Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América
Facultad de Ciencias Físicas
Escuela Profesional de Física

Verificación dosimétrica del solapamiento de arcos volumétricos modulados usados en la irradiación de cuerpo total pediátricos

TESIS

Para optar el Título Profesional de Licenciada en Física

AUTOR

Antonella Aracelli ANTICONA VERÁSTEGUI

ASESOR

Mg. Eduardo Becquer CARRASCO SOLIS

Mg. José Fernando MARQUEZ PACHAS (Coasesor)

Lima, Perú

2023



Reconocimiento - No Comercial - Compartir Igual - Sin restricciones adicionales

https://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0/

Usted puede distribuir, remezclar, retocar, y crear a partir del documento original de modo no comercial, siempre y cuando se dé crédito al autor del documento y se licencien las nuevas creaciones bajo las mismas condiciones. No se permite aplicar términos legales o medidas tecnológicas que restrinjan legalmente a otros a hacer cualquier cosa que permita esta licencia.

Referencia bibliográfica

Anticona, A. (2023). *Verificación dosimétrica del solapamiento de arcos volumétricos modulados usados en la irradiación de cuerpo total pediátricos*. [Tesis de pregrado, Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ciencias Físicas, Escuela Profesional de Física]. Repositorio institucional Cybertesis UNMSM.

Metadatos complementarios

Datos de autor	
Nombres y apellidos	Antonella Aracelli Anticona Verástegui
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	73062482
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0002-3587-1098
Datos de asesor	
Nombres y apellidos	Eduardo Becquer Carrasco Solis
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	42100747
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0001-6274-6789
Datos de coasesor	
Nombres y apellidos	José Fernando Marquez Pachas
Tipo de documento de identidad	DNI
Número de documento de identidad	21824638
URL de ORCID	https://orcid.org/0000-0003-4704-8282
Datos del jurado	
Presidente del jurado	
Nombres y apellidos	Galo Patiño Camargo
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	09458366
Miembro del jurado 1	

Nombres y apellidos	Eduardo Gonzalo Villareyes Peña
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	10624152
Miembro del jurado 2	
Nombres y apellidos	Eduardo Custodio Chung
Tipo de documento	DNI
Número de documento de identidad	09069935
Datos de investigación	
Línea de investigación	A.2.2.2. Física Médica
Grupo de investigación	Instrumentación Física y Aplicaciones-INFISA
Agencia de financiamiento	Perú. Universidad Nacional Mayor de San Marcos – UNMSM. Vicerrectorado de Investigación y Posgrado. Programa de Proyectos de Investigación para Grupos de Investigación. B22131511- PCONFIGI
Ubicación geográfica de la investigación	Edificio: Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas - INEN País: Perú Departamento: Lima Provincia: Lima Distrito: Surquillo Avenida: Angamos Este 2520 Latitud: -12.11223 Longitud: -76.99827
Año o rango de años en que se realizó la investigación	2022-2023

URL de disciplinas OCDE	Física nuclear https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#1.03.04 Hematología https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.06 Oncología https://purl.org/pe-repo/ocde/ford#3.02.21

UNMSM
Firmado digitalmente por ESPINOZA BERNARDO Robert Marino FAU 20148092282 soft
Motivo: Soy el autor del documento
Fecha: 11.12.2023 18:19:14 -05:00

Universidad Nacional Mayor de San Marcos

Universidad del Perú. Decana de América

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

ACTA DE SUSTENTACIÓN DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO PROFESIONAL DE LICENCIADA EN FÍSICA

Siendo las 16:00 horas del lunes 04 de diciembre del 2023, en el Salón de Grados de la Facultad de Ciencias Físicas (Auditorio 109), bajo la Presidencia del Dr. Galo Patiño Camargo (Presidente), Mg. Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña (Miembro), Mg. Eduardo Becquer Carrasco Solis (Asesor), Mg. José Fernando Marquez Pachas (Co-Asesor) y, el Mg. Eduardo Custodio Chung (Suplente), se dio inicio a la Sesión Pública de Sustentación de Tesis para la Licenciatura en Física, mediante la Modalidad Sustentación y aprobación de una tesis, del Bachiller:

ANTICONA VERÁSTEGUI, ANTONELLA ARACELLI

Dando lectura al Resumen del Expediente, el Presidente del Jurado, invitó al Bachiller Anticona Verástegui, Antonella Aracelli a realizar una exposición de Trabajo de Tesis titulada: "Verificación dosimétrica del solapamiento de arcos volumétricos modulados usados en la irradiación de cuerpo total pediátricos".

Concluida la exposición del candidato y luego de las preguntas de rigor por parte del Jurado, el Presidente, invitó al Bachiller y al público a abandonar momentáneamente la Sala de Sesión, para dar paso a la deliberación y calificación por parte del Jurado.

Al término de la deliberación del Jurado el Dr. Galo Patiño Camargo, invitó al candidato y al público a pasar a la Sala de Sesión, para dar lectura al resultado de la deliberación. Ha obtenido la calificación de:

APROBADO CON HONORES	18	DIECIOCHO
(MENCIÓN)	(NÚMERO)	(LETRAS)

Finalmente, el Presidente del Jurado, propone al consejo de la Facultad que se le declare Licenciada en Física al Bachiller Anticona Verástegui, Antonella Aracelli. Siendo las 17:10 Horas, se levanta la Sesión.

