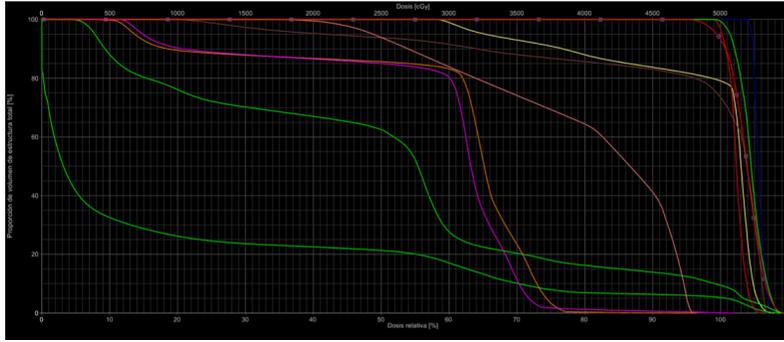


**Figura 1.5.** Planificación para una próstata. Fuente:[14]

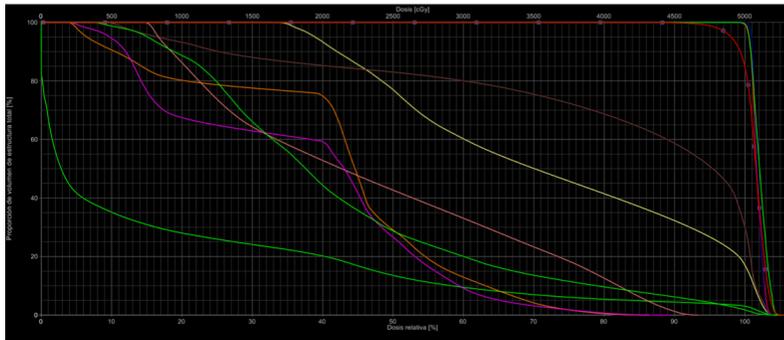
### 1.5.3. Necesidad Médica de IMRT

El Colegio Americano de Radiología, ACR por sus siglas en ingles, y la Sociedad Americana para Terapia Radiológica y Oncología, ASTRO por sus siglas en ingles, recomiendan la determinación de ciertos requerimientos médicos al elegir IMRT para el tratamiento. Se puede mencionar como ejemplos de estos requerimientos:

- El objetivo tiene una forma irregular y está cerca de las estructuras críticas.
- IMRT es una opción viable para cubrir el volumen con márgenes estrechos para proteger las estructuras adyacentes.



(a) Plan 3D



(b) Plan IMRT

Figura 1.6. Comparación de Histograma de dosis. Fuente:[14]

- Hay una sección previamente irradiada
- Se requiere una distribución de dosis conforme para objetivos de tratamiento cóncavos.

## 2. Protocolo de un tratamiento IMRT en la clínica de Radioterapia La Asunción

A continuación se presenta el protocolo que atraviesa un paciente que será sometido a un tratamiento IMRT en la clínica de Radioterapia La Asunción. Esta serie de procesos se inician con la consulta médica y concluyen con la administración del tratamiento.

### 2.1. Consulta Médica

En esta etapa del tratamiento, se define el tipo de tratamiento que mejor se adapta a las necesidades médicas del paciente y en base a las condiciones de la enfermedad. En esta fase el médico decide la dosis total que se entregará y la cantidad de fracciones en las que se distribuirá el tratamiento. Algunos de los factores a tomar en cuenta son:

- Estado de la enfermedad.
- Extensión de la enfermedad.
- Radio sensibilidad.
- Dosis a administrar.
- Estado general del paciente.
- Objetivo del tratamiento.

Es importante mencionar que el factor económico no debería de ser un factor de decisión para el tratamiento del paciente.

## 2.2. Elaboración de sistemas de inmovilización

El sistema de inmovilización tienen como objetivo principal:

- Ayudar al paciente a permanecer inmóvil, durante el tratamiento que puede llegar a durar hasta 7 semanas.
- Cualquier marca que deba realizarse puede hacerse en la máscara y no en la piel del paciente.
- Garantizar que la posición del paciente sea la misma en cada sesión del tratamiento.

### 2.2.1. Fabricación de Máscara Termoplástica

Para la radioterapia en la cabeza o el cuello, es posible que se le coloque una máscara termoplástica. Esta es una máscara de malla que se amolda a la cabeza y torso del paciente y se fija a la camilla de tratamiento.

Para la fabricación de la máscara se deben de seguir el siguiente procedimiento, esto se debe realizar con cada paciente, ya que las condiciones de la enfermedad son distintas para todos.

1. El paciente se acuesta en la camilla y es colocado en la posición del tratamiento.
2. La máscara es sumergida en agua caliente durante un lapso de 3 a 5 minutos. Ver figura 2.1b
3. Se saca la máscara del agua y luego de remover el remanente de agua de la máscara, es puesta sobre la cara y moldeada a la forma del paciente. Ver figura 2.1c.
4. Se toma el molde para realizar la máscara específica para cada paciente. Ver figura 2.1a.
5. Una vez moldeada la máscara a la forma requerida, se espera un lapso de aproximadamente 2 minutos para enfriarla y posteriormente ser almacenada para tratamiento. Ver figura 2.1d.



(a) Máscara Termoplástica sin moldear



(b) Proceso de calentar la máscara



(c) Proceso de moldear la máscara para el paciente



(d) Máscara lista para tratamiento

**Figura 2.1.** Proceso de fabricación de máscara termoplástica. Fuente: [11]

### 2.2.2. Combifix

El Combifix es un sistema que proporciona una mejor posición para la región pélvica y otras extremidades inferiores. El sistema combina distintos tipos de cojines con bloques de elevación opcionales en una posición fija.



**Figura 2.2.** Sistema de inmovilización Combifix. Fuente: Clínica La Asunción

### 2.2.3. Colchoneta de Vacío

Son mecanismos que están diseñados a medida para la comodidad del paciente y la precisión de posicionamiento, y se vuelven rígidos cuando se aplica el vacío. Se pueden limpiar y reutilizar fácilmente después de cada tratamiento.



**Figura 2.3.** Sistema de inmovilización Colchoneta de Vacío. Fuente: Clínica La Asunción

## 2.3. Adquisición de Imágenes

Imágenes anatómicas de alta calidad son requeridas para delimitar adecuadamente el volumen blanco y las estructuras normales. Las modalidades modernas para obtener imágenes que posteriormente se utilizarán en la planificación incluyen tomografía computarizada (CT), resonancia magnética (MRI), ultrasonido (US), tomografía de emisión de fotón simple (SPECT) y tomografía de emisión de positrones (PET). A pesar que los procedimientos más utilizados son CT y MRI, otras técnicas presentan cierta ventaja para cierto tipo de tumores.

### 2.3.1. Tomografía Computarizada

Una tomografía es una imagen formada a partir de una matriz de coeficientes de atenuación. La matriz es usualmente de  $1024 \times 1024$  píxeles. Cada píxel es una

medida de los coeficientes de atenuación del tejido para el haz utilizado en el escáner de la CT. La calibración de estos equipos es realizada usando un fantoma que simula ser tejido humano. Una calibración correcta permite que la corrección de píxel por píxel para tejido no homogéneo al momento de administrar la distribución de dosis.



**Figura 2.4.** Tomografía computarizada coronal y axial preoperatoria de senos paranasales. Fuente: [5]

En la figura 2.4 se puede observar un ejemplo de una tomografía computarizada de los senos paranasales. [5]

### 2.3.2. Resonancia Magnética Nuclear

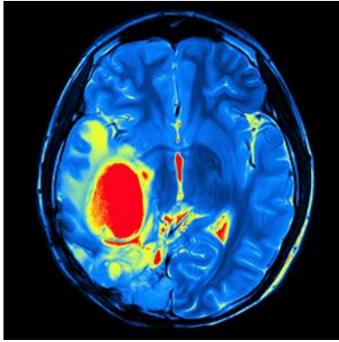
Cuando se está planificando el tratamiento del paciente, las imágenes por MRI son utilizadas en conjunto con las imágenes obtenidas por CT. En general, MRI es considerada superior a CT para la discriminación de tejido blando tales como tumores del sistema nervioso central y anormalidades en el cerebro. También la MRI es bastante acertada para observar cáncer de cuello, sarcomas, próstata y ganglios linfáticos. Pero por otra parte es insensible a la calcificación y a estructuras óseas, que se visualizan mejor con CT. A pesar que existen diferencias notables ambas técnicas, CT y MRI son comúnmente las más utilizadas en planificación de tratamiento.[9]

### 2.3.3. PET

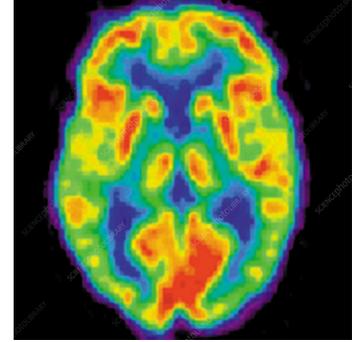
La tomografía por emisión de positrones es una técnica no invasiva de diagnóstico e investigación *in vivo* por imagen capaz de medir la actividad metabólica del cuerpo humano. Al igual que el resto de técnicas diagnósticas en medicina nuclear como el SPECT, la PET se basa en detectar y analizar la distribución tridimensional que adopta en el interior del cuerpo un radiofármaco de vida media ultra-corta administrado a través de una inyección intravenosa.

La imagen se obtiene cuando los rayos gamma que están siendo emitidos por el paciente son captados por el tomógrafo en el cual se está realizando el procedimiento. Los fotones emitidos, de unos 0.511 MeV, son producto de una aniquilación de pares entre los electrones presentes en el cuerpo del paciente y los positrones. Esta aniquilación da lugar fundamentalmente a la emisión de dos fotones. Para que estos fotones acaben por conformar la imagen deben detectarse al mismo tiempo; en una ventana de tiempo adecuada (nanosegundos), y además deben provenir de la misma dirección y sentidos opuestos, pero también su energía debe superar un umbral mínimo que certifique que no ha sufrido dispersiones energéticas de importancia en su trayecto hasta los detectores. Los detectores de un tomógrafo PET están dispuestos en anillo alrededor del paciente, y gracias a que detectan en coincidencia a los fotones generados en cada aniquilación conformarán la imagen. Para la obtención de la imagen estos fotones detectados son convertidos en señales eléctricas. Esta información posteriormente se somete a procesos de filtrado y reconstrucción, gracias a los cuales se obtiene la imagen.

Existen varios radiofármacos emisores de positrones de utilidad médica. El más importante de ellos es el  $^{18}\text{F}$ , que es capaz de unirse a la 2-O-trifluorometilsulfonilmanosa para obtener el trazador Fluorodesoxiglucosa. Gracias a lo cual, se tendrá la posibilidad de poder identificar, localizar y cuantificar, a través del valor de captación estandarizado, el consumo de glucosa. Esto resulta de vital importancia al diagnóstico médico, puesto que muestra qué áreas del cuerpo tienen un metabolismo glucídico elevado, que es una característica primordial de los tejidos neoplásicos. Como se puede apreciar en la figura 2.5, se presenta la comparación entre el PET scan de dos cerebros. La figura 2.5a es el examen practicado a un cerebro que tiene un masa tumoral la cual está evidentemente marcada por un color rojo en la imagen. El color rojo representa, como se explicó anteriormente, un alto consumo de glucosa. Por otra parte, la figura 2.5b representa un cerebro sano, los consumos de glucosa son normales y, como es de esperarse, no se aprecia hipercaptación alguna.



(a) Cerebro Afectado



(b) Cerebro Sano

**Figura 2.5.** Comparación de PET Scan para entre cerebro sano y cerebro afectado  
Fuente:[5]

## 2.4. Contorneo de Volúmenes Tratados y Órganos de Riesgo

Al igual que el tratamiento convencional 3D, el proceso de planificación comienza con la delimitación del GTV, luego el CTV y las estructuras críticas normales que a criterio del médico podrían estar en riesgo.

La importancia IMRT es la definición de los volúmenes blanco y órganos críticos. Para la optimización de la dosis, tanto los blancos y los órganos críticos, el médico, deberá de delimitarlos adecuadamente.

Después que el médico determine los CTV, un margen suplementario deberá de ser agregado para tomar en consideración incertidumbres relacionadas al movimiento de la masa tumoral de sesión en sesión de tratamiento. Esto determina los PVT. El tamaño de este margen depende del sitio del tratamiento en particular y la técnica específica que se estará utilizando. [4]

## 2.5. Planificación en el Sistema de Planificación de Tratamiento y Aprobación del Tratamiento

A continuación se presenta el procedimiento que se sigue en la clínica de radioterapia La Asunción. Este procedimiento se realiza en el TPS mencionado en la sección 1.3.1.

### 2.5.1. Carga de la Imagen

En esta etapa se carga la imagen en el TPS, bien puede ser la tomografía o la resonancia magnética. Este procedimiento se puede encontrar en el manual escrito por [3].

1. En la barra de acceso rápido seleccionar el botón *Quick Links* y elegir la opción **contorno**.
2. Dentro de **contorno**, ubicar **Archivo**, se despliega una ventana, elegir **Importar** y luego **Asistente**. La ventana debería de desplegar lo que se observa en la figura 2.6.

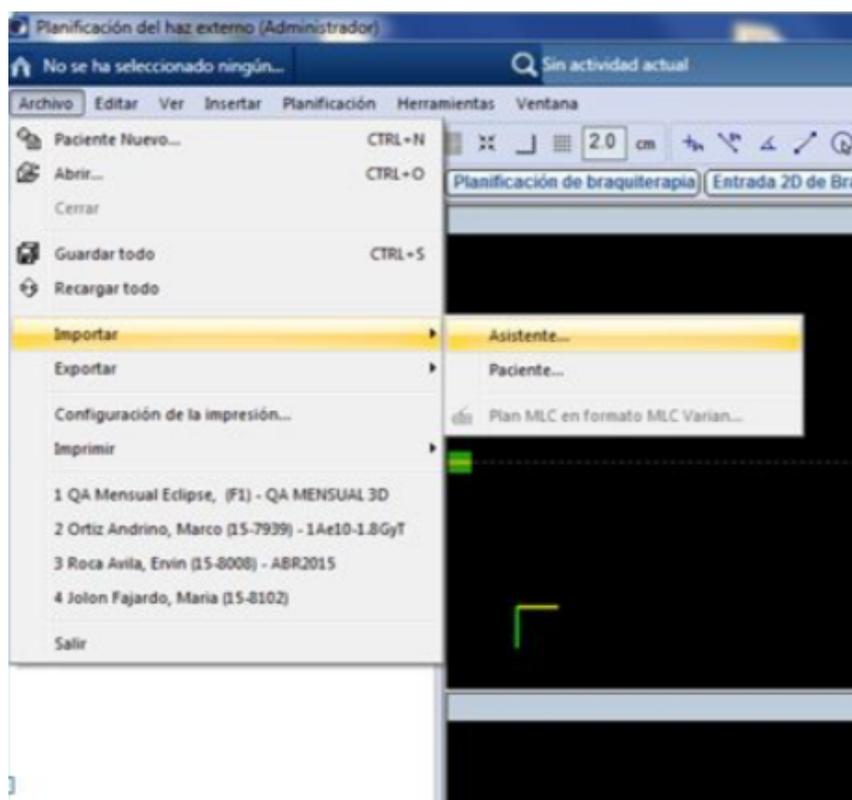
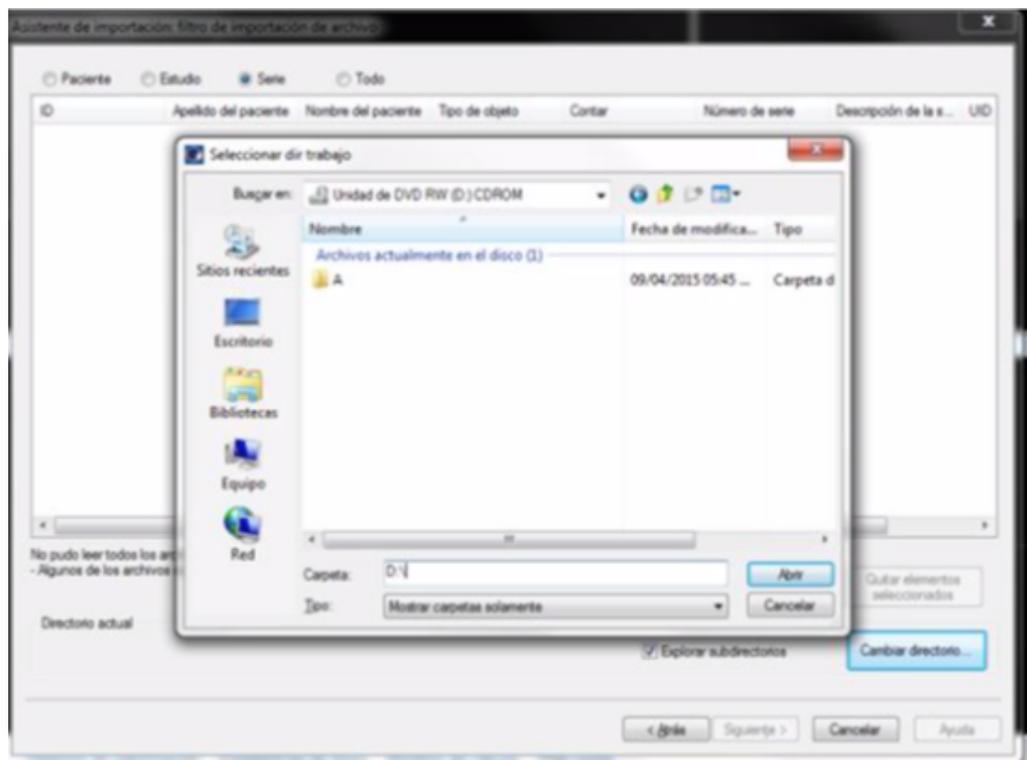


Figura 2.6. Ilustración del paso 2. Fuente: [3]

3. En esta ventana, elegir la opción **Import from CD**.
4. Marcar la opción **explorar subdirectorios** y seleccionar la opción **cambiar directorio**.

5. Se despliega la ventana que se muestra en la figura 2.7, ubicarse en la unidad de CD que contiene el archivo con las imágenes.



**Figura 2.7.** Ilustración del paso 2. Fuente: [3]

6. En el cuadro de asistente de importación, se debe de verificar el nombre del paciente, y seleccionar el mayor número de la columna **Contar**.
7. Si lo que se desea cargar es una resonancia magnética, se carga la imagen que el médico considere necesaria. En la columna **descripción de la serie** se puede leer el tipo de corte (axial, coronal o sagital) y si tiene o no un medio de contraste.
8. Verificar el nombre y numero de identificación del paciente. Posteriormente en la casilla ID se coloca el número de expediente.
9. Usar la vista transversal para ubicar con las marcas radiopacas, las marcas que se han utilizado como referencia al hacer la simulación, para ello es necesario ubicar las marcas en la imagen. Una vez ubicadas seleccionar la opción **puntos de referencia** y elegir **establecer origen del usuario**.

- Una vez cargada la imagen es necesario agregar la camilla virtual y verificar si coincide con la camilla real. Si no coincide es necesario utilizar la opción **Couchsurface** y hacer que coincida.
- Programar la cita en base a lo planificado por el médico y agregarla al calendario.

### 2.5.2. Procedimiento para IMRT

Ya cargada la tomografía se continúa con los siguientes procesos:

- El médico debe de contornear los órganos y demás estructuras.
- En la opción **quick links** escoger la pestaña de **contorno**. En este paso se crearán las estructuras auxiliares junto al PVT.
- En la pantalla se mostrarán un conjunto de estructuras, que por lo general tendrán el nombre del órgano que se contorneó. Escoger cualquier estructura y a partir de esta crear el PVT tal y como se muestra en la figura 2.8.