Dr. Galo Patiño Camargo
PRESIDENTE

Mg. Eduardo Gonzalo Villarreyes Peña
MIEMBRO

Universidad Nacional Mayor de San Marcos
Universidad del Perú. Decana de América

FACULTAD DE CIENCIAS FÍSICAS

ESCUELA PROFESIONAL DE FÍSICA

Mg. Eduardo Becquer Carrasco Solis
ASESOR

Mg. José Fernando Marquez Pachas
CO-ASESOR

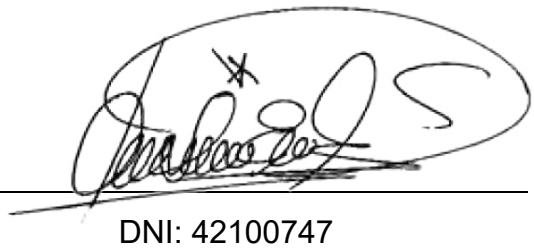
Mg. Eduardo Custodio Chung
SUPLENTE

Dirección: Calle Germán Amézaga N.º 375 - Lima
Facultad de Ciencias Físicas
Apartado Postal: 14-0149 – Lima 14 Perú

Escuela Profesional de Física
6197000 Anexo 3805
E-mail eapfis@unmsm.edu.pe

CERTIFICADO DE SIMILITUD

Yo Eduardo Becquer Carrasco Solis en mi condición de asesor acreditado con el ACUERDO COMITÉ DE GESTIÓN N.º 050-EPF-FCF-22 de la tesis de investigación, cuyo título es “Verificación dosimétrica del solapamiento de arcos volumétricos modulados usados en la irradiación de cuerpo total pediátricos”, presentado por la bachiller Anticona Verastegui, Antonella Aracelli para optar el título de Licenciado en Física, CERTIFICO que se ha cumplido con lo establecido en la Directiva de Originalidad y de Similitud de Trabajos Académicos, de Investigación y Producción Intelectual. Según la revisión, análisis y evaluación mediante el software de similitud textual, el documento evaluado cuenta con el porcentaje de 7 % de similitud, nivel **PERMITIDO** para continuar con los trámites correspondientes y para su publicación en el **repositorio institucional**. Se emite el presente certificado en cumplimiento de lo establecido en las normas vigentes, como uno de los requisitos para la obtención del título correspondiente.



DNI: 42100747

Eduardo Becquer Carrasco Solis



Agradecimientos

Quiero agradecer a mi madre, María Melba, por ser mi soporte y mi motivación durante todo mi proceso de aprendizaje. Por enseñarme, que a pesar del miedo o sentirme a oscuras, siempre hay una luz que nos guía. A mi papá, Alipio, y a mis hermanas, Alejandra y Alessia, por acompañarme en desvelos, frustraciones, alegrías y en cada paso en esta hermosa etapa. Y a Voldy por ser mi fiel acompañante en cada amanecida, y nunca apartarse de mi regazo, a pesar de no entender lo que hacía.

Agradezco profundamente la guía de mis asesores, el Mg. Eduardo Becquer Carrasco Solís y el Mg. José Fernando Márquez Pachas. Gracias por la dedicación, la paciencia y todas las enseñanzas brindadas.

Agradezco también al personal del área de radioterapia del INEN, en especial al de física médica, por todo el apoyo y por las facilidades brindadas para realizar este trabajo. Así mismo, al grupo de investigación Infisa, en especial al Dr. Galo Patiño Camargo por el seguimiento y apoyo constante.

Deseo agradecer de manera especial a Mariana Belén Loyola Ruiz, por su compañía, por cada palabra de aliento, y por ayudarme a creer en mí misma cuando parecía difícil.

Y finalmente, quisiera extender mi agradecimiento a Victoria Verástegui, Erlita Hoyos, María Jiménez, Alicia Jiménez y a cada persona que estuvo presente en alguna parte de este proceso, porque cada pequeño acto de ustedes, me ayudó a conseguir este objetivo.

Hasta el cielo,

dedicado a Sebastián, Antonia,

Luis, Sonia, Antonio.

Y para todo aquel que luchó hasta el final

y todo aquel que se encuentre luchando.

Con la esperanza de que consigan ganar la batalla.

RESUMEN

Objetivo: verificar el solapamiento dosimétrico de los arcos volumétricos modulados durante la irradiación de cuerpo total en niños, simulados en un maniquí antropomórfico pediátrico CIRS 715-TY0710.

Materiales y métodos: se configuró un esquema de irradiación de cuerpo total usando la técnica de arcos volumétricos modulados, considerando 3 isocentros con arcos de 360°, campos de irradiación de 40.0 cm de ancho y 9.30 cm de largo, y una región de superposición de 8.0 cm, para una dosis prescrita de 12 Gy en 6 fracciones, administrada por un haz de rayos X de 6 MV generado en un acelerador lineal marca Elekta, modelo Synergy. Se evaluaron las distribuciones de dosis absorbida para la configuración propuesta en el maniquí pediátrico CIRS 715-TY0710 al cual se le realizó una tomografía, se delimitaron los volúmenes, y se diseñó el plan de tratamiento con el software MONACO 5.11 usando restricciones dosimétricas para pulmón (dosis < 8 Gy), hígado y riñones (dosis < 9 Gy). Luego se analizaron los solapamientos dosimétricos entre los campos de entrada usando el maniquí Octavius 4D (arreglo de 1405 cámaras de ionización), y se validaron los planes de tratamiento mediante el criterio del índice gamma.

Resultados: A partir de las funciones de coste utilizadas, se obtuvo una cobertura del 98.23% del volumen al 95% de la dosis, 90% al 100% y 1.24% al 107% de la dosis, resultando en distribuciones de dosis absorbida sin presencia de puntos calientes (puntos con altas dosis). En el área de solapamiento la evaluación gamma alcanzó un porcentaje de tasa de aceptación en el rango de 95% a 98% según los criterios de evaluación de 5%/5mm.

Conclusiones: Los resultados muestran que la metodología usando arcos volumétricos modulados para la irradiación de cuerpo total en niños es válida, debido a que reproducen distribuciones con homogeneidad aceptable de dosis absorbida, requeridas en estos tratamientos.