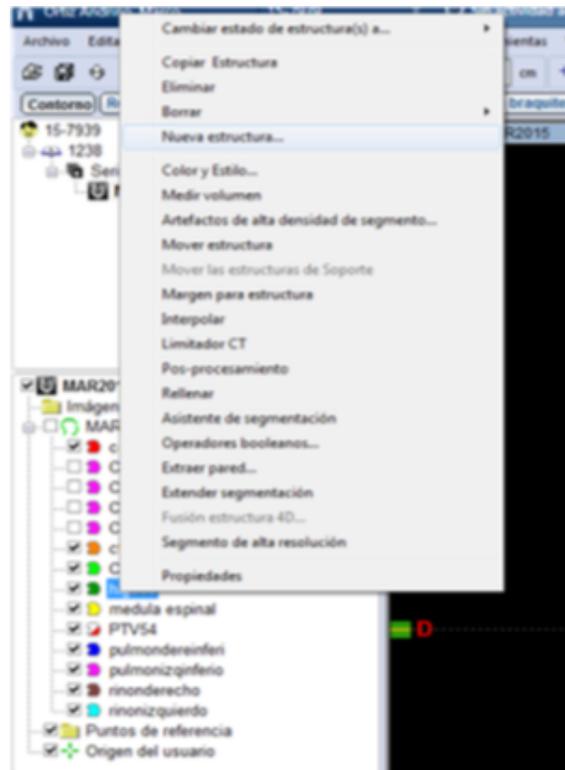
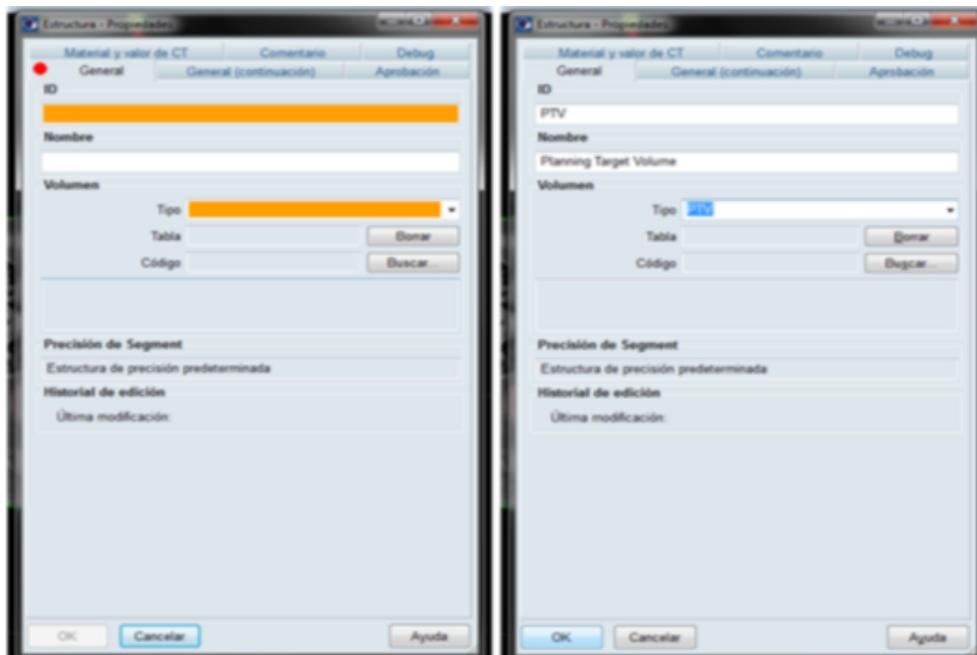


Figura 2.8. Ilustración del paso 3. Fuente: [3]

4. En la ventana emergente, los campos requeridos (reellenos de color naranja se deben de rellenar, elegir el tipo de PVT, en la sección ID se llena automáticamente. Ver figura 2.9.



**Figura 2.9.** Ilustración del paso 4. Fuente: [3]

5. En la estructura creada, escoger la opción **margen para estructura**. Los valores de los márgenes los indica el médico en la hoja de prescripción de dosis para 3DCRT-IMRT. Dicha hoja se encuentra en el expediente del paciente.
6. En la ventana emergente, seleccionar la opción **crear margen a partir de**, para esta opción elegir la estructura CTV que el médico ha creado previamente e ingresar la magnitud de los márgenes.
7. Al crearse el PVT verificar en la vista transversal que el PVT esté bien definido, de lo contrario no hay que retocarlo. Esto se logra utilizando la herramienta brocha. Ver figura 2.10.
8. Se crean las estructuras OAR, que son estructuras auxiliares de tipo control que sirven para no tomar en cuenta la parte de los órganos que se introducen en el PVT porque estos interfieren al hacer los cálculos. En la figura 2.11 se puede apreciar el hígado en color verde y en PVT en color café.
9. Mediante la manipulación en el TPS se debe de aislar la mayor cantidad de material posible del OAR que se encuentra dentro del PVT.

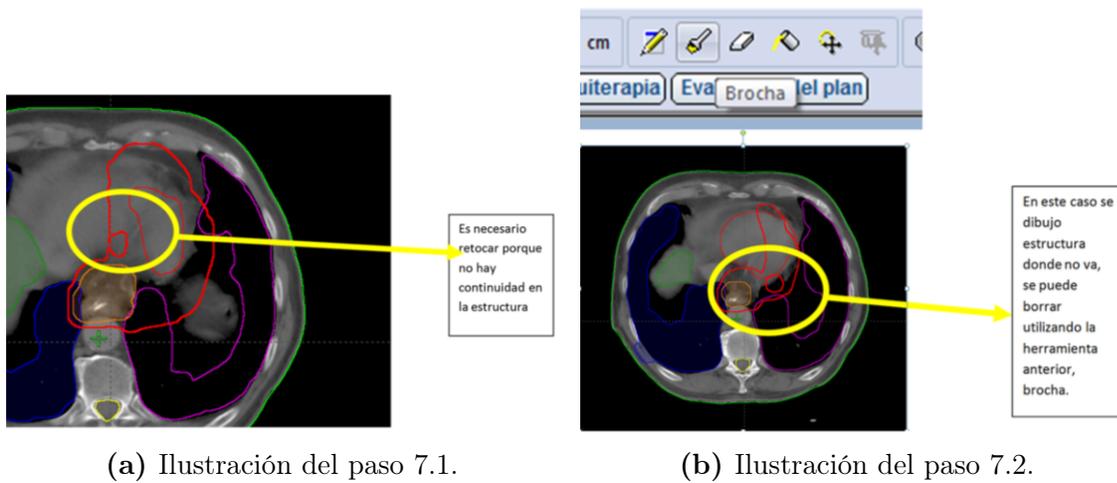


Figura 2.10. Ilustración del paso 7. Fuente [3]

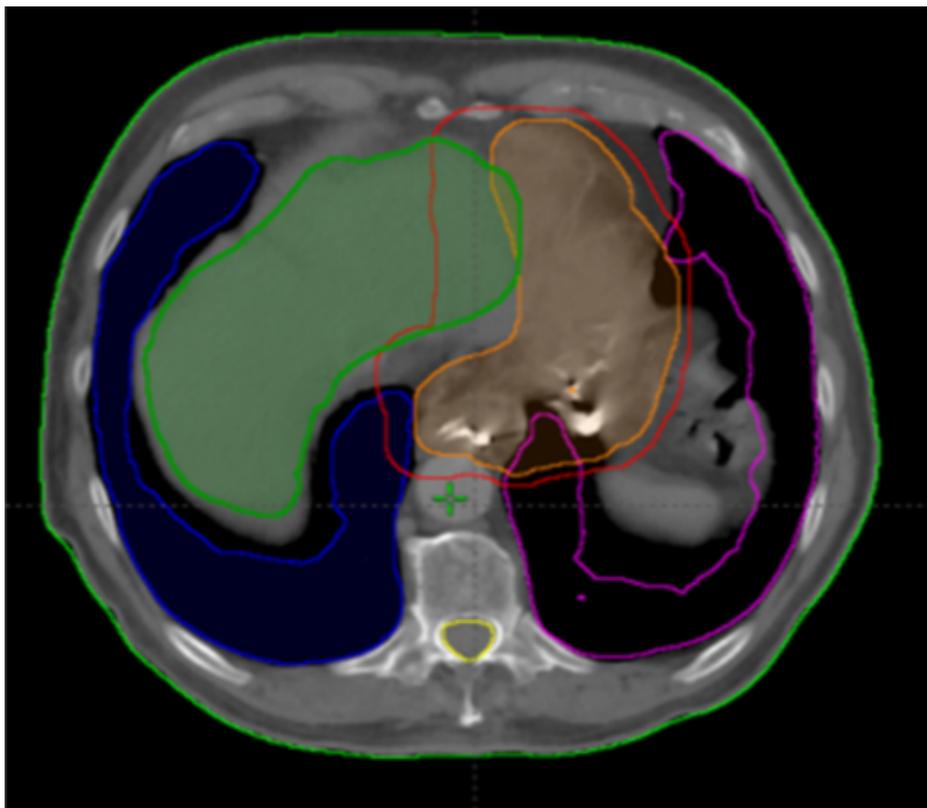


Figura 2.11. Órgano de Riesgo y PVT. Fuente: [3]

10. Si se estuviera aislando un órgano grande se debe dar un margen de 0.5 cm. Si fuese un órgano pequeño deberá de ser 0.3 cm.

### 2.5.3. Generación del Plan de tratamiento

Una vez completados los pasos anteriores se debe de generar el plan de tratamiento para el paciente. Para ello hay que seguir el siguiente proceso.

1. Para crear el plan de tratamiento hay dos opciones. Si está activada la barra de acceso rápido presionar el botón **planificación del haz externo**, ver figura 2.12. Si no estuviese activada, ir a quick links, luego a treatment planing y por último seleccionar **planificación del haz externo**, ver figura 2.13.



Figura 2.12. Planificación del haz externo. Fuente: [3]

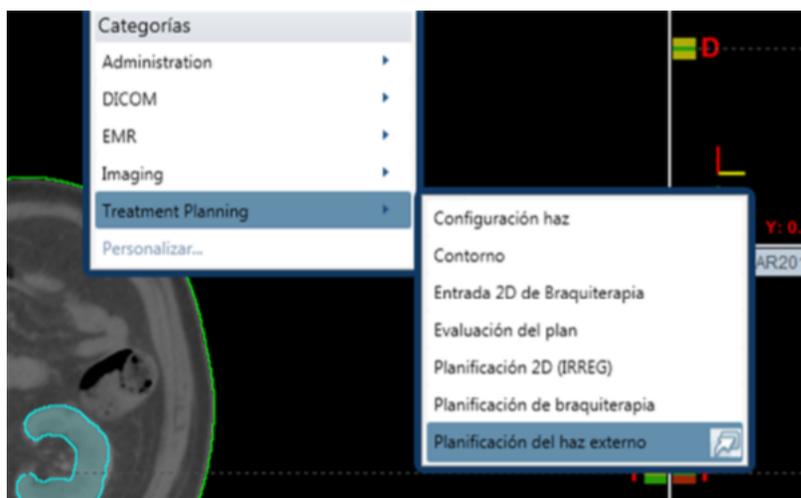


Figura 2.13. Forma alterna de la Planificación del haz externo. Fuente: [3]

2. En la parte izquierda de la pantalla, donde se muestra la fecha de carga de la tomografía, dar click derecho y seleccionar **nuevo plan**. Ver figura 2.14.

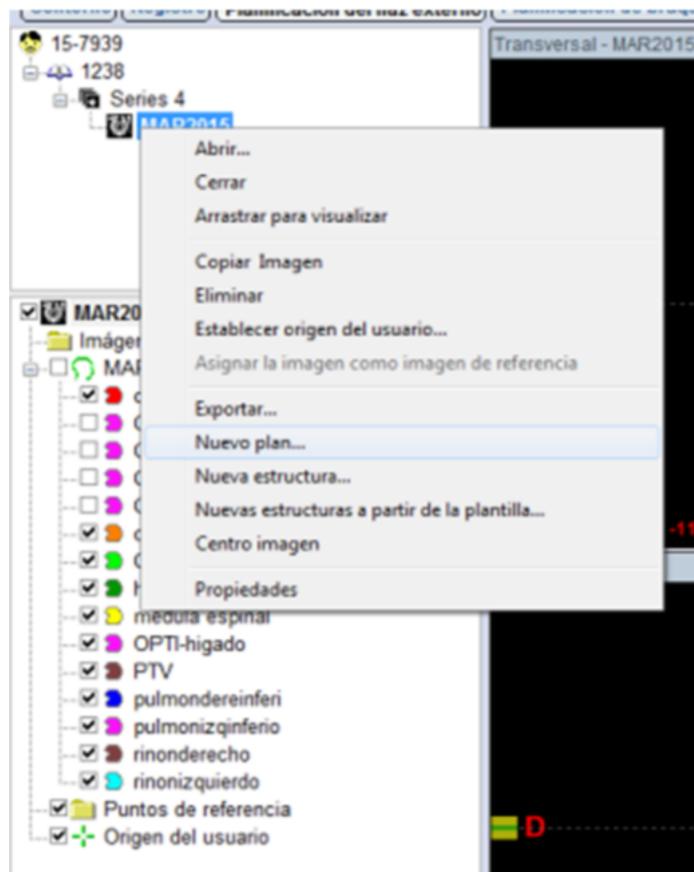


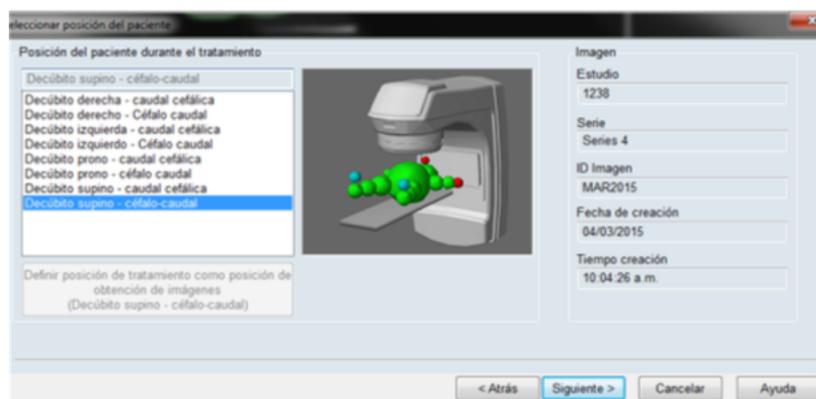
Figura 2.14. Generación de nuevo plan del tratamiento. Fuente: [3]

3. En la ventana emergente, escoger la opción **PVT-PVT**.
4. Ingresar los datos solicitados por el TPS, estos son proporcionados por el médico. Ver figura 2.15.



**Figura 2.15.** Solicitud de datos para el PVT. Fuente: [3]

5. En la ventana emergente, seleccionar PVT. Se mostrará una nueva ventana.
6. En la ventana emergente, se deberá de escoger la posición del paciente, que nuevamente la proporciona el médico. En este caso se elige a opción *Decúbito supino-céfalo-caudal*. Ver figura 2.16.



**Figura 2.16.** Seleccionar posicionamiento del paciente. Fuente: [3]

7. Darle nombre al tratamiento en el campo **ID**, utilizando el documento *Nomenclatura de planes de tratamiento*, luego en la pestaña dosis, llenar los campos

que se refieran a la dosis prescrita por el médico. Luego de continuar se presentará una ventana en la que se debe escoger la opción SR6EX (correspondiente al acelerador utilizado en la clínica La Asunción).

8. Emergerá una nueva ventana, en el campo *tolerancia*, se debe escoger la opción IMRT.
9. Se deben de crear los campos, que hacen referencia a la zona por la cual el acelerador irradia la zona afectada del paciente, para ello ir a la pestaña **insertar** y escoger la opción *nuevo campo* o bien presionar F9.
10. Para este ejemplo se crean 5 campos. La designación del nombre es: numero + G + ángulo. El número hace referencia a la fase del tratamiento en la que se encuentra el paciente, la letra G hace referencia al gantry y el ángulo está asociado a la posición del giro del gantry. Un ejemplo de esto sería 1G270, que con la referencia anterior se indica que el paciente está en la fase uno del tratamiento y el gantry está girado 270°.
11. Nuevamente en la pestaña **insertar**, se debe escoger ahora la opción *campos de colocación*, aquí se deben de insertar dos campos, que por defecto se llamarán ISO180 e ISO90, haciendo referencia a los ángulos a los que el gantry se colocará.
12. Una vez definidos los campos de colocación, estos dibujan un punto de referencia utilizando la tomografía. Esto permite colocar el punto de referencia en coordenadas cartesianas.  
Usualmente el valor de estas coordenadas son números decimales, que deben de ser redondeados al entero mas cercano. Este punto es llamado isocentro. La persona encargada de realizar la planificación puede colocar el isocentro en la posición que mas crea conveniente, con la única restricción que este debe quedar dentro del PVT.
13. Agregar la reconstrucción de la radiografía digital, DRR por sus siglas en ingles, a cada ISO. Ver figura 2.17.

#### 2.5.4. Planificación del Tratamiento

Al terminar el contorneo se realiza el siguiente proceso:

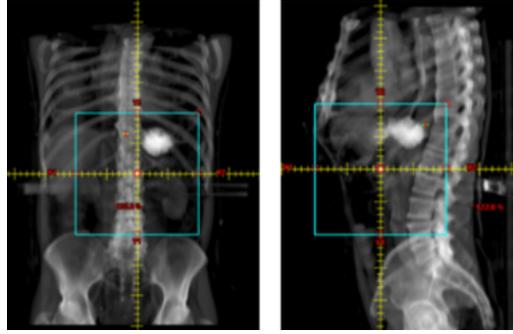


Figura 2.17. Agregar el DRR a los campos ISO. Fuente: [3]

1. Una vez finalizada la planificación, presionar la tecla F7 para iniciar la simulación, se abrirá la pantalla mostrada en la figura. al lado superior izquierdo

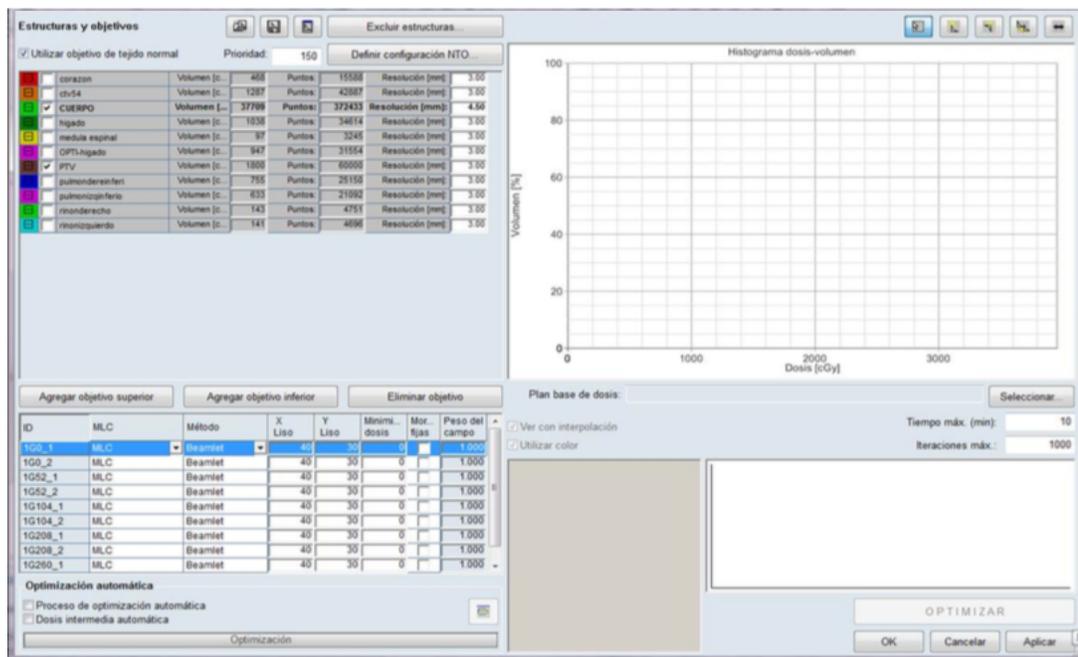


Figura 2.18. Pantalla de simulación del tratamiento. Fuente: [3]

aparecerán todas las estructuras del tratamiento. En la parte inferior izquierda se muestran todos los campos creados. En la parte superior derecha se muestra, en un eje coordenado, la relación Dosis-Volumen que al iniciar la simulación mostrará el comportamiento de las estructuras. En la parte inferior derecha, se muestra un recuadro blanco vacío, este mostrará la tendencia de las estructuras en el tiempo.

2. Antes de iniciar la simulación, marcar la estructura  *cuerpo*, y presionar tres veces el botón **agregar objetivo superior**. Se crearán tres filas nuevas con

nombre superior, con tres casillas modificables, volumen, dosis y prioridad. Marcar la estructura PVT crear la fila superior, en volumen colocar 0, en dosis, lo que indica el médico mas un 5 %, en prioridad colocar el valor 145. Luego con el botón **agregar objetivo inferior** se crea una nueva fila con nombre: inferior. En volumen colocar el valor de 100 %, en dosis colocar el valor indicado por el médico y en prioridad colocar el valor 146. Ver figura 2.19.

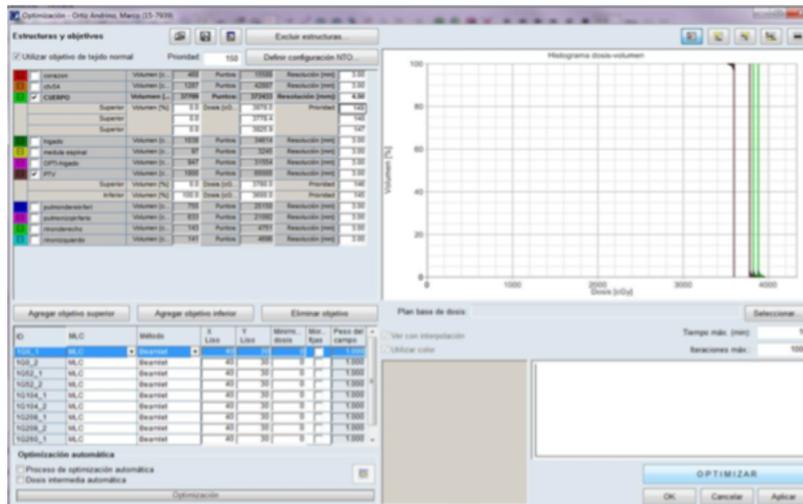
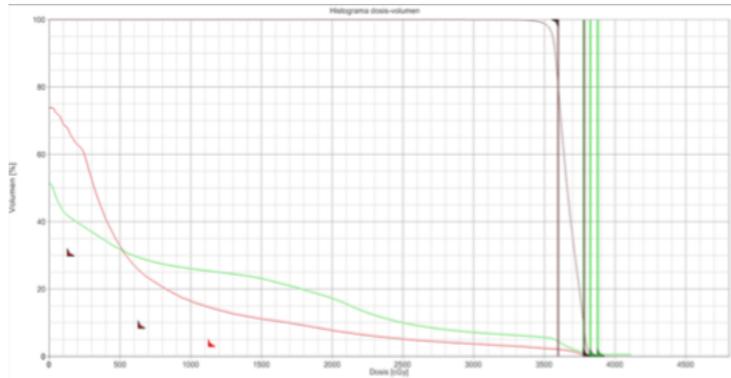


Figura 2.19. Pantalla previa a la planificación del tratamiento. Fuente: [3]

- Se debe de optimizar la dosis para los órganos de riesgo. Se busca que la curva que representa la cantidad de radiación con respecto al volumen sea mínima, para ello los objetivos superiores se pueden mover libremente utilizando el selector de la computadora. La curva debe te quedar lo más próxima a una curva logarítmica. La figura 2.20 muestra la optimización de un corazón.
- Posteriormente se debe de seleccionar las casillas:
  - Proceso de optimización automática.
  - Dosis intermedia automática.

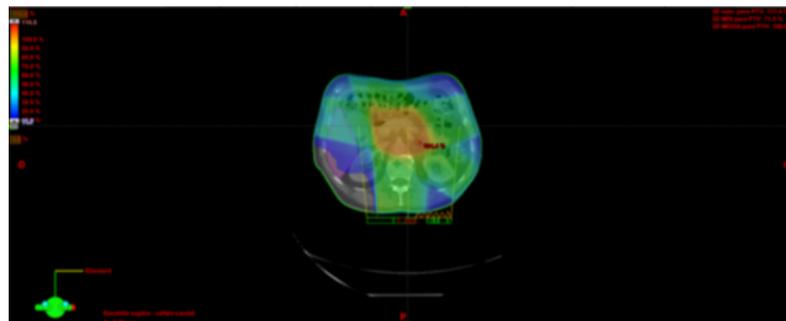
al terminar de optimizar todos los órganos de riesgo involucrados.

- Al terminar la optimización, se generará una nueva ventana que muestra todas las advertencias que se han creado al realizar los cálculos.

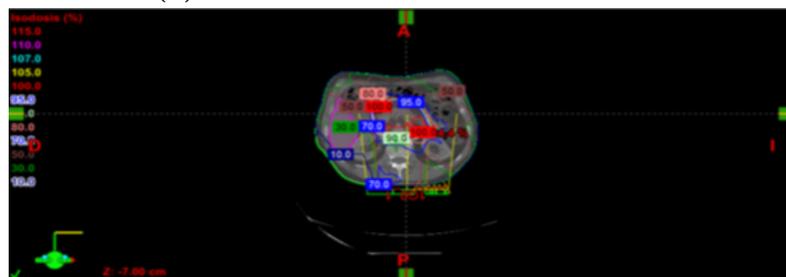


**Figura 2.20.** Ejemplo de Histograma Dosis-Volumen para la optimización de un corazón. Fuente: [3]

6. Al cerrar la ventana de advertencias, se abre una nueva ventana que muestra los últimos cálculos que el equipo realiza antes de mostrar la distribución de la dosis.
7. La dosis se muestra como curvas de isodosis. La visualización puede ser de las siguientes maneras:



(a) Visualización de curvas de isodosis.



(b) Visualización alterna de curvas de Isodosis.

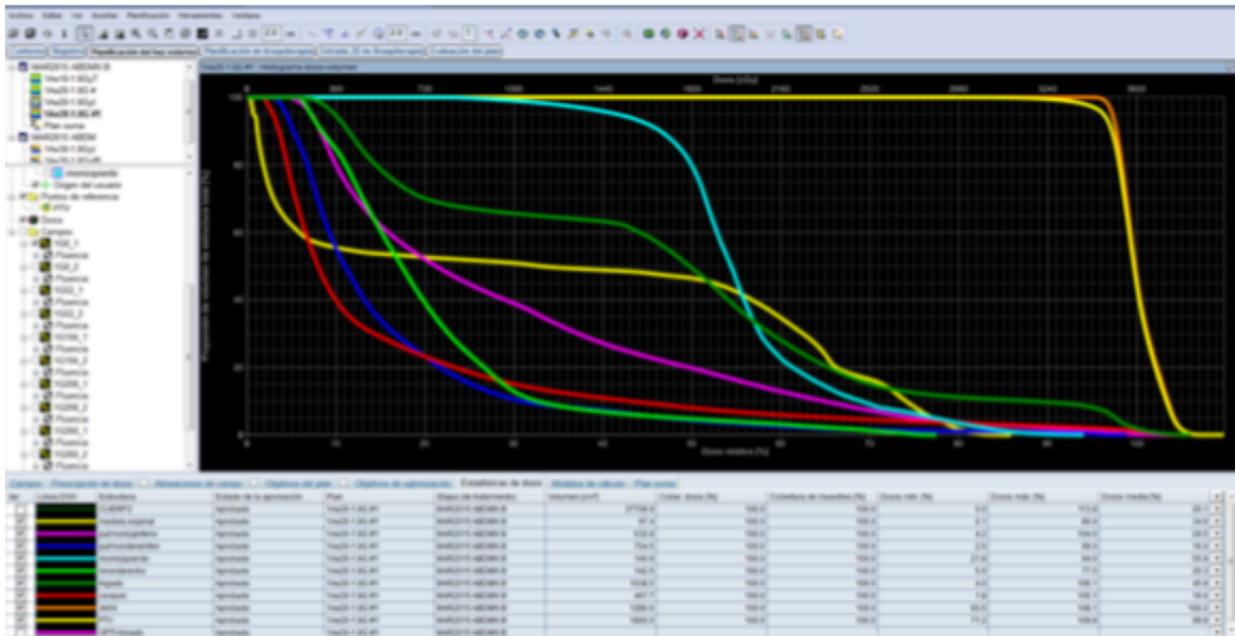
**Figura 2.21.** Visualización de curvas de isodosis. Fuente [3].

8. Colocar la vista por cada campo y editar la fluencia. Esto se hace con la opción editar fluencia y repasar el campo con el ratón.

- Una vez finalizado la edición de las fluencias, el sistema requerirá volver a realizar el cálculo.

### 2.5.5. Evaluación del histograma Dosis-Volumen

Una vez el sistema haya terminado los cálculos, se desplegará el histograma *Dosis-Volumen*. Es necesario verificar que los resultados simulados estén dentro de los valores esperados para el tratamiento. La figura 2.22 muestra el resultado de la simulación. En esta etapa se decide si la planificación fue llevada a cabo correctamente y puede proceder a la administración del tratamiento o bien, si debe hacerse alguna corrección.



**Figura 2.22.** Histograma Dosis-Volumen obtenido en la simulación del tratamiento. Fuente: [3]

### 2.5.6. Administración del Tratamiento

El paso final es la administración del tratamiento, en base a la cantidad de fracciones se programa la cita para el paciente. Cuando el paciente llega a la clínica, es colocado sobre la camilla y los sistema se inmovilización colocados. El técnico verifica con el expediente del paciente que toda la información sea correcta y se procede a irradiar al paciente. La figura 2.23 muestra un paciente en el momento previo a la administración del tratamiento.



**Figura 2.23.** Paciente con máscara termoplástica previo a tratamiento. Fuente: Clínica La Asunción.



## 3. End to End Test para Radioterapia de Intensidad Modulada

### 3.1. Control de Calidad End to End Test

Según [19] el End to End (E2E) test es una metodología para evaluar el flujo de una aplicación de inicio a fin. El propósito del E2E es el de simular un escenario real y validar el sistema puesto a prueba y los componentes para su integración y la integridad de los datos.

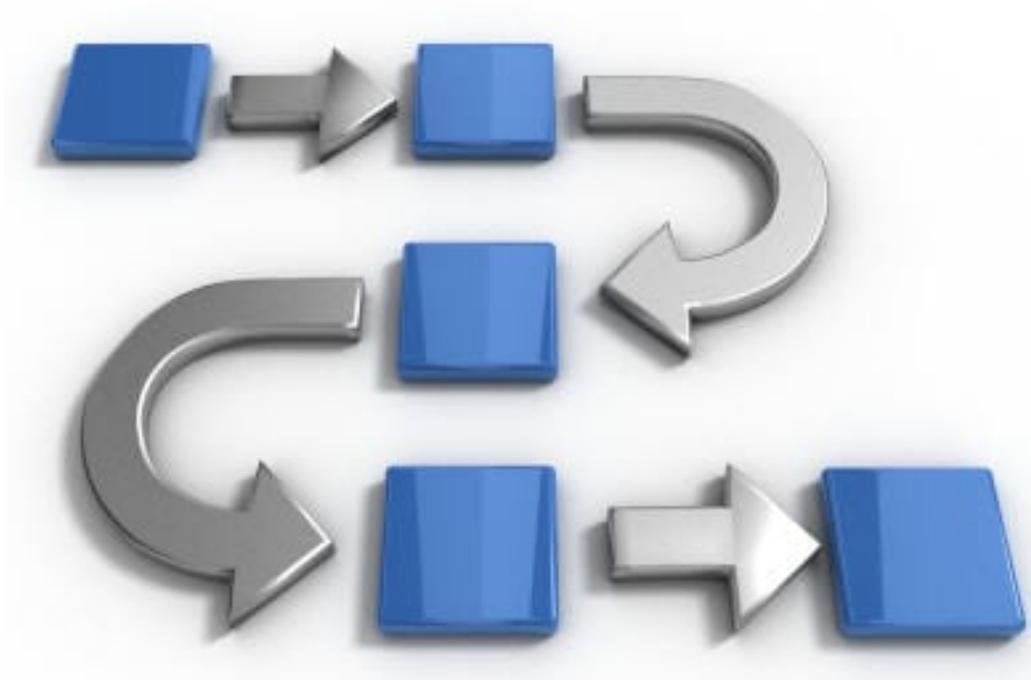
Es llevado a cabo de inicio a final en escenarios de la vida real como comunicaciones de la aplicación con hardware, redes, bases de datos y otras aplicaciones. La razón principal para llevar a cabo este tipo de pruebas es para determinar varias dependencias de un proceso así como asegurar que la información correcta está siendo transmitida entre los varios componentes del sistema.

#### 3.1.1. Justificación del End to End

En un sistema moderno, el proceso puede contener una interconexión con múltiples subsistemas. Esto ha representado cierta dificultad actualmente. Estos subsistemas pueden estar en la misma organización o en la mayoría de los casos ser de diferente organización. También existe la posibilidad que sean similares o totalmente distintos al sistema que se está evaluando. Como resultado, si existe una falla en cualquier subsistema, puede afectar directamente todo el proceso llevándolo a un colapso.

Estos riesgos pueden ser evitados y controlados realizando una prueba E2E:

- Verificar el flujo del sistema
- Incrementar la cobertura de la prueba en todos los subsistemas involucrados en el proceso.



**Figura 3.1.** Diagrama de flujo del E2E. Fuente: [19]

### 3.1.2. Diseño del E2E

Para diseñar un E2E se deben de seguir los siguientes pasos:

1. Funciones de Usuario: Las siguientes funciones deben de realizarse como parte de la construcción de las funciones de usuario.
  - Realizar una lista de las características del sistema y de sus subsistemas interconectados.
  - Para cualquier función, se debe de llevar una bitácora de las acciones realizadas así como de los datos de entrada y salida.
  - Encontrar la relación de de las diferentes funciones de usuarios i.e. si son independientes o reusables.
  
2. Condiciones: Las siguientes acciones deberían de ser realizadas como parte de la construcción de las funciones de usuario
  - Para cada función de usuario, un conjunto de condiciones deben de ser preparadas.
  - El tiempo, los datos y cualquier factor que afecte las funciones de usuario deben de ser considerados como parámetros.

3. Casos del test: Los siguientes factores deben de ser considerados para diseñar los casos de la prueba:
  - Para cada escenario, uno o mas casos deberían de ser creados para evaluar cada una de las funcionalidades de las funciones de usuario.
  - Cada condición deberá ser tomada como casos separados para la prueba.

## 3.2. Control de Calidad para Radioterapia

La Organización Mundial de la Salud (OMS) ha definido garantía de calidad en radioterapia ha definido “Todas las acciones que garantizan la consistencia entre la prescripción clínica y su administración al paciente, con respecto a la dosis en el volumen blanco, la dosis mínima en el tejido sano, la exposición del personal y las verificaciones en el paciente para la determinación del resultado del tratamiento” . [20].

La OMS ha justificado la necesidad de garantía de calidad en radioterapia en base a lo siguientes argumentos:

- La garantía de calidad minimiza los errores en la planificación de tratamientos y administración de la dosis al paciente, y por lo tanto mejora los resultados de la radioterapia, aumentando la tasa de remisiones y disminuyendo la tasa de complicaciones y recaídas.
- La garantía de calidad permite la intercomparación veraz de resultados entre distintos centros de radioterapia, tanto a nivel nacional como internacional, garantizando una dosimetría y administración del tratamiento mas uniformes y exactas.
- Las características superiores de los equipos modernos de radioterapia no pueden aprovecharse completamente a menos que se alcance un nivel de exactitud y consistencia.
- Un programa de control de calidad es el método mas sencillo y eficaz de reducir accidentes en radioterapia.

Existen numerosas publicaciones que con mayor o menor profundidad discuten los diferentes aspectos de una garantía de calidad, y una de las pioneras fue la publicación de la OMS citada arriba. Mas recientemente la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) organizó un grupo compuesto por físicos médicos y

oncólogos radioterapeutas para desarrollar un “Programa general de garantía de calidad en radioterapia” que actualiza y agrupa las recomendaciones más importantes de las distintas publicaciones. Este programa general se publicó como el informe AAPM TG-40 y constituye la contribución más importante en el área de Garantía de Calidad en radioterapia en los últimos años. El informe TG-40 se ocupa principalmente de los aspectos físicos de la Garantía de Calidad en radioterapia y discute con menor detalle temas que son esencialmente médicos (por ejemplo, la decisión de tratamiento, prescripción de dosis, delineamiento de volúmenes blanco y órganos críticos, etc.), pero presta especial atención a los temas en los que intervienen conjuntamente aspectos físicos y médicos.

La OMS ha definido el control de calidad en radioterapia como las acciones llevadas a cabo para recuperar, mantener y/o mejorar la calidad de los tratamientos. [20],[15]

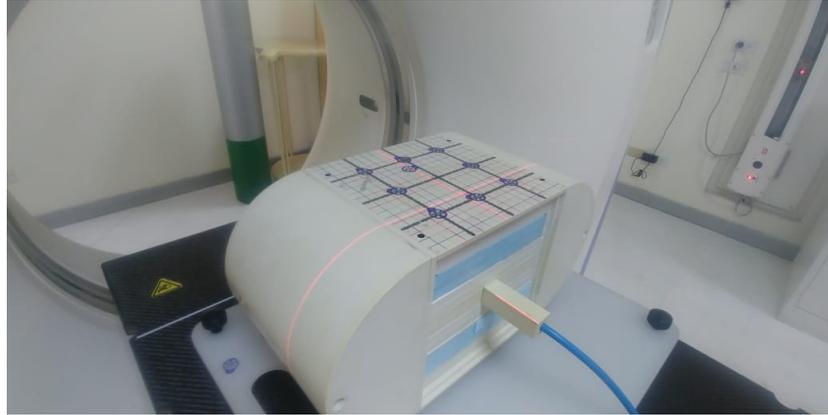
### **3.3. Estructuración del End to End Test para IMRT**

El proceso del E2E consiste en llevar el fantoma IBA Im’RT (ver sección 1.4) por el proceso descrito en el capítulo 2. Cabe mencionar que la consulta médica y la elaboración de sistemas de inmovilización no son evaluados en el presente test.

#### **3.3.1. Adquisición de Imágenes**

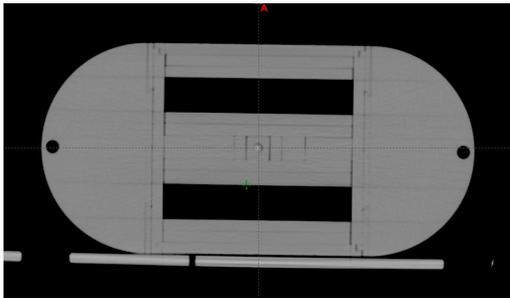
Para comenzar el proceso, el fantoma es sometido a una tomografía. Esto para poder cargar la imagen resultante al sistema y planificar en base a este. El tomógrafo utilizado es un General Electric Braid Speed de 16 cortes con protocolo de cortes axiales.

Dentro del fantoma se coloca la cámara de ionización utilizada para medir la dosis de radiación absorbida. La cámara utilizada es una pinpoint de 3mm de diámetro. El esquema para la adquisición de la CT se puede observar en la figura 3.2.

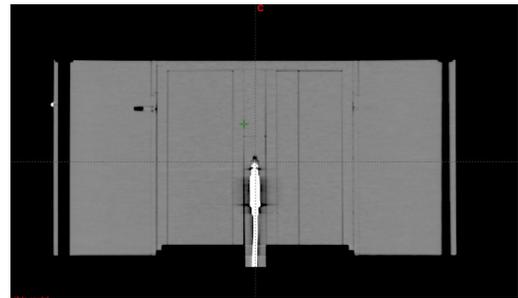


**Figura 3.2.** Adquisición de tomografía del fantoma. Fuente: Adquisición propia

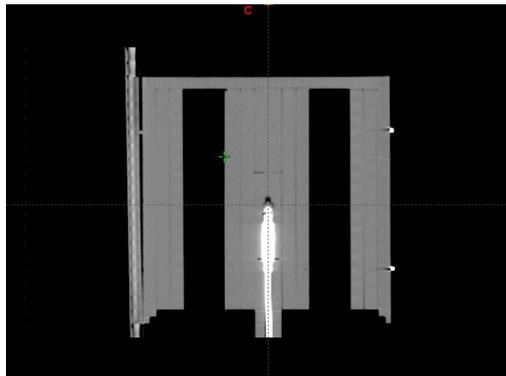
Las imágenes obtenidas son las siguientes:



(a) Vista Transversal



(b) Vista Frontal



(c) Vista Sagital

**Figura 3.3.** Vistas de la tomografía del fantoma. Fuente: Clínica La Asunción.

### 3.3.2. Carga de imágenes al sistema

Una vez la tomografía ha sido obtenida, mediante el proceso descrito en la sección 2.5.1, es cargada al TPS, para la planificación del tratamiento.

### 3.3.3. Contorneo

En esta etapa del E2E, se contornea la cámara de ionización como el volumen sensible y se procede a contornear estructuras que simulan ser masas tumorales y órganos de riesgo. Para esta práctica se contornearon dos estructuras diferentes que se presentan a continuación:

- Estructura C: Representa una cadena linfática de cuello y médula espinal.
- Estructura H: Representa una cadena linfática en corte axial de una pelvis.

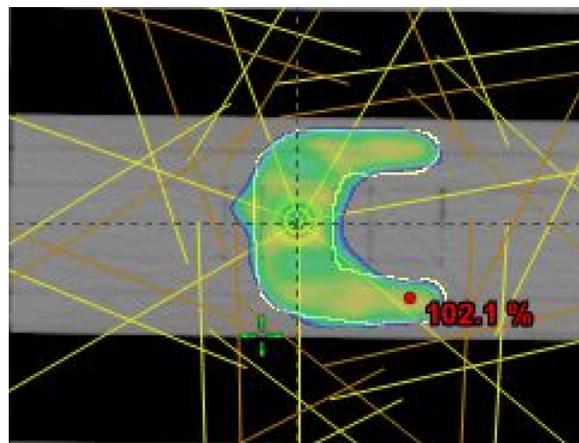
En la estructura C1 se mide la dosis en el volumen blanco y en la estructura C2 se mide la dosis en la médula espinal.