ABSTRACT

Objective: verify the dosimetric overlap of modulated volumetric arcs during total body irradiation in children, simulated on a CIRS 715-TY0710 pediatric anthropomorphic phantom.

Materials and methods: A total body irradiation scheme was configured using the modulated volumetric arcs technique, considering 3 isocenters with 360° arcs, irradiation fields 40.0 cm wide and 9.30 cm long, and an overlapping region of 8.0 cm, for a prescribed dose of 12 Gy in 6 fractions, administered by a 6 MV X-ray beam generated in an Elekta linear accelerator, Synergy model. The evaluation of the absorbed dose distributions was carried out on a CIRS 715-TY0710 pediatric phantom which underwent a tomography, the volumes were delimited, and the treatment plan was designed with the MONACO 5.11 software using dosimetric restrictions for lung (dose < 8 Gy), liver and kidneys (dose < 9 Gy). Then, dosimetric overlaps between fields were analyzed using the Octavius 4D phantom (1405 ion chamber array), and validated using the gamma index criteria.

Results: From the cost functions used, a coverage of 98.23% of the volume at 95% of the dose, 90% at 100% and 1.24% at 107% of the dose was obtained, resulting in absorbed dose distributions without the presence of hot points (points with high doses). In the overlap area, the gamma evaluation achieved an acceptance rate percentage in the range of 95% to 98% according to the 5%/5mm evaluation criteria.

Conclusions: Results show that the methodology using volumetric modulated arc in total body irradiation in children is valid because it reproduces homogeneous absorbed dose distributions which it's required in these kinds of treatments.

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN IV

ABSTRACT V

ÍNDICE GENERAL VI

ÍNDICE DE FIGURAS IX

ÍNDICE DE TABLAS XVII

INTRODUCCIÓN 1

JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN 4

2.1 Planteamiento del problema 4
2.1.1 Problema general 4
2.1.2 Problemas específicos 5

2.2 Objetivos 5
2.2.1 Objetivo general 5
2.2.2 Objetivos específicos 5

2.3 Hipótesis 6

FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA 7

3.1 Radioterapia 7

3.2 Producción de rayos X 9
3.2.1 Fluorescencia de rayos X ("característica") 10
3.2.2 Bremsstrahlung 12

3.3 Radioterapia de intensidad modulada IMRT 13
3.3.1 Intensity modulated arc radiotherapy (IMAT) 16
3.3.2 VMAT 16

3.4 Irradiación corporal total 17

3.5 Control de calidad 19
3.5.1 Magnitudes dosimétricas 20
3.5.1.1 Kerma 21
3.5.1.2 Dosis Absorbida: 21

3.5.2 Dosimetría ... 23
3.5.2.1 Sistemas de dosimetría ... 23
3.5.2.1.1 Cámara de ionización ... 25
3.5.2.2 Dosimetría paciente específico ... 26
3.5.2.3 Métodos de evaluación de la distribución de dosis ... 27
3.5.2.3.1 Diferencia de dosis ... 27
3.5.2.3.2 Distancia al acuerdo ... 28
3.5.2.3.3 Índice compuesto ... 28
3.5.2.3.4 Índice gamma ... 29
3.5.2.4 Métodos de reconstrucción de dosis 3D ... 31
3.5.2.4.1 Octavius ... 32

MATERIALES Y MÉTODOS ... 34

4.1 Equipos ... 34
4.1.1 Acelerador lineal ... 34
4.1.2 Maniquí CIRS 715-T Y0710 ... 36
4.1.3 Mónaco ... 37
4.1.3.1 Funciones de coste: ... 38
4.1.4 Octavius ... 42
4.1.4.1 VeriSoft ... 43

4.2 Metodología ... 46
4.2.1 Adquisición de imágenes ... 46
4.2.2 Planificación del tratamiento ... 48
4.2.2.1 Elección del paciente ... 48
4.2.3 Control de calidad ... 55
4.2.3.1 Plan de control de calidad ... 55
4.2.4 Análisis gamma ... 58

RESULTADOS ... 61

DISCUSIÓN DE RESULTADOS ... 78

CONCLUSIONES ... 80

RECOMENDACIONES ... 82

REFERENCIAS ... 83

ANEXOS ... 89

ANEXO A ... 89
Calibración de cámaras de ionización ... 89

ANEXO B 99
Resultados de la evaluación gamma de las zonas de solapamiento de arcos para 3%/3mm. 99

ANEXO C 113
Evaluación gamma individual de isocentros 113

ANEXO D 119
Gráficos de comparación de tasa de aprobación en la evaluación de los tres isocentros. 119

ANEXO E 121
Reportes de análisis gamma en el software VeriSoft 121

ÍNDICE DE FIGURAS

Imagen 1. Daño celular provocado por radiación ionizante. 8

Imagen 2. Izquierda: Braquiterapia en próstata. Derecha: Procedimiento de radioterapia con acelerador lineal. 9

Imagen 3. Diagrama de niveles de energía atómica para las capas de plomo K, L, M y N, que ilustra la emisión de fotones (característicos) de fluorescencia de la capa K, sus energías e intensidades relativas, normalizadas al 100 % para la transición Kα1 (K – L3). Los fotones de rayos X característicos de la capa K (fluorescencia) se identifican en la notación estándar de Siegbahn, así como en la nueva notación IUPAC. 11

Imagen 4. Diagrama del efecto lengüeta y ranura a) el diseño de lengüeta y ranura de los MLC es para reducir fuga entre láminas. b)-d) diagrama de dos campos y su superposición. En d) se observa que la región entre dos láminas está infradosificada. 14

Imagen 5. Colimador multiláminas en radioterapia. 15

Imagen 6. Gráfica axial de isodosis para IMRT (izquierda) y VMAT (derecha) con la visualización de isodosis mínima configurada en 5 Gy que muestra el volumen de tejido que recibe más de 5 Gy (V ≥ 5 Gy)..... 17