En la estructura H1 se mide la dosis en el volumen blanco.

A continuación se presentan los volúmenes contorneados para cada estructura.

#### 3.3.3.1. Estructura C1

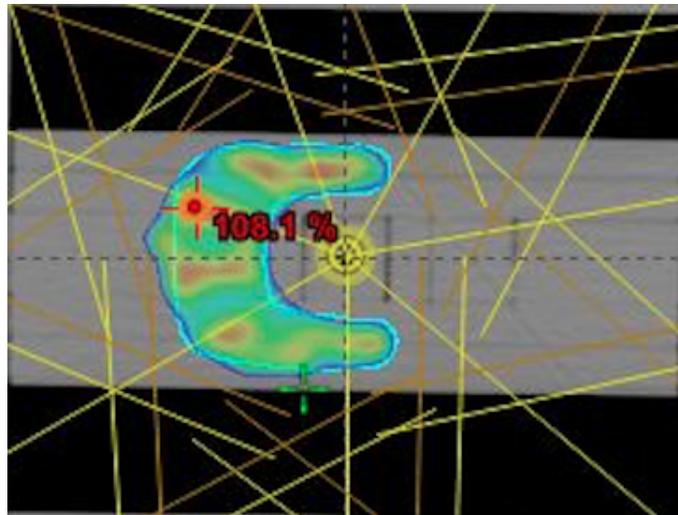
La figura 3.4 muestra el volumen contorneado para la estructura C1.



**Figura 3.4.** Volumen sensible en C1. Fuente: Clínica La Asunción.

#### 3.3.3.2. Estructura C2

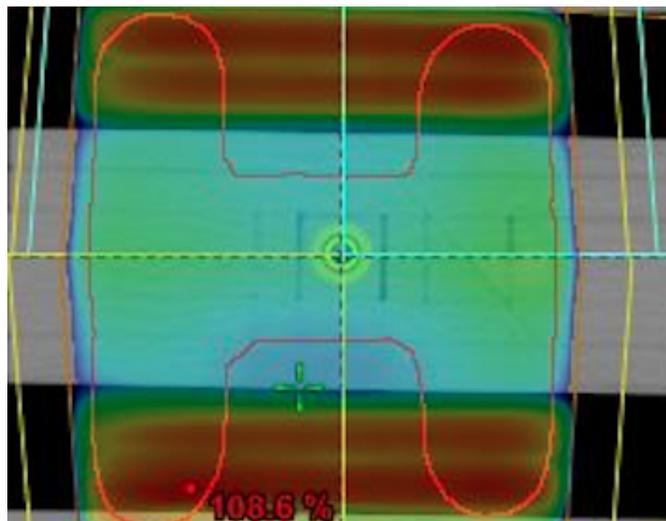
La figura 3.5 muestra el volumen contorneado para la estructura C2.



**Figura 3.5.** Volumen sensible en C2. Fuente: Clínica La Asunción.

### 3.3.3.3. Estructura H1

La figura 3.6 muestra el volumen contorneado para la estructura H1.



**Figura 3.6.** Volumen sensible en H1. Fuente: Clínica La Asunción.

### 3.3.4. Planificación

Una vez finalizado el contorneo de las estructuras, se procede a realizar la planificación del tratamiento, en esta etapa se decide qué técnica de radioterapia (3D o IMRT) se utilizará para el tratamiento del paciente, la cantidad de campos que se utilizará y la dirección de los mismos. Es importante mencionar que los campos para IMRT no pueden estar en direcciones completamente opuestas (i.e. a  $180^\circ$  uno

del otro).

La razón por la cual se planificó con ambas técnicas es para poder tener un punto de comparación para IMRT. Los planes 3D sirven de testigos debido a la confiabilidad de estos.

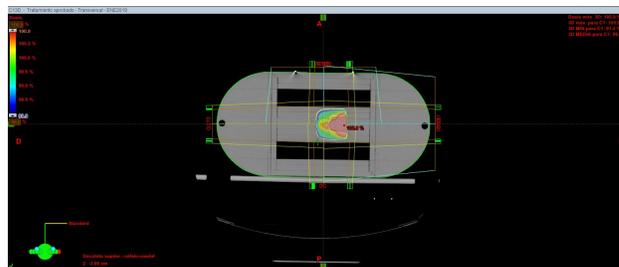
### 3.3.4.1. Caso C1-3D

Para el plan C1, se utilizará la técnica 3D y se planificará con 4 campos. Dichos campos se muestran en la tabla 3.1.

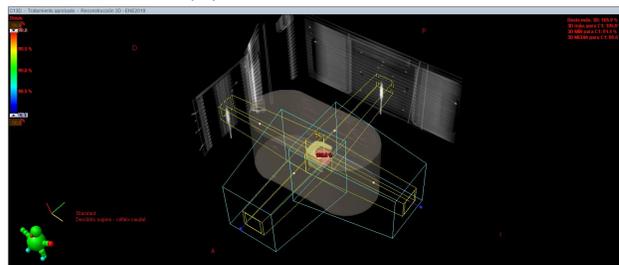
Nombre del Campo	Ángulo del gantry
G0	0°
G90	90°
G180	180°
G270	270°

**Tabla 3.1.** Campos utilizados para el plan C1-3D. Fuente: Clínica La Asunción

Se puede apreciar los campos mencionados en la tabla 3.1 en la figura 3.7.



(a) Vista Transversal



(b) Vista Tridimensional con los Campos

**Figura 3.7.** Plan C1-3D. Fuente: Clínica La Asunción.

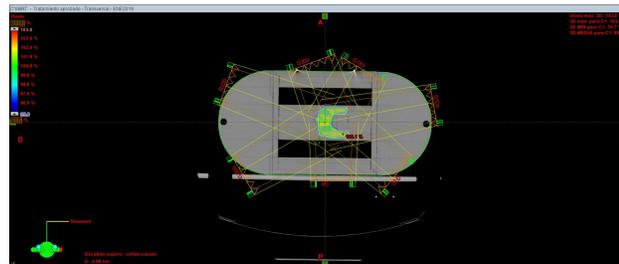
### 3.3.4.2. Caso C1-IMRT

La estructura C1 se tratará con la técnica IMRT y se planificará con 6 campos. Dichos campos se muestran en la tabla 3.2.

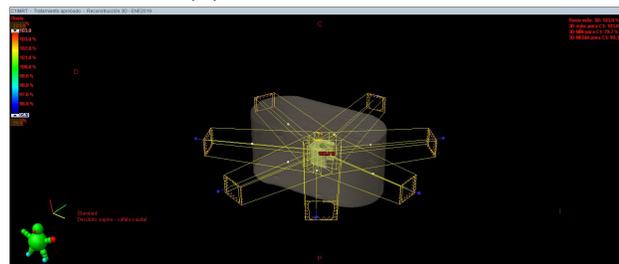
Nombre del Campo	Ángulo del gantry
G0	0°
G100	100°
G150	150°
G200	200°
G250	250°
G300	300°

**Tabla 3.2.** Campos para el plan C1-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción

Se puede apreciar los campos mencionados en la tabla 3.2 y la vistas de la tomografía del fantoma en la figura 3.8 .



(a) Vista Transversal



(b) Vista Tridimensional con los Campos

**Figura 3.8.** Plan C1-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción.

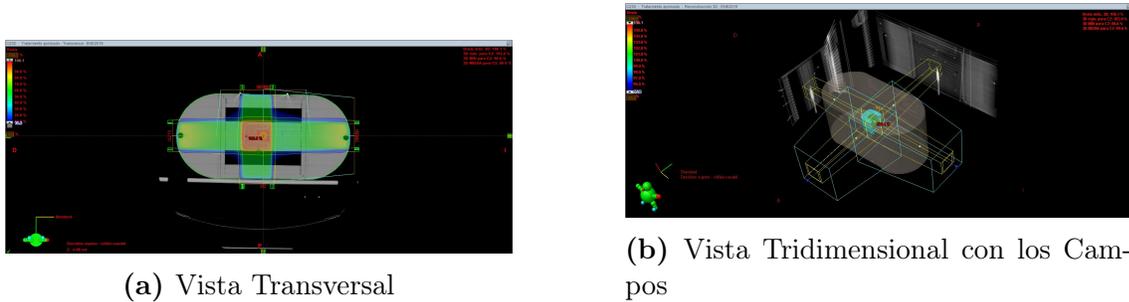
### 3.3.4.3. Caso C2-3D

La estructura C2 se tratará con la técnica 3D y se planificará con 4 campos. Dichos campos se muestran en la tabla 3.3.

Nombre del Campo	Ángulo del gantry
G0	0°
G90	90°
G180	180°
G270	270°

**Tabla 3.3.** Campos utilizados para el plan C2-3D. Fuente: Clínica La Asunción

Se puede apreciar los campos mencionados en la tabla 3.3 y la vistas de la tomografía del fantoma en la figura 3.9.



**Figura 3.9.** Plan C2-3D. Fuente: Clínica La Asunción.

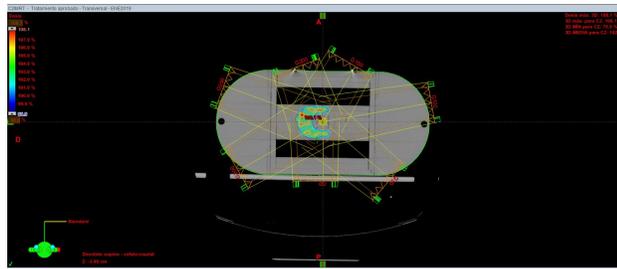
#### 3.3.4.4. Caso C2-IMRT

La estructura C2 se tratará con la técnica IMRT y se planificará con 6 campos. Dichos campos se muestran en la tabla 3.4.

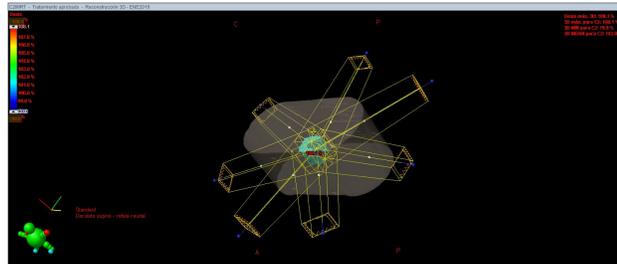
Nombre del Campo	Ángulo del gantry
G0	0°
G100	100°
G150	150°
G200	200°
G250	250°
G300	300°

**Tabla 3.4.** Campos para el plan C2-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción

Se puede apreciar los campos mencionados en la tabla 3.4 y la vistas de la tomografía del fantoma en la figura 3.10.



(a) Vista Transversal



(b) Vista Tridimensional con los Campos

**Figura 3.10.** Plan C2-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción.

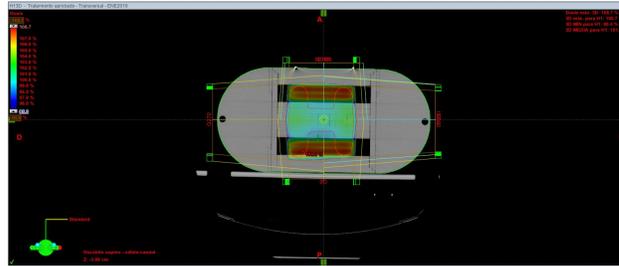
### 3.3.4.5. Caso H1-3D

La estructura H1 se tratará con la técnica 3D y se planificará con 4 campos. Dichos campos se muestran en la tabla 3.3.

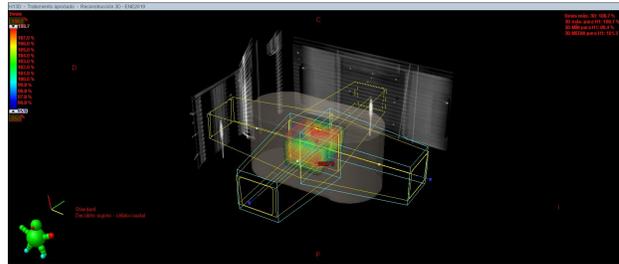
Nombre del Campo	Ángulo del gantry
G0	0°
G90	90°
G180	180°
G270	270°

**Tabla 3.5.** Campos utilizados para el plan H1-3D. Fuente: Clínica La Asunción

Se puede apreciar los campos mencionados en la tabla 3.5 y la vistas de la tomografía del fantoma en la figura 3.11.



(a) Vista Transversal



(b) Vista Tridimensional con los Campos

**Figura 3.11.** Plan H1-3D. Fuente: Clínica La Asunción.

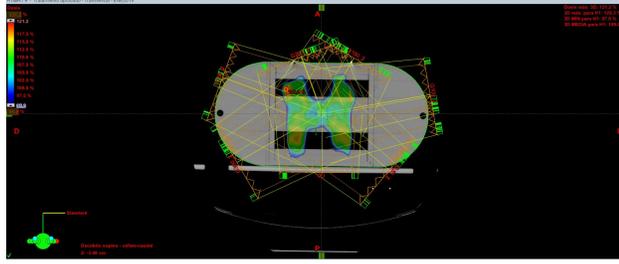
### 3.3.4.6. Caso H1-IMRT

La estructura H1 se tratará con la técnica IMRT y se planificará con 7 campos. Dichos campos se muestran en la tabla 3.6.

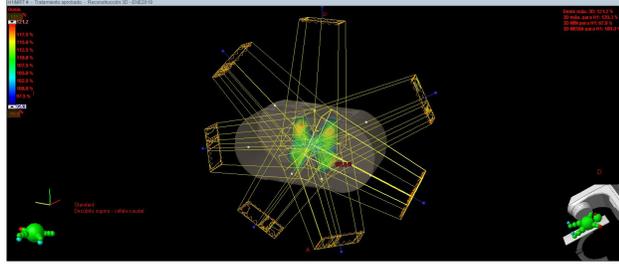
Nombre del Campo	Ángulo del gantry
G0	0°
G50	50°
G100	100°
G150	150°
G200	200°
G250	250°
G300	300°

**Tabla 3.6.** Campos para el plan H1-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción

Se puede apreciar los campos mencionados en la tabla 3.6 y la vistas de la tomografía del fantoma en la figura 3.12.



(a) Vista Transversal



(b) Vista Tridimensional con los Campos

**Figura 3.12.** Campos para el plan H1-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción.

### 3.3.5. Generación de Fluencias

#### 3.3.5.1. Fluencia de fotones y razón de la fluencia de fotones

Según [18] se define la fluencia de fotones  $\varphi$  como el cociente  $dN$  entre  $dA$ , donde  $dN$  es el número de fotones que entran a una esfera imaginaria con un área de sección transversal  $dA$ :

$$\varphi = \frac{dN}{dA} \quad (3.1)$$

Las unidades de  $\varphi$  son  $\text{cm}^{-2}$ .

La razón de la fluencia está definida como el cambio en la fluencia por unidad de tiempo:

$$\Phi = \frac{d\varphi}{dt} \quad (3.2)$$

Las unidades de  $\Phi$  son  $\text{cm}^{-2} \cdot \text{s}^{-1}$ .

#### 3.3.5.2. Fluencia de energía y razón de la fluencia de energía

Según [18] la fluencia de energía  $\psi$  describe el flujo de energía en un haz de fotones y está definido como la cantidad de energía que atraviesa una unidad de área:

$$\psi = \frac{dE}{dA} \quad (3.3)$$

Las unidades de  $\psi$  son MeV/cm<sup>2</sup>.

La razón de la fluencia de energía está definido como el flujo de energía por unidad de tiempo:

$$\Psi = \frac{d\psi}{dt} \quad (3.4)$$

Las unidades de  $\Psi$  son Mev/cm<sup>2</sup>· s. Para los casos IMRT, se generan las fluencias en el TPS. Para el caso de H1, el sistema divide los campos en dos fases. Esto se debe al tamaño del volumen a irradiar.

### 3.3.5.3. Cálculo de Dosis de Fotones

La energía liberada por unidad de masa, TERMA por sus siglas en ingles, en una distribución de energía  $T_E(\vec{r})$  i.e. el total de la energía radiante liberada por unidad de masa por fotones primarios de energía  $E$  con una fluencia de energía  $\Psi(\vec{r})$  en un medio de densidad  $\rho(\vec{r})$  está dado por

$$T_E(\vec{r}) = \left(\frac{r}{r_0}\right)^2 \frac{\mu(E, \vec{r})}{\rho(\vec{r})} \Psi(r_0) \exp\left(-\int_{r_0}^r \mu(E, \vec{l}) dl\right) \quad (3.5)$$

donde  $\mu(E, \vec{r})$  es el coeficiente de atenuación lineal del medio en  $\vec{r}$  y  $\Psi(r_0)$  es la fluencia de energía en un plano de referencia, en el cual el rayo de la fuente de  $\vec{r}$  se intercepta en  $r_0$ . La función de punto de esparcimiento  $h(E, \vec{r} - \vec{s})$  está definido como la fracción de la energía liberada por fotones primarios en el punto  $\vec{s}$  que es impartida por unidad de volumen en  $\vec{r}$ . En un medio homogéneo, el punto de esparcimiento es invariante a transformaciones espaciales entonces  $h(E, \vec{s}, \vec{r})$  es remplazada con  $h(E, \vec{r} - \vec{s})$ . Cumple con la definición de TERMA, que la energía liberada de un elemento de volumen  $d^3\vec{s}$  y de densidad  $\rho(\vec{s})$  irradiado por fotones de energía  $E$  es  $T_E(\vec{s})\rho(\vec{s})d^3\vec{s}$  y por lo tanto la dosis absorbida en  $\vec{r}$  está dada por la integración de volumen y energía:

$$D(\vec{r}) = \frac{1}{\rho(\vec{r})} \int_V \int_E T_E(\vec{s})\rho(\vec{s})h(E, \vec{s}, \vec{r})dEd^3\vec{s} \quad (3.6)$$

donde la división con  $\rho(\vec{r})$  convierte la energía impartida por unidad de volumen a energía impartida por unidad de masa, i.e. la dosis.

El haz primario de fotones, varía con la profundidad debido a las distintas propiedades de atenuación de los fotones a distintas energías. Por lo tanto los núcleos polienergéticos pueden ser definidos a ciertas profundidades. Usualmente para cal-

cular los núcleos polienergéticos se suman todo el espectro en la superficie:

$$h(\vec{r}) = \frac{1}{\Psi(\vec{r}_0)} \sum_i \Psi_i h(E_i, \vec{r}) \quad (3.7)$$

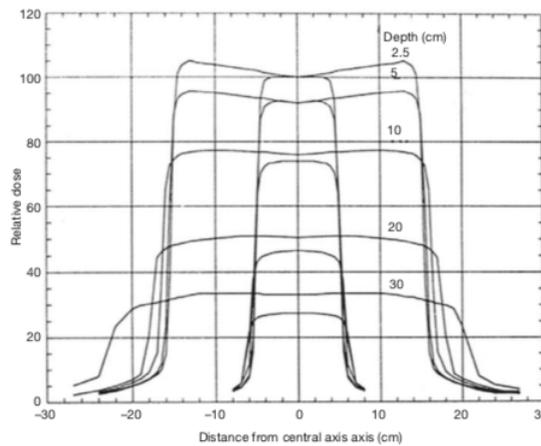
donde  $\Psi(\vec{r}_0)$  es la fluencia de energía de fotones en la superficie y  $\Psi_i$  es la fluencia de energía en el intervalo  $\Delta E_i$

$$\Psi_i = \int_{\Delta E_i} \Psi_E(\vec{r}_0) dE \quad (3.8)$$

### 3.3.6. Perfiles de campo abierto

Las distribuciones de dosis a lo largo del eje central del haz da proporciona solo una parte de la información requerida para una descripción de la dosis en el interior del paciente. Las distribuciones de dosis en 2D y 3D son determinadas con los datos del eje central en conjunto con los perfiles de dosis fuera del eje.

De manera simple, la data fuera del eje es dada con perfiles del haz medidos perpendicularmente al eje central a una profundidad dada en un fantoma. La profundidad de la medición es usualmente a un  $z_{max}$  y 10 cm para verificación de cumplimiento con las especificaciones de la maquina, en adición a otra profundidades requeridas por el TPS utilizadas en el área. Se puede observar en la figura 3.13 un ejemplo de varios perfiles de dosis a varias profundidades en agua para dos tamaños de campo ( $10 \times 10$  y  $30 \times 30$  cm<sup>2</sup>) y un haz de rayos X de 10 Mv. Las gráficas de la figura



**Figura 3.13.** Fuente:Perfiles para dos tamaños de campo y para un haz de rayos X de 10MV a varias profundidades en agua. [18]

3.13 constan de tres partes:

- La parte central representa el centro del perfil extendido a lo largo del eje central con un margen de entre 1 cm y 1.5 cm del campo geométrico.
- En la región penumbral el perfil de dosis cambia rápidamente y depende, también de los colimadores que definen el campo, el tamaño del punto focal y el desequilibrio lateral electrónico.
- La región umbral es la región que está fuera del campo de radiación, la dosis en esta región usualmente es baja.

Si se eligen dos puntos sobre la parte central y se compara la dosis, esta debería de ser muy similar.

### 3.3.6.1. Factor Gamma

Según [12] se le llama índice gamma  $[\gamma]$  a la distancia entre el punto de medición y el punto de cálculo (expresado como una superficie en el espacio distancia-dosis). Para las regiones donde  $\gamma > 1$  corresponden a lugares donde el cálculo no se adecúa al criterio de aceptación. La determinación del factor  $\gamma$  a través de la distribución de dosis medida prevé una representación que cuantitativamente indica la exactitud del cálculo.

El cálculo de la evaluación cualitativa del sistema de planificación del tratamiento es hecho suponiendo distribuciones de isodosis usando programas de computadora. Esta evaluación permite identificar áreas de interés para su estudio.

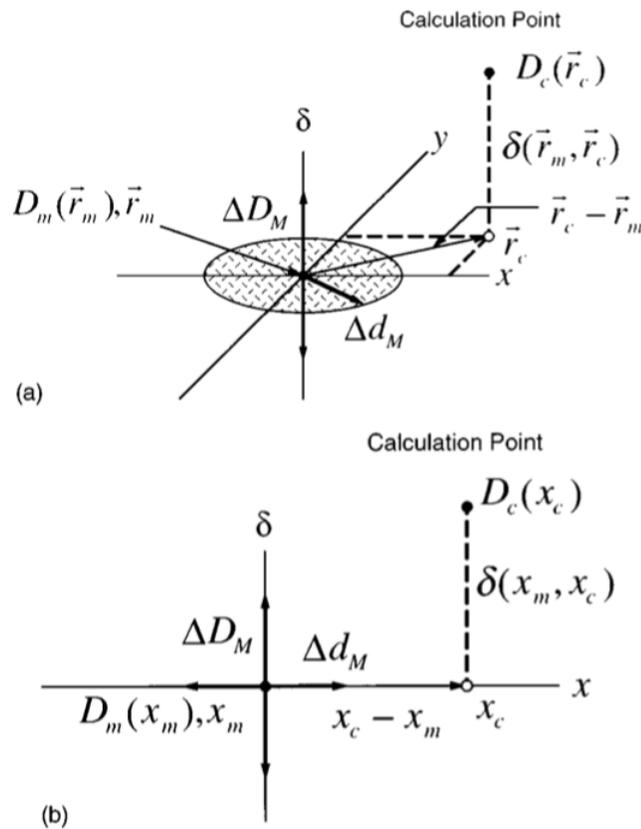
Es recomendable dividir y comparar las distribuciones de dosis para altos gradientes de dosis y para bajos gradientes de dosis, cada uno con distinto criterio de aceptación. Para regiones de bajo gradiente se compara directamente con una tolerancia establecida entre la diferencia de la dosis medida y la dosis calculada. Para regiones de algo gradiente, un error espacial por mínimo que sea, en el cálculo o en la medición, resulta en una diferencia de dosis muy alta. Por lo tanto, la diferencia de dosis para regiones con un gradiente alto puede ser despreciada, y se introduce el concepto de *distance to agreement* (DTA).

DTA es la distancia entre un punto de referencia medido y el punto más cercano de la distribución de dosis calculada que presenta la misma dosis. La diferencia de dosis y la DTA se complementan unas a otras cuando son utilizadas como determinantes de la calidad del cálculo de distribución de dosis.

Cada punto medio es evaluado para determinar si ambos, la DTA y la diferencia de dosis, exceden sus tolerancias establecidas, 3mm y 3% respectivamente.

## Métodos de Evaluación

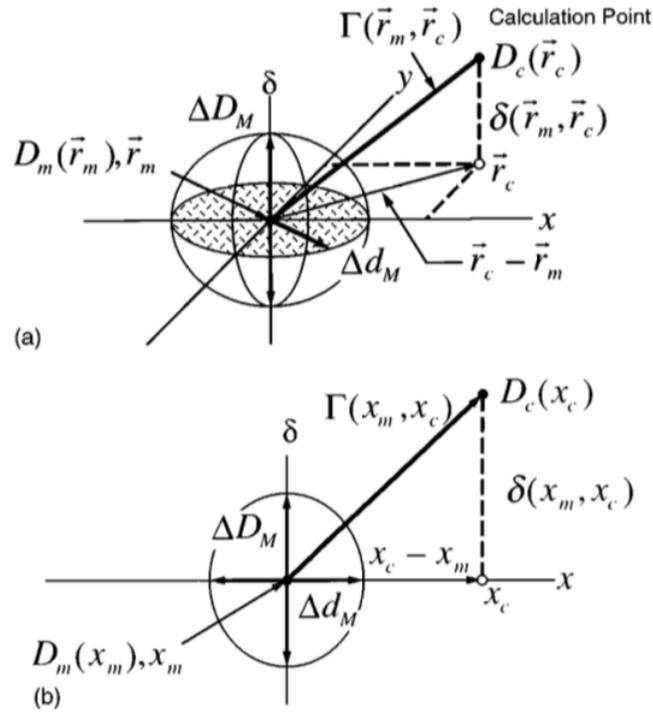
Este método utiliza una comparación entre las distribuciones de dosis medidas y las calculadas. La medida se utiliza como información de referencia, y la distribución calculada es requerida para la comparación. El criterio de diferencia de dosis es  $\Delta D_M$  y el criterio de DTA es  $\Delta d_M$ . El criterio de aceptación establecido para haces de fotones es de  $\Delta D_M = 3\%$  y  $\Delta d_M = 3\text{mm}$ .



**Figura 3.14.** Representación geométrica del criterio de evaluación de distribución de dosis para diferencia de dosis y DTA. (a) Representación 2D. (b) Representación 1D. Fuente: [12]

La figura 3.14 muestra una representación de la herramienta de análisis para la evaluación de la distribución de dosis en dos dimensiones. En este y todos los casos subsecuentes, la evaluación es presentada para medición en el punto  $\vec{r}_m$ , que se encuentra en el origen de la figura, y para evaluaciones clínicas, las comparaciones son

repetidas para todos los puntos de medida. Los ejes  $x$  y  $y$  representan la ubicación espacial de  $\vec{r}_c$  de la distribución calculada relativa al punto de medición. El tercer eje  $\delta$  representa la diferencia entre la dosis medida  $D_m(\vec{r}_m)$  y la calculada  $D_c(\vec{r}_c)$ . La línea vertical representa la evaluación de la diferencia de dosis; tiene una longitud de  $2\Delta D_M$ . Si la superficie de distribución calculada cruza la línea  $|D_c(\vec{r})_m - D_m(\vec{r})_m| \leq \Delta D_M$ , la distribución calculada es válida para la prueba de diferencia de dosis en el punto medido.



**Figura 3.15.** Representación geométrica del criterio de evaluación de distribución de dosis utilizando la combinación elipsoidal de diferencia de dosis y DTA. (a) Representación 2D. (b) Representación 1D. Fuente: [12]

La figura 3.15 muestra una representación del método para determinar el criterio de aceptación que simultáneamente considera la diferencia de dosis y la DTA. Un elipsoide es seleccionado como la superficie que representa el criterio de aceptación. La ecuación que describe la superficie es

$$1 = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r})}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r})}{\Delta D_M^2}} \quad (3.9)$$

donde

$$r(\vec{r}_m, \vec{r}) = |\vec{r} - \vec{r}_m| \quad (3.10)$$

y

$$\delta(\vec{r}_m, \vec{r}) = D(\vec{r}) - D_m(\vec{r}_m) \quad (3.11)$$

es la diferencia de dosis en la posición  $\vec{r}_m$ .

Si cualquier parte de la superficie  $D_c(\vec{r}_c)$  se inserta en el elipsoide definido por la ecuación 3.9 el cálculo pasa por  $\vec{r}_m$ .

Definiendo el criterio de aceptación no solo a lo largo del eje  $\delta$  y en el plano  $\vec{r}_c - \vec{r}_m$  permite una comparación mas general entre los cálculos y las mediciones hechas que evaluación compuesta tradicional. El lado derecho de la ecuación 3.9 puede ser utilizada para calcular el factor  $\gamma$  en cada punto del plano de evaluación  $\vec{r}_c - \vec{r}_m$  para la medición en el punto  $\vec{r}_m$ .

Sea:

$$\gamma(\vec{r}_m) = \text{mín}\{\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c)\} \forall \{\vec{r}_c\} \quad (3.12)$$

donde

$$\Gamma(\vec{r}_m, \vec{r}_c) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_m, \vec{r})}{\Delta d_M^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_m, \vec{r})}{\Delta D_M^2}} \quad (3.13)$$

y donde las ecuaciones 3.10 y 3.11 siguen siendo válidas. Por lo tanto el criterio de aprobación es:

$$\gamma(\vec{r}_m) \leq 1, \text{ Cálculo aprobado} \quad (3.14)$$

$$\gamma(\vec{r}_m) > 1, \text{ Cálculo no aprobado} \quad (3.15)$$

Una característica importante de este método es que en la evaluación final de la calidad de distribución de dosis, el valor  $\gamma(\vec{r}_m)$  puede ser representado en una distribución iso- $\gamma$ .

### 3.3.7. Irradiación del fantoma

Cuando la planificación del tratamiento en el fantoma ha sido terminada, se procede a la irradiación de cada caso. Debido a que el E2E se realiza en día no hábil se comienza con la inicialización del acelerador y el sistema. Este proceso tarda alrededor de diez minutos y es el momento en el que se el sistema corre un diagnóstico de todos sus componentes. Una vez el equipo está en línea se comienza por la determinación de la dosis absorbida en agua como se establece en el TRS 398

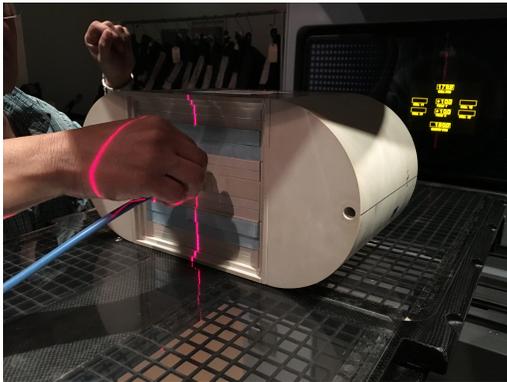
[7]. El documento establece que la dosis debe ser calculada utilizando la ecuación

$$D = l * N_{D,W} * k_{PT} * k_{Pol} * k_{elec} * k_Q \quad (3.16)$$

Para el significado y el valor de las constantes ver el apéndice C.4.

Luego se procede a la colocar el fantoma en la camilla de tratamiento. Debido a que no existen sistema de inmovilización, el fantoma incluye una guía cuadrículada que permite alinearlo en la misma posición que se realizó la tomografía. La alineación es posible utilizando el sistema de láser del acelerador. Cuando el fantoma está situado en la posición correcta se instala la cámara de ionización. Este procedimiento debe de realizarse con mucha precaución porque el equipo es muy sensible y si no es manejado con cuidado podría llegar a dañarse. La figura 3.16a muestra como se inserta la cámara de ionización, previo a la irradiación del fantoma.

La cámara es conectada a un electrómetro PTW UNIDOS E. Se fija el valor de la diferencia de potencial en  $\Delta V = 300$  Volts.



(a) Inserción de la cámara de ionización.



(b) Momento previo a la irradiación del fantoma.

**Figura 3.16.** Proceso de irradiación del fantoma. Fuente: Clínica La Asunción.

Posteriormente se verifican que no haya ninguna alerta de seguridad en el acelerador y se comienza con la irradiación del fantoma.

Cada caso planificado es irradiado con carga colectiva, es decir que se administra todo el tratamiento y las lecturas se obtienen con un electrómetro. La lectura integrada de todos los campos de tratamiento es la que se utiliza para el cálculo de dosis total

Para los campos IMRT se le indica al sistema que mida la fluencia. Para las fluencias medidas es necesario que el sistema esté en modo *paciente* ya que si se

elige el modo *QA* el sistema no guardará las fluencias. Las fluencias son medidas utilizando el Portal Device del acelerador.

Las unidades monitor se calcularon para que la dosis fuera de 100 cGy,



## 4. Resultados

A continuación se presentan los resultados medidos por cada caso. La lectura  $l$  es la indicada por el electrómetro. Para calcular la dosis absorbida se utiliza la ecuación 3.16. Para los casos IMRT, en esta sección, se presenta únicamente la fluencia para un campo. El resto de campos puede ser encontrado en el apéndice C. Para el cálculo del error relativo porcentual se utiliza la ecuación:

$$\epsilon = \frac{|D - \bar{D}|}{D} \times 100\% \quad (4.1)$$

donde  $D$  es la dosis medida y  $\bar{D}$  es la dosis prescrita.

Como se mencionó anteriormente en el capítulo 3, los perfiles de campo abierto para IMRT difieren de los que se exponen en la figura 3.13. Esto se debe a que en IMRT se busca que la dosis sea distinta a lo largo de todo el volumen a irradiar. Por lo tanto si se eligen dos puntos y se compara la dosis, esta será distinta.

### 4.1. Análisis de casos IMRT

#### 4.1.1. H1-IMRT

Para el plan **H1-IMRT** la lectura obtenida fue de:

$$l = 0.327\text{nC}$$

y la dosis absorbida por el fantoma, utilizando la ecuación 3.16:

$$D = 97.7\text{cGy}$$

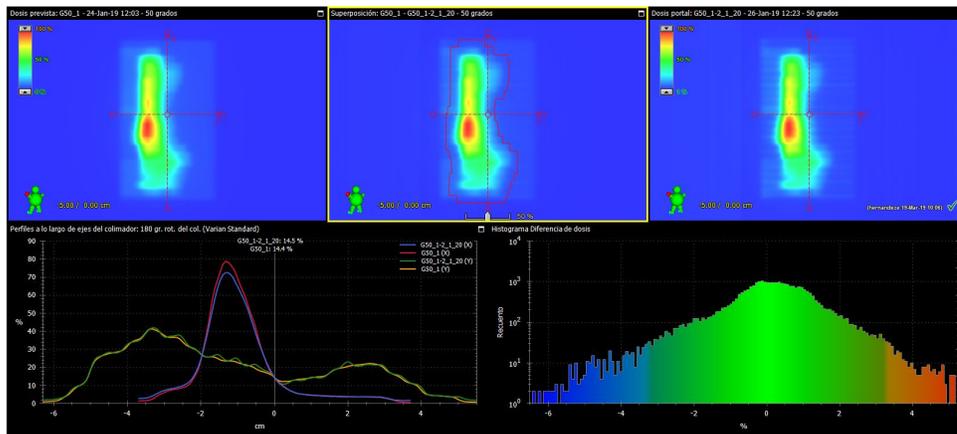
La dosis prescrita para el tratamiento fue de 100 cGy y utilizando la ecuación 4.1 el error porcentual en la medición de la dosis es

$$\epsilon = 2.35\%$$

La figura 4.1 muestra la fluencia del campo G50-1. En la parte superior izquierda, se observa la fluencia planificada por el TPS. En la parte superior derecha se observa la fluencia medida con el Portal y en la parte superior central se observa la superposición de estas imágenes. Visualmente es difícil apreciar la comparación de estas imágenes, para esto el sistema proporciona una comparación de perfiles a lo largo de los ejes del colimador, en la cual se presenta, nuevamente, la curva de la planificación y la curva medida. Se presentan las curvas medidas a lo largo del eje  $x$ , como a lo largo del eje  $y$ .

La tolerancia de la dosis absorbida es de el 10% como se establece en [13], por lo que al estar error porcentual por debajo de este valor, la medición es tomada como válida.

Por otra parte la figura 4.2 muestra el análisis realizado por el TPS en el cual, las tolerancias establecidas, distancia 2mm y dosis un 3%, se encuentran dentro de los valores esperados.



**Figura 4.1.** Fluencia del campo G50-1 del plan H1-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción.

<b>Campo</b>		<b>G50_1</b>			
Análisis realizado por		hernandez			
Fecha de análisis		Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM			
Método de normalización		Minimizar diferencia			
ID de dosis portal		G50_1-2_1_20			
ID de dosis de referencia		G50_1			
Resultado de análisis		<b>Pasado</b>			
Resultados detallados de la prueba:					
Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
✓ Área Gamma < 1.0	98.1 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	6.4 %	
Gamma máximo	1.97		Promedio de diferencia de dosis	0.9 %	
Gamma promedio	0.23		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	31.5 %	
Área Gamma > 0.8	3.7 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	16.8 %	
Área Gamma > 1.2	0.9 %				
[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]					

**Figura 4.2.** Fluencia medida por el Portal Device para el campo G50-1. Fuente: Clínica La Asunción.

#### 4.1.2. C1-IMRT

Para el plan **C1-IMRT** la lectura obtenida fue de:

$$l = 0.313nC$$

y la dosis absorbida por el fantoma, utilizando la ecuación 3.16:

$$D = 93.5cGy$$

La dosis prescrita para el tratamiento fue de 100 cGy y utilizando la ecuación 4.1 el error porcentual en la medición de la dosis es

$$\epsilon = 6.95 \%$$

La figura 4.3 muestra la fluencia del campo G200. En la parte superior izquierda, se observa la fluencia planificada por el TPS. En la parte superior derecha se observa la fluencia medida con el Portal y en la parte superior central se observa la superposición de estas imágenes. Visualmente es difícil apreciar la comparación de estas imágenes, para esto el sistema proporciona una comparación de perfiles a lo largo de los ejes del colimador, en la cual se presenta, nuevamente, la curva de la planificación y la curva medida. Se presentan las curvas medidas a lo largo del eje  $x$ , como a lo largo del eje  $y$ .

La tolerancia de la dosis absorbida es de el 10 % como se establece en [13], por lo que al estar error porcentual por debajo de este valor, la medición es tomada como

válida.

Por otra parte la figura 4.4 muestra el análisis realizado por el TPS en el cual, las tolerancias establecidas, distancia 2mm y dosis un 3 %, se encuentran dentro de los valores esperados.

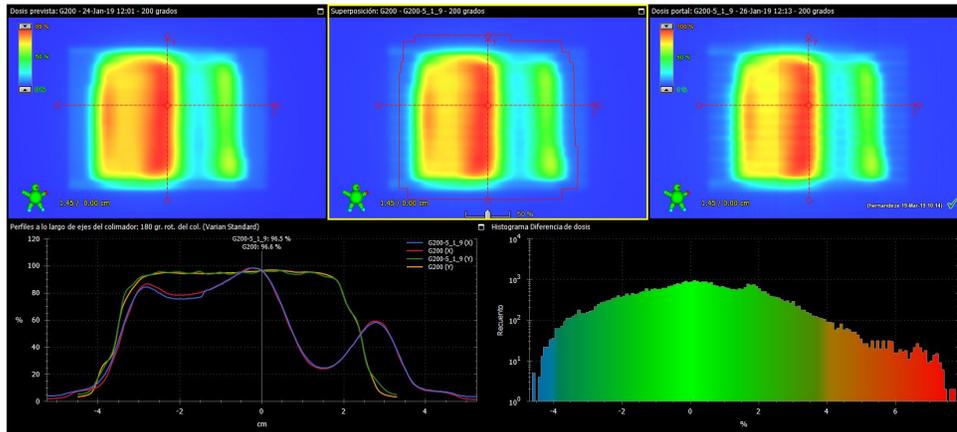


Figura 4.3. Fluencia del campo G200 del plan C1-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción.