Imagen 7. Diagrama esquemático que ilustra la geometría de configuración del paciente para la técnica de irradiación corporal total bilateral. 19

Imagen 8. Izquierda: Reporte 85 ICRU Cantidades Fundamentales y Unidades para la Radiación Ionizante. Derecha: Reporte 76 ICRU Aseguramiento de Calidad de la Medición para Dosimetría de Radiación Ionizante. 20

Imagen 9. Tipos de dosímetros. 24

Imagen 10. Cámara de ionización dedal. La ionización producida dentro del volumen de aire en la tapa del dedal es recolectada por el electrodo central. El tubo de aluminio transmite el voltaje de polarización a la tapa del dedal. El anillo de protección minimiza la fuga de carga entre los elementos exterior (HT) e interior (señal) del cable de interconexión. 26

Imagen 11. Representación esquemática del concepto de diferencia de dosis y DTA. En este ejemplo, la distribución de referencia se muestra como la línea azul y la evaluada como la línea roja. 28

Imagen 12. Representación geométrica bidimensional de los criterios de evaluación de la distribución de dosis a) para las pruebas de diferencia de dosis y distancia hasta el acuerdo b) utilizando las pruebas combinadas de diferencia de dosis elipsoidal y distancia hasta el acuerdo. 30

Imagen 13. El sistema OCTAVIUS 4D cuenta con un panel detector que se inserta en un maniquí cilíndrico que gira sincrónicamente con el gantry. 33

Imagen 14. Acelerador lineal Elekta Synergy del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. 35

Imagen 15. Dimensiones del maniquí CIRS 715 modelo T Y0710. 36

Imagen 16. Influencia de la función Serial en el Histograma Dosis Volumen (DVH). 38

Imagen 17. Influencia de la función Parallel en el Histograma Dosis Volumen (DVH). 39

Imagen 18. Diferencia entre usar una penalización objetivo con y sin una Quadratic Overdose que controla los puntos calientes. 40

Imagen 19. Influencia de la función Target EUD en el Histograma Dosis Volumen (DVH). 40

Imagen 20. Influencia de la función Target Penalty en el Histograma Dosis Volumen (DVH). 41

Imagen 21. a) Alineación de los marcadores fiduciales del maniquí con los láseres de la sala. b) y c) Proceso de adquisición de imágenes tomográficas con parámetros óptimos para pacientes pediátricos. 46

Imagen 22. Datos de conversión entre números CT y densidad electrónica. 47

Imagen 23. Vista axial, coronal y sagital en el sistema de planificación. El paciente cuenta con órganos de riesgo marcados, así como un PTV con 3mm recortados de la superficie del paciente y 3 mm de margen superior de los órganos de riesgo. 49

Imagen 24. Geometría de los campos de irradiación del plan generado. 50

Imagen 25. Disposición de los campos de irradiación en el plan de tratamiento. 51

Imagen 26. Restricciones usadas en cada estructura contorneada. 52

Imagen 27. Vista axial, coronal y sagital de la distribución de dosis en el maniquí. 53

Imagen 28. Estadísticas obtenidas para el PTV y órganos de riesgo. 54

Imagen 29. Histograma Dosis Volumen. 54

Imagen 30. Vista a) transversal y b) sagital del plan de control de calidad para la zona de solapamiento de arcos 1 y 2. Vista c) transversal y d) sagital del plan de control de calidad para la zona de solapamiento de arcos 2 y 3. 55

Imagen 31. Vista c) transversal y d) sagital del plan de control de calidad para la zona de solapamiento de arcos 2 y 3. 56

Imagen 32. a) Ensamblaje del maniquí Octavius 4D b) Alineación del maniquí con los láseres de la sala c) Fijación del inclinómetro. 56

Imagen 33. Toma de medidas de las zonas de solapamiento de arcos. 58

Imagen 34. Evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 5%/5mm. 59

Imagen 35. Evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 1er y 2do arco con criterios de 3%/3mm. 59

Imagen 36. Evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 3%/3mm. 60

Imagen 37. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 1er y 2do arco con criterios de 5%/5mm. 62

Imagen 38. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento. b) obtenidas en el control de calidad. 62

Imagen 39. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. 63

Imagen 40. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. ... 63

Imagen 41. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. ... 64

Imagen 42. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. ... 64

Imagen 43. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad ... 65

Imagen 44. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. ... 65

Imagen 45. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento. b) obtenidas en el control de calidad. ... 66

Imagen 46. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. ... 66

Imagen 47. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. ... 67

Imagen 48. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 5%/5mm. ... 68

Imagen 49. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. ... 68

Imagen 50. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. ... 69

Imagen 51. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. ... 69

Imagen 52. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. 70

Imagen 53. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. 70

Imagen 54. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. 71

Imagen 55. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. 71

Imagen 56. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. 72

Imagen 57. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. 73

Imagen 58. Comparación de la tasa de aprobación de mediciones en las zonas de solapamiento para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm. 75

Imagen 59. Comparación de la tasa de aprobación en la zona de solapamiento del primer y segundo arco para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm. 75

Imagen 60. Comparación de la tasa de aprobación en la zona de solapamiento del segundo y tercer arco para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm. 76

Imagen 61. Comparación de tasas de aprobación para todas las regiones evaluadas con el criterio 5%/5mm. 76

Imagen 62. Comparación de tasas de aprobación para todas las regiones evaluadas con el criterio 3%/3mm. 77

Imagen 63. Comparación de la tasa de aprobación en medidas de isocentros y de zonas de solapamiento según criterio de aceptación. 77

Imagen B.1. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 1er y 2do arco con criterios de 3%/3mm. 100