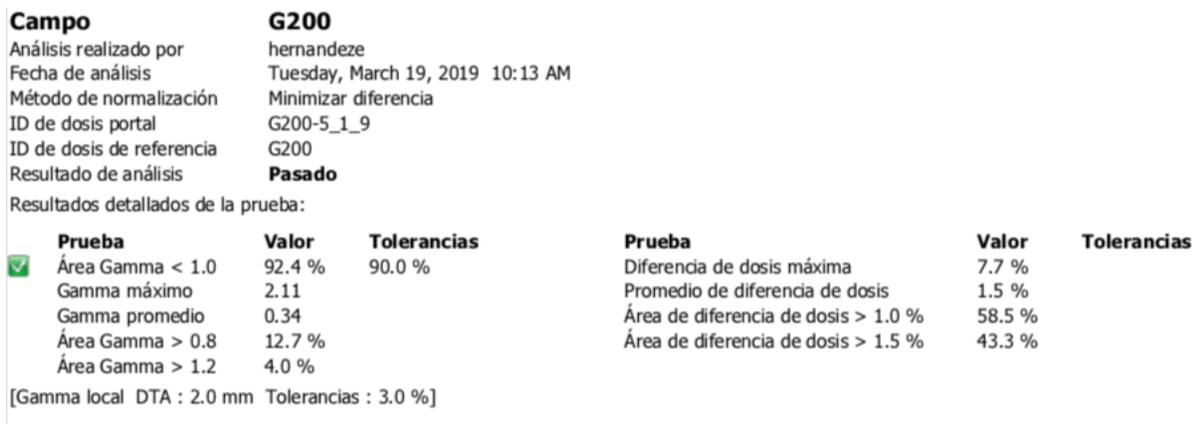


Figura 4.4. Fluencia medida por el Portal Device para el campo G200. Fuente: Clínica La Asunción.

### 4.1.3. C2-IMRT

Para el plan **C2-IMRT** la lectura obtenida fue de:

$$l = 0.094nC$$

y la dosis absorbida por el fantoma, utilizando la ecuación 3.16:

$$D = 28.1cGy$$

Según la planificación realizada la dosis absorbida por el volumen sensible debe de encontrarse en el intervalo [28.8,31.3]cGy y la dosis media es de:

$$\bar{D} = 29.7\text{cGy}$$

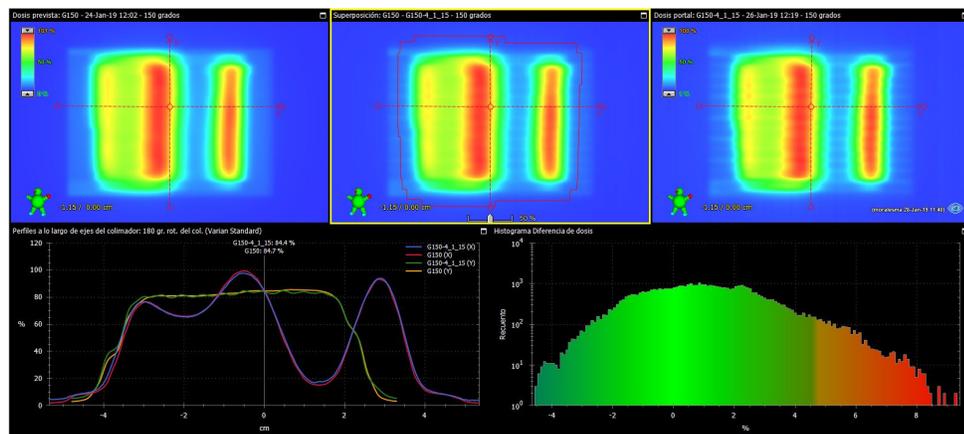
y utilizando la ecuación 4.1 el error porcentual en la medición de la dosis es

$$\epsilon = 5.70 \%$$

Para este caso se presenta la dosis en un intervalo, esto se debe a que es una región en la que se desea minimizar la dosis. Las cota inferior indica la cantidad mínima que recibirá el volumen y la cota superior indica la dosis máxima que puede administrarse. La figura 4.5 muestra la fluencia del campo G200. En la parte superior izquierda, se observa la fluencia planificada por el TPS. En la parte superior derecha se observa la fluencia medida con el Portal y en la parte superior central se observa la superposición de estas imágenes. Visualmente es difícil apreciar la comparación de estas imágenes, para esto el sistema proporciona una comparación de perfiles a lo largo de los ejes del colimador, en la cual se presenta, nuevamente, la curva de la planificación y la curva medida. Se presentan las curvas medidas a lo largo del eje  $x$ , como a lo largo del eje  $y$ .

La tolerancia de la dosis absorbida es de el 10% como se establece en [13], por lo que al estar error porcentual por debajo de este valor, la medición es tomada como válida.

Por otra parte la figura 4.6 muestra el análisis realizado por el TPS en el cual, las tolerancias establecidas, distancia 3mm y dosis un 3%, se encuentran dentro de los valores esperados.



**Figura 4.5.** Fluencia del campo G150 del plan C2-IMRT. Fuente: Clínica La Asunción.

<b>Campo</b>			<b>G150</b>			
Análisis realizado por			hernandez			
Fecha de análisis			Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM			
Método de normalización			Minimizar diferencia			
ID de dosis portal			G150-4_1_15			
ID de dosis de referencia			G150			
Resultado de análisis			<b>Pasado</b>			
Resultados detallados de la prueba:						
<input checked="" type="checkbox"/>	<b>Prueba</b>	<b>Valor</b>	<b>Tolerancias</b>	<b>Prueba</b>	<b>Valor</b>	<b>Tolerancias</b>
	Área Gamma < 1.0	94.4 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	9.3 %	
	Gamma máximo	2.63		Promedio de diferencia de dosis	1.7 %	
	Gamma promedio	0.33		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	63.1 %	
	Área Gamma > 0.8	9.5 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	46.8 %	
	Área Gamma > 1.2	3.1 %				
[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]						

**Figura 4.6.** Fluencia medida por el Portal Device para el campo G150. Fuente: Clínica La Asunción.

## 4.2. Análisis de casos 3DCRT

### 4.2.1. H1-3D

Para el plan **H1-3D** la lectura obtenida fue de:

$$l = 0.344nC$$

y la dosis absorbida por el fantoma, utilizando la ecuación 3.16:

$$D = 102.8cGy$$

La dosis prescrita para el tratamiento fue de 100 cGy y utilizando la ecuación 4.1 el error porcentual en la medición de la dosis es

$$\epsilon = 2.70\%$$

### 4.2.2. C1-3D

Para el plan **H1-3D** la lectura obtenida fue de:

$$l = 0.340nC$$

y la dosis absorbida por el fantoma, utilizando la ecuación 3.16:

$$D = 101.6\text{cGy}$$

La dosis prescrita para el tratamiento fue de 100 cGy y utilizando la ecuación 4.1 el error porcentual en la medición de la dosis es

$$\epsilon = 1.60 \%$$

### 4.2.3. C2-3D

Para el plan **C2-3D** la lectura obtenida fue de:

$$l = 0.340\text{nC}$$

y la dosis absorbida por el fantoma, utilizando la ecuación 3.16:

$$D = 101.6\text{cGy}$$

La dosis prescrita para el tratamiento fue de 100 cGy y utilizando la ecuación 4.1 el error porcentual en la medición de la dosis es

$$\epsilon = 1.60 \%$$



## CONCLUSIONES

1. El *end to end test* para IMRT permite garantizar que el proceso de radioterapia por el cual es sometido un paciente, se está administrando según los protocolos adoptados.
2. Se determinó que la tolerancia, para cada plan irradiado, es aceptable por lo establecido en los protocolos adoptados. Por esta razón, la tolerancia establecida comparada con el porcentaje de error obtenido de cada medición permite dar como válidos los resultados.
3. Se validaron los resultados de los planes IMRT comparando las tolerancias con los valores de referencia y con los valores de las tolerancias de los planes 3D. La confiabilidad de los tratamientos en 3D, permite tener un punto de referencia fiable al momento de comparar ambos tratamientos.



## RECOMENDACIONES

1. Antes de la inicialización de el tratamiento o de la medición de las fluencias, es recomendable verificar visualmente que tanto el gantry, como el portal device no colisionen con la camilla. Una colisión podría generar que el sistema no responda y se deba suspender la práctica.
2. Debido a que el perfil de dosis para IMRT no es totalmente uniforme, la dosis medida puede no ser la dosis prescrita. Para verificar que la dosis prescrita está siendo entregada, es recomendable calcular varios factor gamma realizando corrimientos leves, de aproximadamente 1 mm, alrededor del punto de interés.
3. Realizar el *end to end test* para IMRT al menos una vez por año para poder garantizar el funcionamiento correcto del tratamiento.



## BIBLIOGRAFÍA

- [1] BARRETT, A., MORRIS, S., DOBBS, J., AND ROQUES, T. *Practical radiotherapy planning*. CRC Press, 2009.
- [2] BURNET, N. G., THOMAS, S. J., BURTON, K. E., AND JEFFERIES, S. J. Defining the tumour and target volumes for radiotherapy. *Cancer Imaging* 4, 2 (2004), 153.
- [3] CHANTA, O. Control de calidad anual realizado al acelerador lineal trilogy system e implementación de manuales para técnicas de planificación. Informe de prácticas finales, Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas, USAC, Julio 2017.
- [4] CHAO, K. C., APISARNTHANARAX, S., AND OZYIGIT, G. *Practical essentials of intensity modulated radiation therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2005.
- [5] DE SOUSA FONTES, A. Papiloma invertido rinosinusal en una niña de nueve años. *Pediatría* 49 (09 2016).
- [6] FLORIAN, E. Simulación de la radiación dispersa de rayos x de fluoroscopia por polimetilmetacrilato utilizando geant4. Tesis de licenciatura, Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas, USAC, Abril 2019.
- [7] IAEA, T. 398. *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*. Vienna International Atomic Energy Agency, 2000.
- [8] IBA DOSIMETRY. *Im'RT Phantom User Guide*.
- [9] KHAN, F. M., AND GIBBONS, J. P. *The Physics of Radiation Therapy*. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

- [10] KNOLL, G. F. *Radiation detection and measurement*. John Wiley & Sons, 2010.
- [11] LIVERPOOL CANCER THERAPY CENTRE. What is a radiotherapy mask?, Abril 2019.
- [12] LOW, D. A., HARMS, W. B., MUTIC, S., AND PURDY, J. A. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics* 25, 5 (1998), 656–661.
- [13] MIFTEN, M., OLCH, A., MIHAILIDIS, D., MORAN, J., PAWLICKI, T., MOLINEU, A., LI, H., WIJESORIYA, K., SHI, J., XIA, P., PAPANIKOLAOU, N., AND LOW, D. A. Tolerance limits and methodologies for imrt measurement-based verification qa: Recommendations of aapm task group no. 218. *Medical Physics* 45, 4 (2018), e53–e83.
- [14] MORALES, M. A. Valoración de incertidumbres en el posicionamiento del tratamiento de pacientes de imrt. Informe de prácticas finales, Escuela de Ciencias Físicas y Matemáticas, USAC, Enero 2019.
- [15] OIEA. *Tecdoc 1151: Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad*. Organismo Internacional de Energía Atómica, 2000.
- [16] ON-RADIATION ONCOLOGY. *PinPoint Ionization Chamber M. 30350*, 1988.
- [17] PAVEL, T. Feasibility of magnetic resonance imaging-based radiation therapy for brain tumour treatment. Master’s thesis, School of Science, Aalto University, 2017.
- [18] PODGORŠAK, E. B. *Radiation Physics for Medical Physicists*. Springer, 2010.
- [19] SOFTWARE TESTING HELP. What is end to end testing and how to perform it?, 2014.
- [20] WORLD HEALTH ORGANIZATION. *Quality Assurance in Radiotherapy*, 1988.

## A. Cámara de Ionización

### A.1. Proceso de Ionización en gases

La ionización es el fenómeno físico mediante el cual se producen iones, estos son átomos o moléculas cargadas eléctricamente debido al exceso o falta de electrones respecto a un átomo o molécula neutra. Luego de que una molécula neutra es ionizada, el electrón libre y el ion positivo creados son llamados el par iónico, y sirve como el componente básico de la señal eléctrica desarrollada por la cámara de ionización. Los iones pueden ser formados principalmente por interacción directa con un partícula incidente, o por medio de un proceso secundario en el cual parte de la energía de la partícula es transferida al electrón. Sea cual sea el proceso, la cantidad de interés es el numero total de pares iónicos a lo largo del camino de la radiación [10].

Gas	Primer Potencial de Ionización (eV)	eV/par de iones	
		Electrones	Partículas $\alpha$
Ar	15.7	26.4	26.3
He	24.5	41.3	42.7
H <sub>2</sub>	15.6	36.5	36.4
N <sub>2</sub>	15.5	34.8	36.4
Aire	-	33.8	35.1
O <sub>2</sub>	12.5	30.8	32.2
CH <sub>4</sub>	14.5	27.3	29.1

**Tabla A.1.** Valores de energía por par de iones para distintos gases. Fuente: [10].

## A.2. Movimiento de la carga y recolección

### A.2.1. Movimiento de la carga

Si un campo eléctrico externo ( $\vec{E}$ ) es aplicado a una región en la que los iones o electrones existen en un gas, las fuerzas electrostáticas tenderán a mover las cargas lejos del punto de origen. El movimiento neto consiste en la superposición de una velocidad térmica aleatoria junto con una velocidad de fuga neta en una dirección dada. La velocidad de fuga ( $\vec{v}$ ) para iones positivos es en la dirección del campo eléctrico, y donde los electrones libres y iones negativos se mueven en la dirección contraria.

Para iones en un gas la velocidad de fuga se puede calcular con la siguiente ecuación

$$\vec{v} = \frac{\mu \vec{E}}{p} \quad (\text{A.1})$$

donde

- $\vec{v}$  es la velocidad de fuga.
- $\vec{E}$  la magnitud del campo eléctrico.
- $p$  es la presión del gas

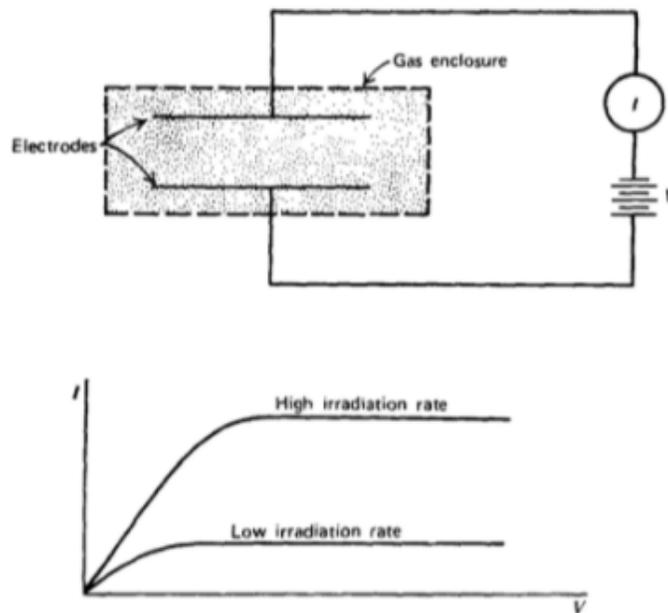
La movilidad  $\mu$  tiende a permanecer constante para rangos grandes del campo eléctrico y la presión del gas y no difiere considerablemente iones positivos así como para iones negativos en el mismo gas. Los valores típicos para  $\mu$  pueden encontrarse entre 1 y  $1.5 \times 10^{-4}$  m<sup>2</sup> atm/ V · s para detectores de gases número atómico mediano. Por lo tanto a 1 atm de presión y un campo eléctrico de 10<sup>4</sup> V/m resultaría en una velocidad de fuga del orden de 1 m/s.

Los electrones libres se comportan de manera diferente. Su masa mucho menor a la del protón le permite mayores aceleraciones entre colisiones con moléculas de gas y el valor de la movilidad en la ecuación A.1 es usualmente 1000 veces mayor a la de cualquier otro ion.

### A.2.2. Corriente de Ionización

En la presencia de un campo eléctrico, la movilización de cargas, tanto positivas como negativas, representadas por los iones y electrones constituyen una corriente eléctrica. Si un volumen de gas está siendo irradiado, la razón de formación de pares

de iones es constante. Para cualquier volumen pequeño de prueba, esta razón de formación será balanceada por la razón a la cual los pares de iones son perdidos del volumen. La medición de esta corriente de ionización es el principio de la cámara de ionización. La figura A.1 representa los elementos básicos de una cámara de ionización. Un volumen de gas es encerrado en una región en la cual se puede generar un campo eléctrico mediante la aplicación de un voltaje externo. En equilibrio, la corriente que fluye en circuito externo será igual a la corriente de ionización colectada por los electrodos y por un amperímetro muy sensible colocado en el circuito exterior, se puede medir la corriente de ionización.



**Figura A.1.** Componentes básicos de una cámara de ionización. Fuente:[10]

### A.3. Cámara Pinpoint

Las cámaras de ionización han sido específicamente diseñadas para la medición relativa del haz en un fantoma de agua para la caracterización de campos de radiación en un LINAC en donde se desee una resolución espacial superior y para la evaluación de pequeños campos IMRT.

En la figura se presenta la ficha técnica de la cámara proveída por el fabricante.

<b>Model Number:</b> (Previous Model):	<b>N31014</b> 31006	<b>N31015</b> 31009	<b>N31016</b> N/A
Application:	photons and electrons		
Volume:	0.015 cm <sup>3</sup>	0.030 cm <sup>3</sup>	0.016 cm <sup>3</sup>
Sensitivity:	0.004 nC/cGy	0.008 nCcGy	0.004 nC/cGy
Wall material:	acrylic (PMMA) and graphite		
Wall thickness:	0.66 mm (0.57 mm PMMA + 0.09 mm graphite)		
Area density:	89 mg/cm <sup>3</sup>	89 mg/cm <sup>3</sup>	89 mg/cm <sup>3</sup>
Thimble O.D.:	3.4 mm	4.3 mm	4.3 mm
Thimble I.D.:	2 mm	2.9 mm	2.9 mm
Electrode material:	Al 99.98 R	Al 99.98 R	Al 99.98 R
Electrode Diameter:	0.3 mm	0.3 mm	0.3 mm
Electrode Length:	4.15 mm	4.15 mm	1.6 mm
Reference Point from tip:	3.4 mm	3.4 mm	2.4 mm
Stem Diameter:	7 mm	7 mm	7 mm
Angular dependence: .....	≤1% up to 20° axis tilt		
Leakage: .....	≤4 x 10 <sup>-15</sup> A		
Bias: .....	400 V maximum, 300 V typical		
Cable: .....	1.3 m low noise, triaxial		
Cable sheath: .....	Tygon®-type, radiation/light resistant		
Connector: .....	triaxial BNC with cap and chain (TNC optional)		

**Figura A.2.** Ficha técnica de la cámara de ionización pinpoint. Fuente: [16]

## B. Rayos X

Los rayos X fueron descubiertos por Roentgen en 1, 895 mientras estudiaba un haz de electrones. Estos mismo eran emitidos desde el cátodo de un tubo sellado al vacío que contenía un gas eléctricamente neutro. Roentgen observó que otro tipo de radiación era producida y que era detectada fuera de las paredes del tubo. Esta radiación era producida debido a la interacción de los electrones con las paredes de vidrio del tubo. Además, era capaz de atravesar sustancias opacas, producir fluorescencia e ionizar un gas. Él llamo a este tipo de radiación, rayos X. [9]

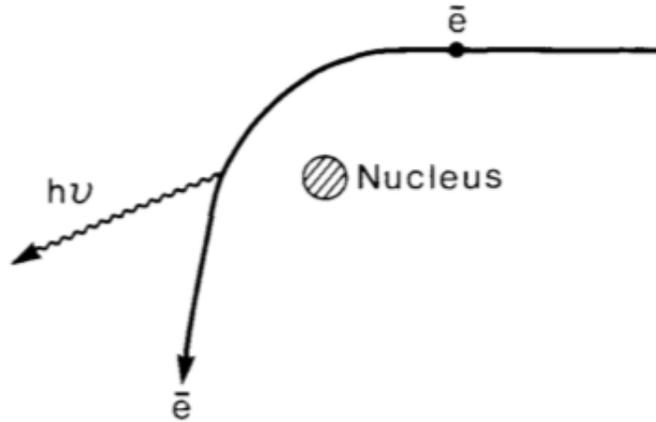
### B.1. Producción de Rayos X

Existen dos procesos por los cuales la producción de rayos X es posible. Los procesos son conocidos como rayos X *de frenado* y rayos X *característicos*.

#### B.1.1. Rayos X de Frenado

Los rayos X de frenado también son conocidos como rayos X de Bremsstrahlung. Este tipo de radiación es el resultado de la colisión entre los electrones a altas velocidades que interaccionan con los núcleos atómicos(ver figura B.1). Los electrones, mientras pasan cerca de los núcleos atómicos, serán dispersados de su trayectoria original debido a la acción de la fuerza de atracción de Coulomb. Al momento de ser dispersados, los electrones perderán energía por frenado. Este fenómeno fue predicho en la teoría general de la radiación electromagnética de Maxwell.

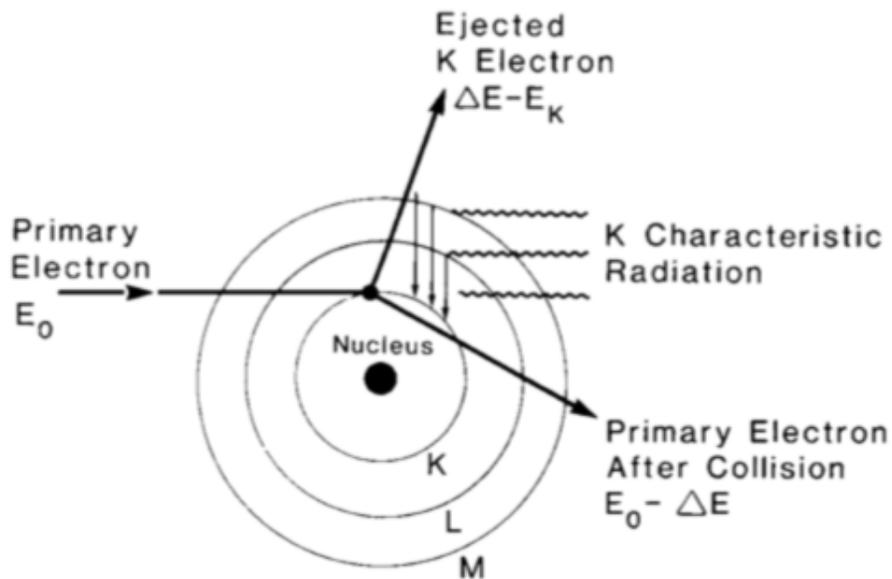
De acuerdo a esta teoría, la energía se propaga en el espacio en forma de ondas electromagnéticas. El electrón, al cual se le asocia un campo electromagnético, es dispersado y acelerado al pasar por la vecindad del núcleo atómico. Como resultado, parte de la energía del electrón es disociada y propagada en el espacio como radiación electromagnética. La energía perdida por átomo por los electrones es proporcional al cuadrado del número atómico ( $Z^2$ ). Además, la probabilidad de Bremsstrahlung varia con  $Z^2$  del blanco. [6]



**Figura B.1.** Producción de un rayo X por frenado Fuente:[6]

### B.1.2. Rayos X Característicos

Los electrones incidentes en el material, utilizado como blanco, también producen rayos X característicos. El mecanismo de producción consiste en que un electrón, con energía cinética  $E_0$ , ioniza un átomo del blanco. Es decir, libera un electrón de alguna de las órbitas K, L o M, como se ilustra en la figura B.2.



**Figura B.2.** Producción de un rayo X característico Fuente:[6]

El electrón original es dispersado con una energía cinética  $E_0 - \Delta E$ , donde  $\Delta E$  es la energía dada al electrón orbital. Parte de la energía  $\Delta E$  es utilizada para liberar

al electrón de su órbita, es decir, vencer la energía de ligadura asociada a la órbita ocupada por el electrón; el resto de la energía es llevada por el electrón expulsado como energía cinética.

## B.2. Tubo de Rayos X

Es un generador de rayos X que se encuentra sellado al vacío. En uno de sus extremos se encuentra el cátodo (electrodo negativo) mientras en el otro extremo un ánodo (electrodo positivo), ambos se encuentran sellados herméticamente en el tubo como se ilustra en la figura B.3. El cátodo es un filamento de tungsteno que al calentarlo emite electrones, fenómeno denominado como emisión térmica. El ánodo, consiste en una varilla gruesa de cobre a la cual se le instala un blanco de tungsteno. Cuando un alto voltaje es aplicado entre el ánodo y el cátodo, los electrones emitidos del filamento de tungsteno son acelerados hacia el ánodo alcanzando velocidades muy altas, cercanas a la velocidad de la luz, antes de colisionar con el blanco de tungsteno. Los rayos X son producidos debido a la repentina desviación o aceleración de los electrones generada por la fuerza de atracción ejercida por el núcleo de tungsteno

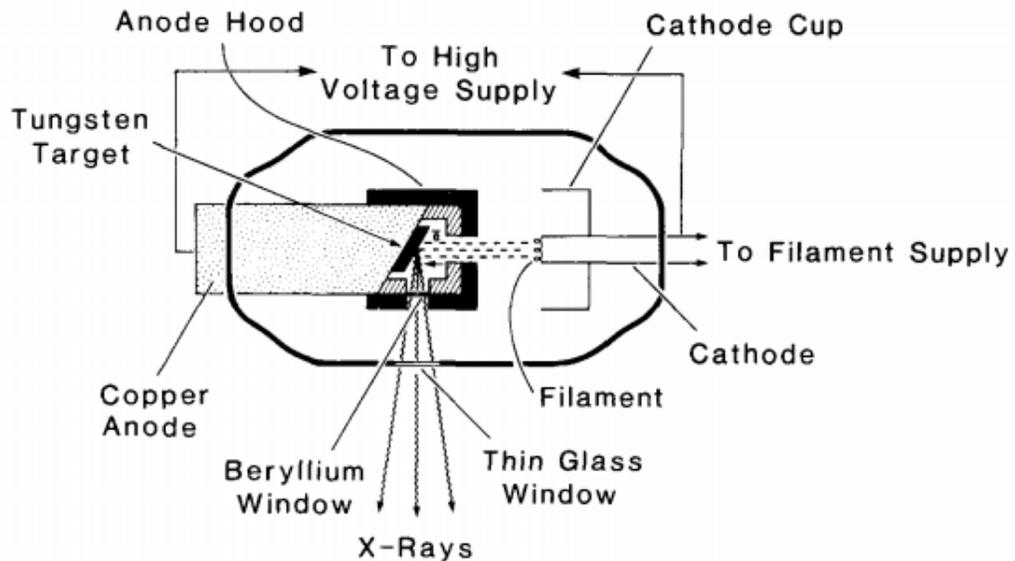


Figura B.3. Esquema de un tubo de rayos X. Fuente.[6]



## C. Medición de Fluencias y Dosis

### C.1. Fluencias C1-IMRT

Se presentan las fluencias medidas para el plan C1-IMRT correspondientes a los campos de la tabla 3.2.

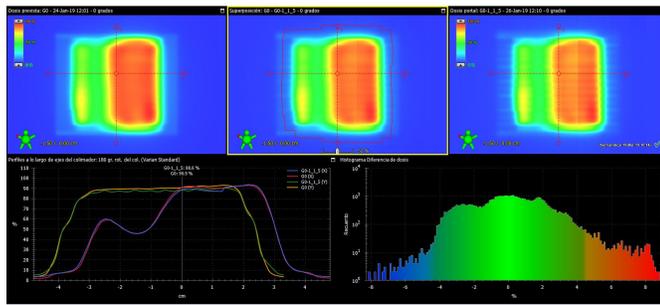


Figura C.1. Plan C1: Campo G0.

Campo			G0		
Análisis realizado por	hernandez				
Fecha de análisis	Tuesday, March 19, 2019 10:14 AM				
Método de normalización	Minimizar diferencia				
ID de dosis portal	G0-1_1_5				
ID de dosis de referencia	G0				
Resultado de análisis	Pasado				
Resultados detallados de la prueba:					
Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	91.5 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	8.8 %	
Gamma máximo	2.58		Promedio de diferencia de dosis	1.6 %	
Gamma promedio	0.36		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	59.9 %	
Área Gamma > 0.8	13.9 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	46.4 %	
Área Gamma > 1.2	3.7 %				
[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 3.0 %]					

Figura C.2. Plan C1: Medición de fluencia campo G0.

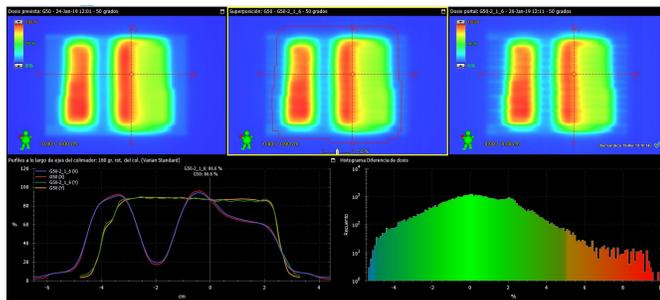


Figura C.3. Plan C1: Campo G50.

Campo			G50		
Análisis realizado por	hernandez				
Fecha de análisis	Tuesday, March 19, 2019 10:10 AM				
Método de normalización	Minimizar diferencia				
ID de dosis portal	G50-2_1_6				
ID de dosis de referencia	G50				
Resultado de análisis	Pasado				
Resultados detallados de la prueba:					
Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	93.9 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	9.9 %	
Gamma máximo	2.28		Promedio de diferencia de dosis	1.5 %	
Gamma promedio	0.33		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	58.0 %	
Área Gamma > 0.8	10.1 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	42.5 %	
Área Gamma > 1.2	3.6 %				
[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]					

Figura C.4. Plan C1: Medición de fluencia campo G50.

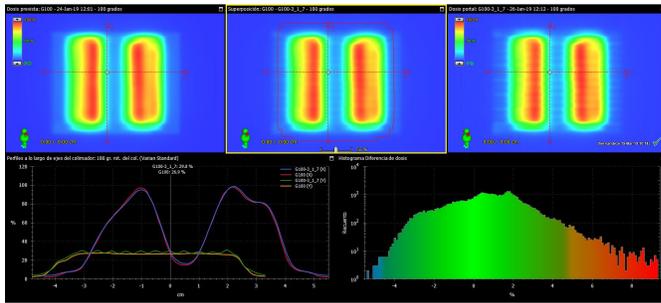


Figura C.5. Plan C1: Campo G100.

**Campo G100**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:10 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G100-3\_1\_7  
 ID de dosis de referencia G100  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	93.4 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	9.3 %	
Gamma máximo	2.43		Promedio de diferencia de dosis	1.6 %	
Gamma promedio	0.32		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	62.5 %	
Área Gamma > 0.8	9.6 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	46.3 %	
Área Gamma > 1.2	4.0 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.6. Plan C1: Medición de fluencia campo G100.

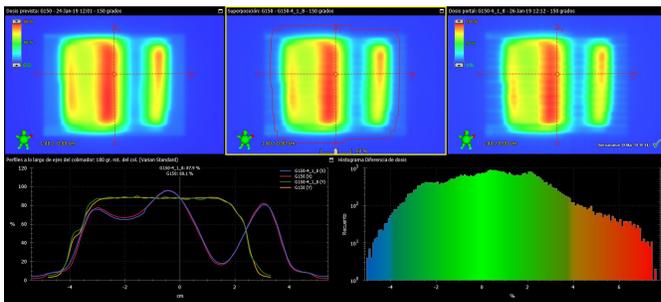


Figura C.7. Plan C1: Campo G150.

**Campo G150**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:10 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G150-4\_1\_8  
 ID de dosis de referencia G150  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	90.3 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	7.7 %	
Gamma máximo	2.49		Promedio de diferencia de dosis	1.7 %	
Gamma promedio	0.38		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	64.1 %	
Área Gamma > 0.8	14.1 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	49.2 %	
Área Gamma > 1.2	6.4 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.8. Plan C1: Medición de fluencia campo G150.

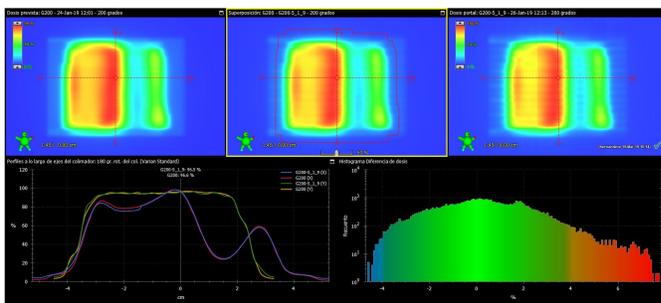


Figura C.9. Plan C1: Campo G200.

**Campo G200**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:13 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G200-5\_1\_9  
 ID de dosis de referencia G200  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	92.4 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	7.7 %	
Gamma máximo	2.11		Promedio de diferencia de dosis	1.5 %	
Gamma promedio	0.34		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	58.5 %	
Área Gamma > 0.8	12.7 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	43.3 %	
Área Gamma > 1.2	4.0 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 3.0 %]

Figura C.10. Plan C1: Medición de fluencia campo G200.

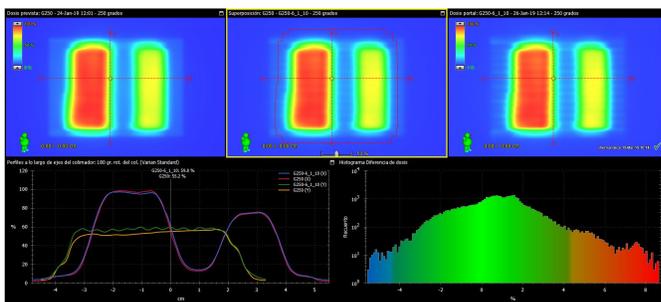


Figura C.11. Plan C1: Campo G250.

**Campo G250**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:11 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G250-6\_1\_10  
 ID de dosis de referencia G250  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	92.4 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	8.6 %	
Gamma máximo	2.98		Promedio de diferencia de dosis	1.5 %	
Gamma promedio	0.36		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	59.1 %	
Área Gamma > 0.8	13.0 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	39.9 %	
Área Gamma > 1.2	4.2 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.12. Plan C1: Medición de fluencia campo G250.

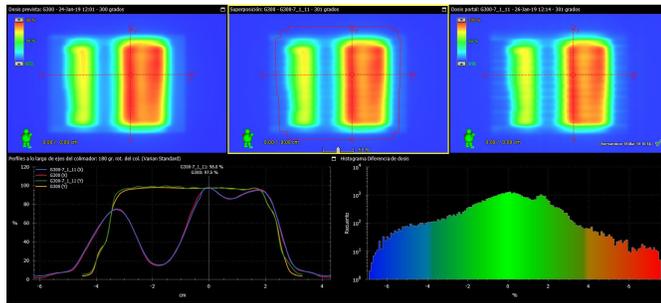


Figura C.13. Plan C1: Campo G300.

**Campo**  
 Análisis realizado por: hernandez  
 Fecha de análisis: Tuesday, March 19, 2019 10:11 AM  
 Método de normalización: Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal: G300-7\_1\_11  
 ID de dosis de referencia: G300  
 Resultado de análisis: **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	94.9 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	7.6 %	
Gamma máximo	3.14		Promedio de diferencia de dosis	1.4 %	
Gamma promedio	0.29		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	53.6 %	
Área Gamma > 0.8	8.0 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	38.4 %	
Área Gamma > 1.2	3.2 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.14. Plan C1: Medición de fluencia campo G300.

## C.2. Fluencias C2-IMRT

Se presentan las fluencias medidas para el plan C2-IMRT correspondientes a los campos de la tabla 3.4.

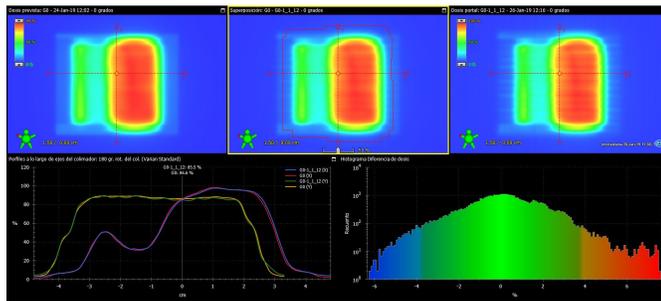


Figura C.15. Plan C2: Campo G0.

**Campo**  
 Análisis realizado por: hernandez  
 Fecha de análisis: Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM  
 Método de normalización: Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal: G0-1\_1\_12  
 ID de dosis de referencia: G0  
 Resultado de análisis: **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	56.2 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	7.6 %	
Gamma máximo	3.24		Promedio de diferencia de dosis	1.3 %	
Gamma promedio	0.29		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	50.6 %	
Área Gamma > 0.8	6.9 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	35.7 %	
Área Gamma > 1.2	1.7 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.16. Plan C2: Medición de fluencia campo G0.

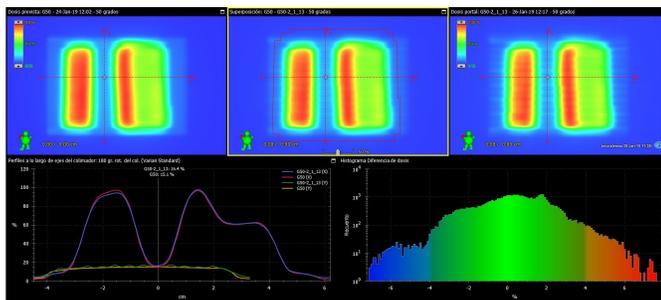


Figura C.17. Plan C2: Campo G50.

**Campo**  
 Análisis realizado por: hernandez  
 Fecha de análisis: Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM  
 Método de normalización: Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal: G50-2\_1\_13  
 ID de dosis de referencia: G50  
 Resultado de análisis: **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	93.5 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	7.8 %	
Gamma máximo	2.56		Promedio de diferencia de dosis	1.4 %	
Gamma promedio	0.32		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	57.5 %	
Área Gamma > 0.8	10.5 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	42.1 %	
Área Gamma > 1.2	3.7 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.18. Plan C2: Medición de fluencia campo G50.

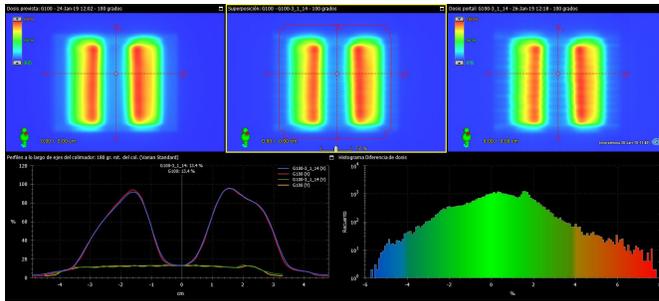


Figura C.19. Plan C2: Campo G100.

**Campo** **G100**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G100-3\_1\_14  
 ID de dosis de referencia G100  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	92.7 %	90.0 %
Gamma máximo	2.80	
Gamma promedio	0.30	
Área Gamma > 0.8	9.9 %	
Área Gamma > 1.2	4.9 %	

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.20. Plan C2: Medición de fluencia campo G100.

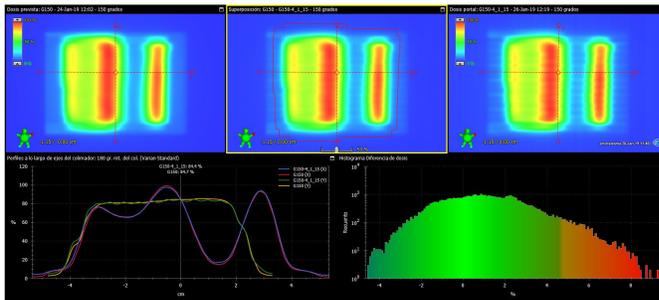


Figura C.21. Plan C2: Campo G150.

**Campo** **G150**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G150-4\_1\_15  
 ID de dosis de referencia G150  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	94.4 %	90.0 %
Gamma máximo	2.63	
Gamma promedio	0.33	
Área Gamma > 0.8	9.5 %	
Área Gamma > 1.2	3.1 %	

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.22. Plan C2: Medición de fluencia campo G150.

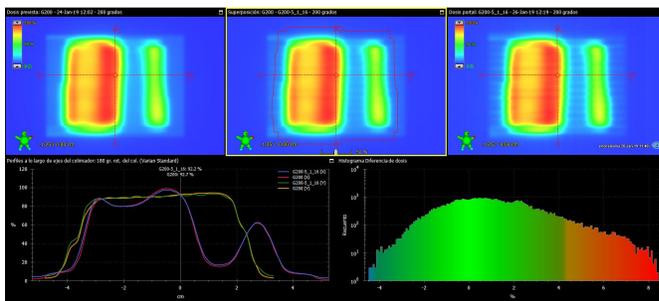


Figura C.23. Plan C2: Campo G200.

**Campo** **G200**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G200-5\_1\_16  
 ID de dosis de referencia G200  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	93.6 %	90.0 %
Gamma máximo	2.39	
Gamma promedio	0.35	
Área Gamma > 0.8	10.5 %	
Área Gamma > 1.2	3.7 %	

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.24. Plan C2: Medición de fluencia campo G200.

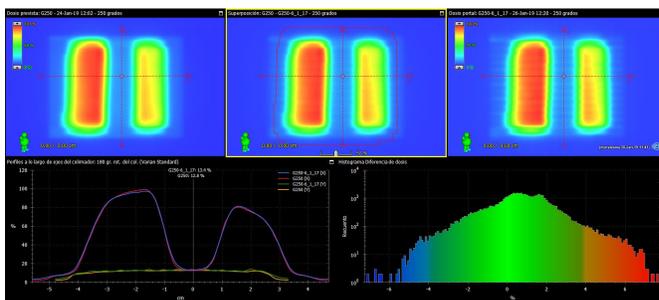


Figura C.25. Plan C2: Campo G250.