Imagen B.2. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. 100

Imagen B.3. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. 101

Imagen B.4. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. 101

Imagen B.5. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. 102

Imagen B.6. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. 102

Imagen B.7. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. 103

Imagen B.8. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad. 103

Imagen B.9. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. 104

Imagen B.10. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad..... 105

Imagen B.11. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 3%/3mm. 106

Imagen B.12. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. 107

Imagen B.13. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad..... 108

Imagen B.14. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. 109

Imagen B.15. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad..... 110

Imagen B.16. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad. 111

Imagen B.17. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad..... 112

Imagen C.1. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 1er isocentro con criterios de 5%/5mm..... 113

Imagen C.2. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 2do isocentro con criterios de 5%/5mm..... 114

Imagen C.3. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 3er isocentro con criterios de 5%/5mm..... 115

Imagen C.4. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 1er isocentro con criterios de 3%/3mm..... 116

Imagen C.5. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 2do isocentro con criterios de 3%/3mm..... 117

Imagen C.6. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 3er isocentro con criterios de 3%/3mm..... 118

Imagen D.1. Comparación de la tasa de aprobación en los tres isocentros para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm. 119

Imagen D.2. Comparación de la tasa de aprobación en el primer isocentro para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm. 119

Imagen D.3. Comparación de la tasa de aprobación del segundo isocentro para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm. 120

Imagen D.4. Comparación de la tasa de aprobación del tercer isocentro para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm. 120

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Tipos de dosimetría según la cantidad física que miden 24

Tabla 2. Características técnicas del acelerador lineal elekta synery del inen 34

Tabla 3. Funciones de coste ordenadas según su jerarquía 37

Tabla 4. Descripción técnica del octavius 4d..... 42

Tabla 5. Volúmenes de las estructuras contorneadas..... 48

Tabla 6. Características del plan de tratamiento generado y optimizado..... 50

Tabla 7. Parámetros de referencia y parámetros obtenidos en el plan generado 53

Tabla 8. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft de la primera zona de solapamiento..... 61

Tabla 9. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft de la segunda zona de solapamiento. 67

Tabla 10. Resumen de estadísticas obtenidas en el análisis gamma de las zonas de solapamiento con parámetros 3%/3mm..... 74

Tabla 11. Resumen de estadísticas obtenidas en el análisis gamma de los isocentros individuales. 74

Tabla A.1. Condiciones de referencia recomendadas para la calibración de cámaras de ionización en la radiación gamma de 60co en laboratorios de calibración 92

Tabla A.2. Condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de fotones (tpr20,10). 96

Tabla A.3. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones de alta energía. 97

Tabla B.1. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft. 99

Tabla B.2. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft. 106

Tabla C.1. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft. 113

Tabla C.2. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft. 114

Tabla C.3. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft. 115

Tabla C.4. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft 116

Tabla C.5. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft. 117

Tabla C.6. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software verisoft. 118

CAPÍTULO 1
INTRODUCCIÓN

La Irradiación Corporal Total (ICT) es una técnica que se ha vuelto habitual en los servicios de radioterapia debido a su uso como régimen de acondicionamiento para trasplante de médula, indicada en una variedad de neoplasias. La ICT está diseñada para irradiar uniformemente la totalidad del cuerpo a una dosis absorbida prescrita, y al mismo tiempo, minimizar complicaciones producidas por la radiación en diferentes órganos como pulmones, hígado, riñones, otros. Por otro lado, al combinarse con quimioterapia, usada como régimen de acondicionamiento mieloablativo, en el que se pretende eliminar células cancerosas, así como células madre (dando lugar a nuevas células en la médula ósea), y evitar el rechazo de las nuevas células del donante (Stanley et. al., 2021; Yaray y Damulira, 2021).

Tradicionalmente la ICT utilizaba campos estáticos con bloqueos pulmonares y requería al paciente de pie o acostado a una distancia de la fuente mayor a la usada en un tratamiento convencional de radioterapia. Sin embargo, debido a que irradiaba órganos completos, existía el riesgo de que el paciente desarrollara ciertas condiciones, como neumonitis o insuficiencia renal (Borg et. al. 2002; Fog et. al. 2019; Yaray y Damulira, 2021), además de presentar otras complicaciones, como la distribución no uniforme de la dosis, la falta de precisión en su estimación, y tiempos prolongados de tratamiento, lo que además conllevaba a dificultades en la reproducibilidad de la posición puesto que la configuración resultaba extenuante en pacientes inmunocomprometidos (Welsh et. al., 2005). Esto motivó la búsqueda de diferentes alternativas para mejorar estas deficiencias, por ejemplo, **Liang (2020)** plantea el uso de una posición reclinada AP/PA con el fin de

reducir la complejidad del tratamiento; del mismo modo, **Losert et. al. (2019)** y **Pierce et. al. (2019)** buscan mejorar la configuración del paciente, el primero mediante el uso de una camilla rotatoria, y el segundo con una cama modificada para tener una lámina de acrílico de 1 cm de espesor, con la que además se busca aumentar la dosis superficial.

Otra técnica disponible es la terapia de arco volumétrico multi-isocentro, capaz de apuntar a tejidos específicos, reduciendo la dosis a órganos de riesgo, y de aumentar la comodidad del paciente gracias a una mejor configuración, sin la necesidad de accesorios externos. No obstante, podría presentar errores en la entrega de dosis debido a la presencia de zonas de superposición entre los haces de tratamiento, que modificarían el resultado del tratamiento resultando perjudiciales para el paciente;

Esto podría resolverse realizando la verificación dosimétrica de esta parte del plan de tratamiento, es decir, realizar mediciones en este cruce de haces de radiación con la ayuda de un array de dosímetros PTW Octavius 729.

Anteriormente, **Morrison et. al. (2017)** realizó esta verificación con un maniquí Sun Nuclear ArcCHECK, sin embargo, para este estudio se usará un array 2D y se comparará cuantitativamente la distribución de dosis medida con una distribución de dosis de referencia (calculada), calculando la mínima distancia entre ambas distribuciones con criterios de aceptación de diferencia de dosis y distancia al acuerdo; es decir, el índice gamma.

Los temas a abordar en el presente trabajo de investigación serán los siguientes:

- Capítulo 1: Aborda los antecedentes y la problemática de la técnica de Irradiación Corporal Total.

- Capítulo 2: Presenta el planteamiento del problema a resolver, así como los objetivos de la investigación y la hipótesis.

- Capítulo 3: Expone definiciones de las técnicas empleadas, procesos y pruebas referentes a radioterapia, y detalla las funciones de los equipos utilizados.

- Capítulo 4: Describe las características técnicas del equipamiento utilizado y explica el procedimiento seguido durante la investigación.

- Capítulo 5: Exhibe los resultados obtenidos en tablas y gráficas.

- Capítulo 6: Presenta el análisis de los resultados obtenidos en relación a investigaciones similares.

- Capítulo 7: Expone las conclusiones basadas en los objetivos planteados.

- Capítulo 8: Recomendaciones.

CAPÍTULO 2
JUSTIFICACIÓN DE LA INVESTIGACIÓN

2.1 Planteamiento del problema

2.1.1 Problema general

La implementación de la irradiación corporal total con VMAT implica la planificación de tratamientos con múltiples isocentros en los que existirán zonas de solapamiento, es decir, zonas en las que habrá una superposición de arcos de tratamiento propios de cada isocentro. Debido a la importancia dosimétrica de estas zonas, en las que se podría generar una sobre o infradosificación por una mínima variación en el posicionamiento, es necesario realizar una verificación dosimétrica haciendo uso de un maniquí con características adecuadas. Este es el caso del Octavius 4D. Este maniquí, al igual que los diversos equipos de verificación dosimétrica, han sido elaborados principalmente para el análisis de técnicas de radioterapia mono isocéntricas. Sin embargo, no están restrictos a ellas. Por tanto, se espera que Octavius 4D sea capaz de efectuar exitosamente las mediciones.

2.1.2 Problemas específicos

- ¿Es posible generar un plan de tratamiento multisocéntrico que cumpla con parámetros dosimétricos recomendados tanto para PTV como para órganos de riesgo?

- ¿Es viable el uso del maniquí OCTAVIUS 4D para realizar la verificación dosimétrica en el área de solapamiento de arcos volumétricos modulados?

- ¿Podrá obtenerse una tasa de aprobación del índice gamma mayor o igual a 95% con criterios de aceptación de 5%/5mm en el área de solapamiento?

2.2 Objetivos

2.2.1 Objetivo general

Verificar el solapamiento dosimétrico de los arcos volumétricos modulados durante la irradiación de cuerpo total en niños, simulados en un maniquí antropomórfico pediátrico CIRS 715-T Y0710.

2.2.2 Objetivos específicos

- Realizar la tomografía computada del maniquí CIRS 715-T Y0710 para la simulación 3D.

- Diseñar el plan de irradiación para la técnica de arcos volumétricos mediante el sistema de planificación de tratamiento Mónaco 5.11.

- Determinar las distribuciones de dosis absorbidas en las zonas de solapamiento de los haces usando el maniquí Octavius 4D.

- Determinar los valores del índice gamma de las distribuciones de dosis absorbida en el solapamiento de campos.

2.3 Hipótesis

Es posible verificar el solapamiento dosimétrico de los arcos volumétricos modulados durante la irradiación de cuerpo total en niños, simulados en un maniquí antropomórfico pediátrico. En particular, es factible la determinación de la dosis de radiación con el maniquí OCTAVIUS 4D, obteniendo una taza de aprobación del índice gamma mayor o igual a 95% del análisis realizado en las áreas de solapamiento, a partir de un plan de tratamiento generado y optimizado con parámetros dosimétricos adecuados, tanto para el PTV como para los órganos de riesgo.

CAPÍTULO 3
FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

3.1 Radioterapia

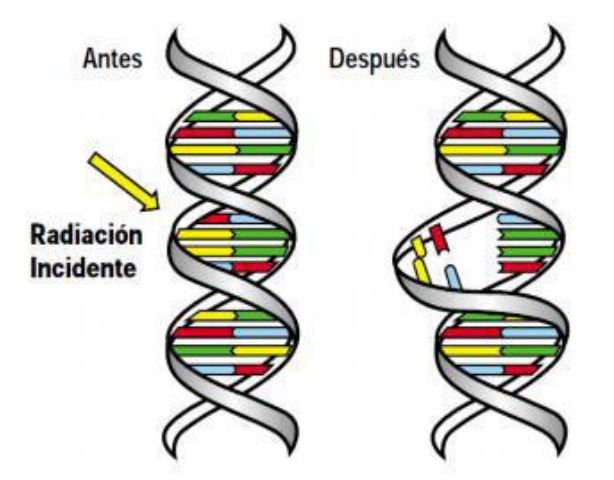
El cáncer es una de las principales causas de muerte a nivel mundial; los datos epidemiológicos en el Perú estiman que la incidencia anual va desde 140 a 189 casos cada 100000 habitantes, es decir, entre 46000 y 62000 nuevos casos al año (International Agency for Research on Cancer. 2020). Es por este motivo que a lo largo de los años se ha buscado implementar y mejorar tratamientos para combatir esta enfermedad, siendo la radioterapia uno de los tratamientos más utilizados actualmente (Belkacemi et. al., 1999).

La terapia con radiación puede utilizarse con finalidad curativa, paliativa o inmunosupresora; así como de forma aislada, o de forma conjunta con cirugía y/o quimioterapia, según el tratamiento que se haya planteado al paciente (Escobar,2008).