**Campo** **G250**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G250-6\_1\_17  
 ID de dosis de referencia G250  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	92.8 %	90.0 %
Gamma máximo	2.42	
Gamma promedio	0.35	
Área Gamma > 0.8	12.9 %	
Área Gamma > 1.2	5.2 %	

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.26. Plan C2: Medición de fluencia campo G250.

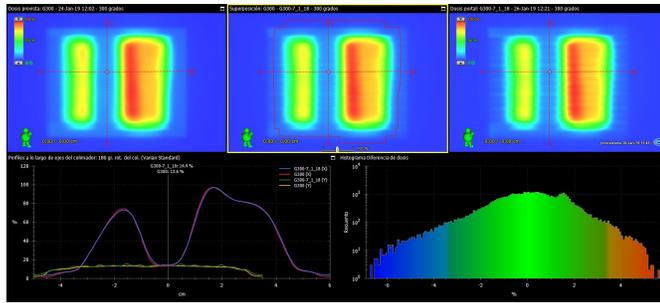


Figura C.27. Plan C2: Campo G300.

Campo		G300			
Análisis realizado por		hernandez			
Fecha de análisis		Tuesday, March 19, 2019 10:08 AM			
Método de normalización		Minimizar diferencia			
ID de dosis portal		G300-7_1_18			
ID de dosis de referencia		G300			
Resultado de análisis		Pasado			
Resultados detallados de la prueba:					
Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	95.3 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	6.8 %	
			Promedio de diferencia de dosis	1.2 %	
			Área de diferencia de dosis > 1.0 %	50.0 %	
			Área de diferencia de dosis > 1.5 %	31.2 %	
[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]					

Figura C.28. Plan C2: Medición de fluencia campo G300.

### C.3. Fluencias H1-IMRT

Se presentan las fluencias medidas para el plan H1-IMRT correspondientes a los campos de la tabla 3.6.

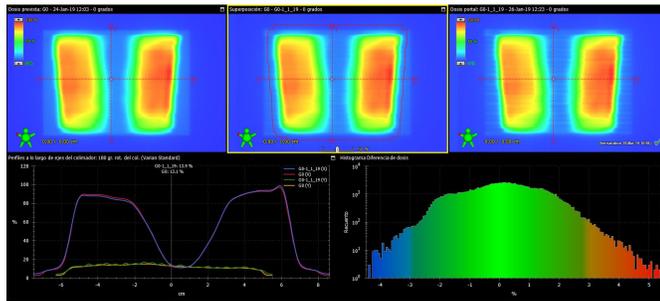


Figura C.29. Plan H1: Campo G0.

Campo		G0			
Análisis realizado por		hernandez			
Fecha de análisis		Tuesday, March 19, 2019 10:03 AM			
Método de normalización		Minimizar diferencia			
ID de dosis portal		G0-1_1_19			
ID de dosis de referencia		G0			
Resultado de análisis		Pasado			
Resultados detallados de la prueba:					
Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	92.9 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	5.4 %	
			Promedio de diferencia de dosis	1.0 %	
			Área de diferencia de dosis > 1.0 %	42.3 %	
			Área de diferencia de dosis > 1.5 %	23.5 %	
[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]					

Figura C.30. Plan H1: Medición de fluencia campo G0.

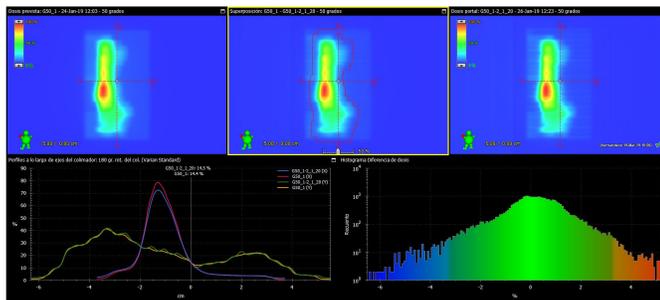


Figura C.31. Plan H1: Campo G50-1.

Campo		G50_1			
Análisis realizado por		hernandez			
Fecha de análisis		Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM			
Método de normalización		Minimizar diferencia			
ID de dosis portal		G50_1-2_1_20			
ID de dosis de referencia		G50_1			
Resultado de análisis		Pasado			
Resultados detallados de la prueba:					
Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	98.1 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	6.4 %	
			Promedio de diferencia de dosis	0.9 %	
			Área de diferencia de dosis > 1.0 %	31.5 %	
			Área de diferencia de dosis > 1.5 %	16.8 %	
[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]					

Figura C.32. Plan H1: Medición de fluencia campo G50-1.

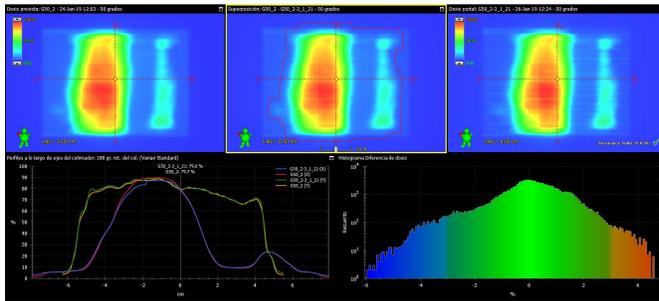


Figura C.33. Plan H1: Campo G50-2.

**Campo** **G50\_2**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G50\_2-3\_1\_21  
 ID de dosis de referencia G50\_2  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	93.6 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	6.0 %	
Gamma máximo	3.59		Promedio de diferencia de dosis	0.9 %	
Gamma promedio	0.34		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	32.9 %	
Área Gamma > 0.8	9.9 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	18.1 %	
Área Gamma > 1.2	4.0 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.34. Plan H1: Medición de fluencia campo G50-2.

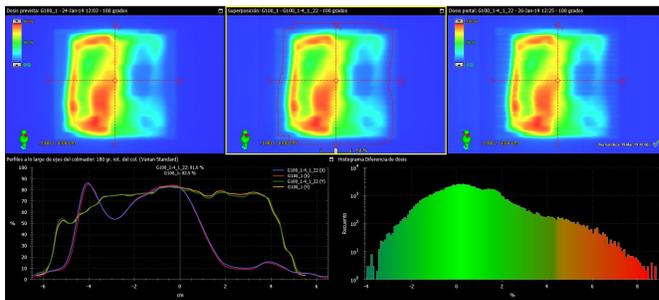


Figura C.35. Plan H1: Campo G100-1.

**Campo** **G100\_1**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G100\_1-4\_1\_22  
 ID de dosis de referencia G100\_1  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	94.3 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	8.9 %	
Gamma máximo	2.93		Promedio de diferencia de dosis	1.2 %	
Gamma promedio	0.35		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	46.0 %	
Área Gamma > 0.8	9.3 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	28.9 %	
Área Gamma > 1.2	3.6 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.36. Plan H1: Medición de fluencia campo G100-1.

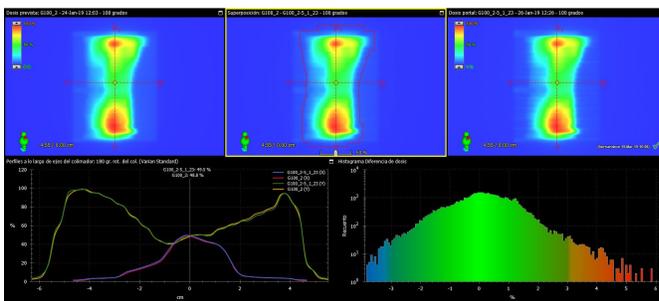


Figura C.37. Plan H1: Campo G100-2.

**Campo** **G100\_2**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G100\_2-5\_1\_23  
 ID de dosis de referencia G100\_2  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	97.6 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	6.1 %	
Gamma máximo	2.25		Promedio de diferencia de dosis	0.8 %	
Gamma promedio	0.23		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	31.4 %	
Área Gamma > 0.8	4.1 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	13.4 %	
Área Gamma > 1.2	1.3 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.38. Plan H1: Medición de fluencia campo G100-2.

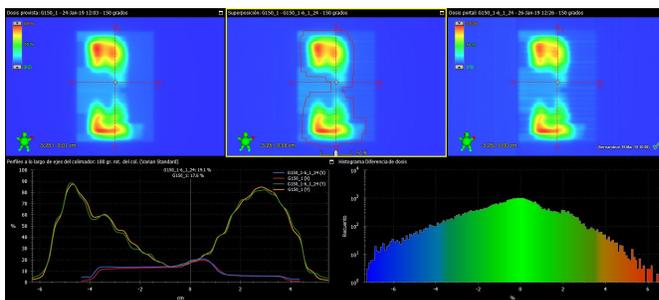


Figura C.39. Plan H1: Campo G150-1.

**Campo** **G150\_1**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G150\_1-6\_1\_24  
 ID de dosis de referencia G150\_1  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
<input checked="" type="checkbox"/> Área Gamma < 1.0	94.6 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	7.2 %	
Gamma máximo	3.05		Promedio de diferencia de dosis	1.4 %	
Gamma promedio	0.33		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	52.5 %	
Área Gamma > 0.8	8.7 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	38.5 %	
Área Gamma > 1.2	3.3 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.40. Plan H1: Medición de fluencia campo G150-1.

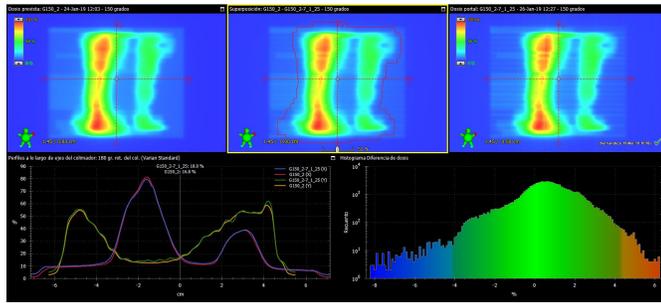


Figura C.41. Plan H1: Campo G150-2

**Campo**  
 G150\_2  
 Análisis realizado por: hernandez  
 Fecha de análisis: Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización: Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal: G150\_2\_7\_1\_25  
 ID de dosis de referencia: G150\_2  
 Resultado de análisis: Pasado  
 Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	93.2 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	8.3 %	
Gamma máximo	4.18		Promedio de diferencia de dosis	1.2 %	
Gamma promedio	0.35		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	46.6 %	
Área Gamma > 0.8	10.5 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	29.8 %	
Área Gamma > 1.2	4.6 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.42. Plan H1: Medición de fluencia campo G150-2

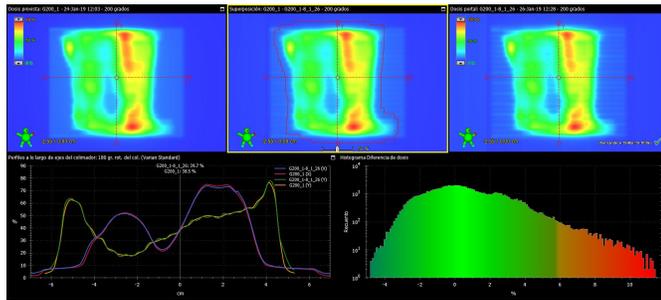


Figura C.43. Plan H1: Campo G200-1

**Campo**  
 G200\_1  
 Análisis realizado por: hernandez  
 Fecha de análisis: Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización: Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal: G200\_1-8\_1\_26  
 ID de dosis de referencia: G200\_1  
 Resultado de análisis: Pasado  
 Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	92.3 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	11.7 %	
Gamma máximo	3.97		Promedio de diferencia de dosis	1.7 %	
Gamma promedio	0.40		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	59.5 %	
Área Gamma > 0.8	11.8 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	44.8 %	
Área Gamma > 1.2	5.1 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.44. Plan H1: Medición de fluencia campo G200-1

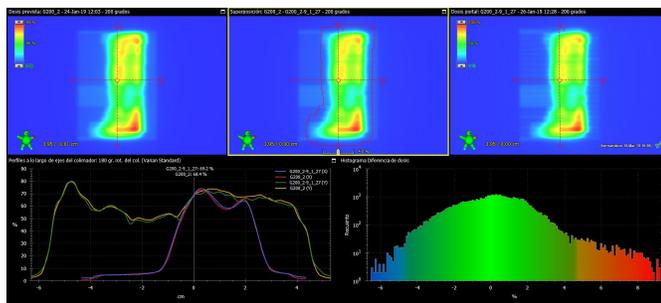


Figura C.45. Plan H1: Campo G200-2

**Campo**  
 G200\_2  
 Análisis realizado por: hernandez  
 Fecha de análisis: Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización: Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal: G200\_2-9\_1\_27  
 ID de dosis de referencia: G200\_2  
 Resultado de análisis: Pasado  
 Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	94.6 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	9.2 %	
Gamma máximo	2.32		Promedio de diferencia de dosis	1.4 %	
Gamma promedio	0.32		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	56.0 %	
Área Gamma > 0.8	8.5 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	38.4 %	
Área Gamma > 1.2	3.2 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.46. Plan H1: Medición de fluencia campo G200-2

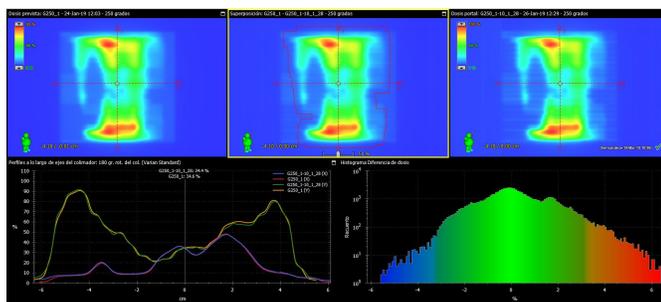


Figura C.47. Plan H1: Campo G250-1.

**Campo**  
 G250\_1  
 Análisis realizado por: hernandez  
 Fecha de análisis: Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización: Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal: G250\_1-10\_1\_28  
 ID de dosis de referencia: G250\_1  
 Resultado de análisis: Pasado  
 Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	93.9 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	6.4 %	
Gamma máximo	3.57		Promedio de diferencia de dosis	1.1 %	
Gamma promedio	0.35		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	43.7 %	
Área Gamma > 0.8	9.6 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	29.6 %	
Área Gamma > 1.2	3.8 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.48. Plan H1: Medición de fluencia campo G250-1.

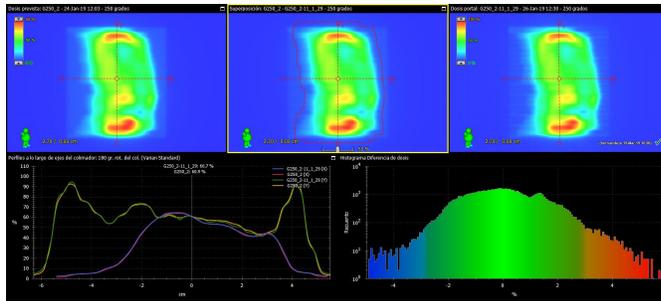


Figura C.49. Plan H1: Campo G250-2.

**Campo G250\_2**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:04 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G250\_2-11\_1\_29  
 ID de dosis de referencia G250\_2  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	96.3 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	5.7 %	
Gamma máximo	2.59		Promedio de diferencia de dosis	1.0 %	
Gamma promedio	0.29		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	44.2 %	
Área Gamma > 0.8	6.6 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	23.1 %	
Área Gamma > 1.2	1.9 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.50. Plan H1: Medición de fluencia campo G250-2.

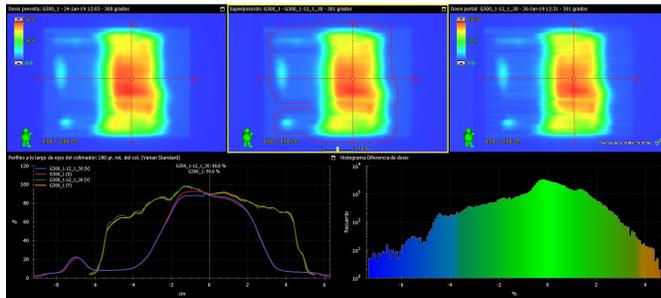


Figura C.51. Plan H1: Campo G300-1.

**Campo G300\_1**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:06 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G300\_1-12\_1\_30  
 ID de dosis de referencia G300\_1  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	92.9 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	7.3 %	
Gamma máximo	2.89		Promedio de diferencia de dosis	1.1 %	
Gamma promedio	0.37		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	41.5 %	
Área Gamma > 0.8	11.5 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	26.8 %	
Área Gamma > 1.2	4.3 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 3.0 %]

Figura C.52. Plan H1: Medición de fluencia campo G300-1

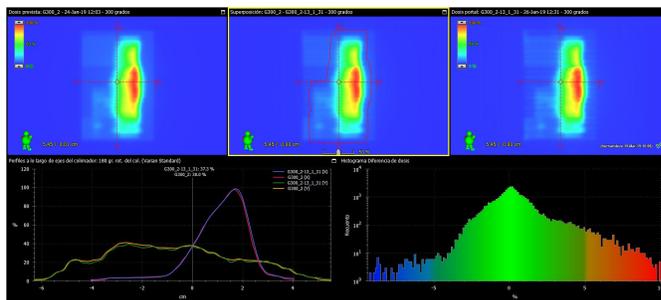


Figura C.53. Plan H1: Campo G300-2.

**Campo G300\_2**  
 Análisis realizado por hernandez  
 Fecha de análisis Tuesday, March 19, 2019 10:05 AM  
 Método de normalización Minimizar diferencia  
 ID de dosis portal G300\_2-13\_1\_31  
 ID de dosis de referencia G300\_2  
 Resultado de análisis **Pasado**

Resultados detallados de la prueba:

Prueba	Valor	Tolerancias	Prueba	Valor	Tolerancias
Área Gamma < 1.0	97.1 %	90.0 %	Diferencia de dosis máxima	10.0 %	
Gamma máximo	2.98		Promedio de diferencia de dosis	1.1 %	
Gamma promedio	0.29		Área de diferencia de dosis > 1.0 %	38.0 %	
Área Gamma > 0.8	5.1 %		Área de diferencia de dosis > 1.5 %	23.6 %	
Área Gamma > 1.2	1.7 %				

[Gamma local DTA : 2.0 mm Tolerancias : 2.0 %]

Figura C.54. Plan H1: Medición de fluencia campo G300-2

## C.4. Dosis

Según [7] la dosis absorbida está dada por la ecuación

$$D = l * N_{D,W} * k_{PT} * k_{Pol} * k_{elec} * k_Q \quad (C.1)$$

donde

- $l$  es la lectura en el electrómetro de la carga colectada por la cámara de ionización. La carga está dada en unidades de [nC].

- $N_{D,W}$  es el factor de calibración del dosímetro en términos de la dosis absorbida en agua. Su valor es de:

$$N_{D,W} = 234.7 \text{Gy/nC}$$

- $k_{PT}$  : Factor que corrige la respuesta de la cámara de ionización por el efecto de la diferencia que pueda existir entre la temperatura y la presión de referencia especificadas por el laboratorio de calibración, y la temperatura y presión de la cámara en la instalación del usuario en condiciones ambientales diferentes. Se calcula utilizando la ecuación:

$$k_{PT} = \frac{273.2 + T}{273.2 + T_0} \frac{P_0}{P} \quad (\text{C.2})$$

donde  $T, P$  son los valores de presión y temperatura de la sala de trabajo y  $T_0, P_0$  los valores de referencia usualmente  $P_0 = 101.3 \text{ kPa}$  y  $T_0 = 20 \text{ }^\circ\text{C}$ . El día de la medición la presión era de  $P = 85.3 \text{ kPa}$  y la temperatura de  $T = 20 \text{ }^\circ\text{C}$ . Utilizando la ecuación C.2 se obtiene un valor de

$$k_{PT} = 1.182$$

- $k_{Pol}$ : Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de un cambio en la polaridad del voltaje de colección aplicada a la cámara. Se calcula utilizando la ecuación

$$k_{Pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M_+} \quad (\text{C.3})$$

Donde  $M_+$  es la medición de  $l$  con la polaridad del electrómetro positiva y  $M_-$  con la polaridad negativa. Con los valores de  $M_+ = 12.0$  y  $M_- = 12.05$  se obtiene un valor de

$$k_{Pol} = 1.002$$

- $k_{elec}$ : Es el factor de calibración del electrómetro indicado por el fabricante. Su valor es de:

$$k_{elec} = 1.002$$

- $k_Q$ : Factor que corrige la diferencia en la respuesta de una cámara de ionización

en la calidad de referencia  $Q_0$ . Su valor es de

$$k_Q = 0.995$$