Su efectividad reside en la mayor sensibilidad presente en las células malignas a las radiaciones ionizantes, lo que facilita la acción de destrucción y/o bloqueo de la capacidad de multiplicación característica de dichas células. Dichas acciones pueden ocurrir mediante dos mecanismos: daño directo o indirecto del ADN celular, produciendo un daño irreparable que termina en la interrupción de su división y su posterior muerte, tras lo cual son eliminadas por el cuerpo. Es importante mencionar que la destrucción de las células cancerosas no ocurre inmediatamente; se necesitan

varias sesiones de tratamiento para dañar suficientemente el ADN (Brosed y Guirado, 2016).

Imagen 1. Daño celular provocado por radiación ionizante.



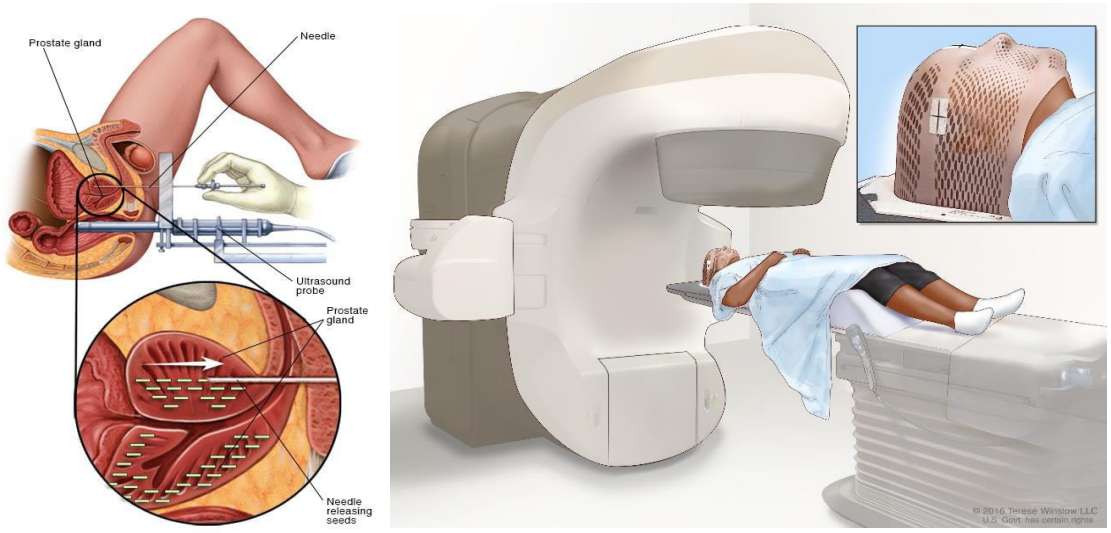
Lamentablemente esta radiación también afecta a algunas células sanas, por lo cual es necesario realizar una planificación óptima con el fin de conseguir la irradiación uniforme del blanco específico y minimizar la dosis a tejidos sanos circundantes (Araya et. al, 2016; Tai, et. al., 2018). Así mismo, los avances terapéuticos y el desarrollo de técnicas de irradiación y de dosimetría han colaborado en la disminución del riesgo de toxicidad aguda y tardía, incrementando la eficacia de la radioterapia en términos de sobrevida a largo plazo (Belkacemi et. al., 1999).

Según sus técnicas, la radioterapia puede dividirse en:

- Radioterapia externa: la fuente de radiación se encuentra fuera de la anatomía del paciente.

- Braquiterapia o curieterapia: la fuente de radiación se encuentra dentro de la anatomía del paciente, ya sea en una cavidad anatómica existente (braquiterapia intracavitaria), o directamente a través de los tejidos (braquiterapia intersticial) (Escobar,2008)

Imagen 2. Izquierda: Braquiterapia en próstata. Derecha: Procedimiento de radioterapia con acelerador lineal.



Recuperado de Izquierda: *Braquiterapia de próstata* por Mayo foundation for medical education and research. (https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/brachytherapy/about/pac-20385159#dialogId54460841).
Derecha: *Radioterapia de haz externo del encéfalo* en Terese Winslow LLC, 2016 (https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/radioterapia-de-haz-externo)

3.2 Producción de rayos X

En un acelerador lineal existen dos principales medios de producción de rayos X: fluorescencia de rayos X (también conocida como radiación característica) y Bremsstrahlung.

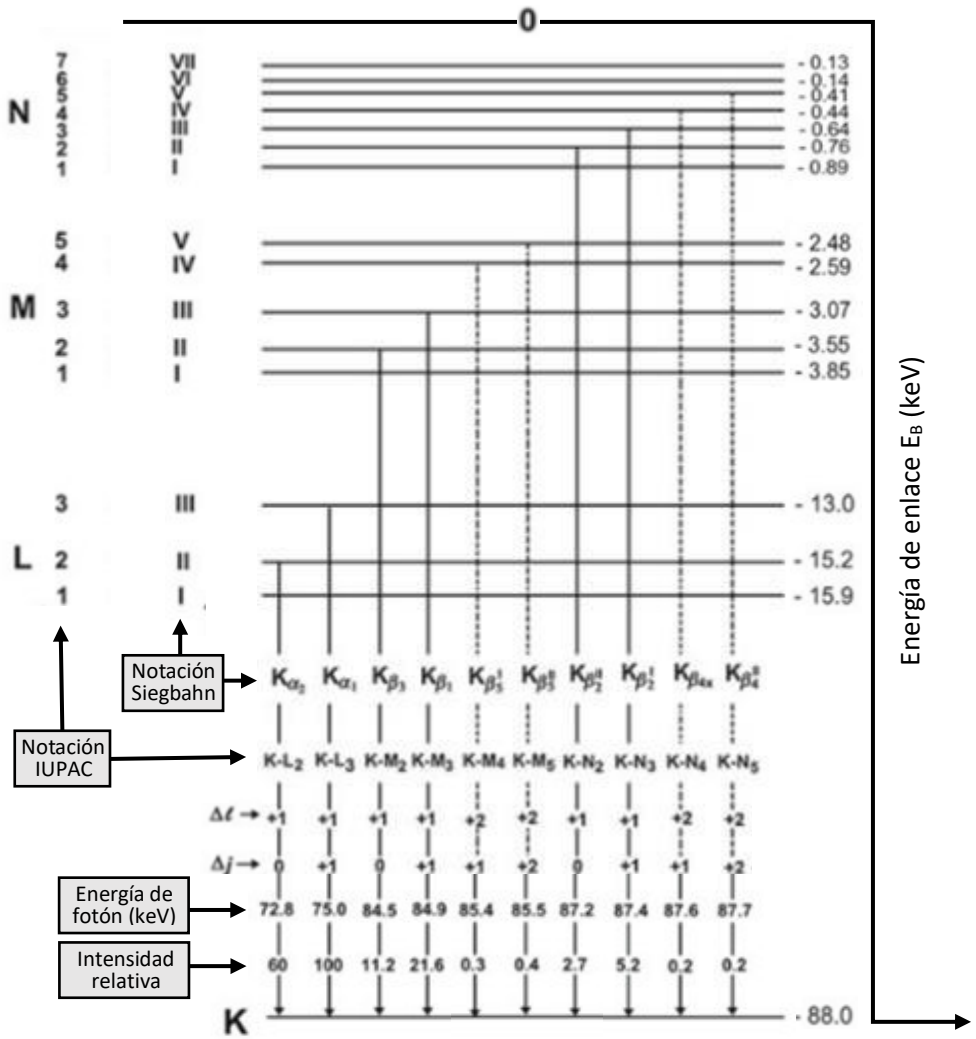
3.2.1 Fluorescencia de rayos X ("característica")

También llamados rayos X característicos, se producen al eliminar un electrón de la capa K del átomo absorbente mediante alguna de las interacciones mencionadas anteriormente, tras lo cual, un electrón de alguna capa superior llenará la vacante resultante y emitirá un fotón de fluorescencia con una energía igual a la diferencia de los niveles de energía involucrados.

La energía liberada de la transición es influenciada por los números cuánticos de las capas implicadas y por el número atómico del átomo absorbente, siendo casi inexistentes para los elementos con número atómico inferiores a 10; por lo cual, son las transiciones entre capas internas de elementos de alto número atómico las que generan rayos X, con una energía fotónica del orden de 10 a 100 keV. Aunque solo se destine un porcentaje menor o equivalente a 1% de la energía de las partículas empleada en las interacciones a la producción de fluorescencia.

La denominación de radiación característica viene a partir de la longitud de onda y la energía hv del fotón producido por la transición de electrones, las cuales son particulares del átomo en el que se originó el fotón. El conjunto de estos fotones se denomina espectro de línea. (Attix, 2008; Podgorsak, 2016).

Imagen 3. Diagrama de niveles de energía atómica para las capas de plomo K, L, M y N, que ilustra la emisión de fotones (característicos) de fluorescencia de la capa K, sus energías e intensidades relativas, normalizadas al 100 % para la transición Kα1 (K − L3). Los fotones de rayos X característicos de la capa K (fluorescencia) se identifican en la notación estándar de Siegbahn, así como en la nueva notación IUPAC.



Nota. Adaptado de *Radiation Physics for Medical Physicists* (p.186), por Podgorsak, 2016, Springer.

3.2.2 Bremsstrahlung

Las partículas cargadas se caracterizan por su carga, energía cinética, velocidad y masa en reposo. Respecto a esta última se puede clasificar en dos categorías a las partículas de importancia significativa en física médica y dosimetría.

1. Partículas cargadas livianas: electrones e^- y positrones e^+, ambos capaces de producir fotones bremsstrahlung debido a su masa relativamente pequeña.
2. Partículas cargadas pesadas: protones p, partículas alfa α, deuterones d, iones más pesados como Li^+, Be^+, C^+, Ne^+, etc. que producen una cantidad insignificante de fotones de bremsstrahlung.

En cuanto a la velocidad, se pueden clasificar en las siguientes tres categorías

1. Estacionario con $\upsilon = 0$.
2. En movimiento con velocidad uniforme υ = constante
3. Acelerado con aceleración $a = d\upsilon/dt$.

De las dos categorías respectivas a la masa en reposo, las partículas cargadas livianas, debido a su masa relativamente pequeña, presentan una mayor capacidad para generar fotones bremsstrahlung, producidos por la interacción inelástica de electrones acelerados con núcleos de átomos del blanco metálico en el que impactan. Por otro lado, las partículas pesadas los producen en cantidades insignificantes.

En el caso de las categorías basadas en la velocidad, las únicas que pierden parte de su energía en forma de radiación de fotones son las partículas aceleradas. De este modo, la capacidad de producir fotones bremsstrahlung será exclusiva de las partículas cargadas livianas aceleradas, a pesar de que todas ellas están rodeadas por un campo eléctrico debido a la carga que presentan (Podgorsak, 2016).

Los blancos utilizados para la generación de fotones bremsstrahlung convierten una fracción mayor de energía de electrón mientras más alto Z tenga el material con el que están fabricados, siendo el Tungsteno la opción más utilizada debido a la combinación de alto número atómico y alto punto de fusión.

Casi toda la energía gastada en producir ionización y excitación, es decir, energía que no se irradia como bremsstrahlung, se transforma en calor en el objetivo, exceptuando una pequeña fracción que se emite como rayos X de fluorescencia (Attix, 2008).

3.3 Radioterapia de intensidad modulada IMRT

La técnica IMRT, por sus siglas en inglés, puede ser descrita como "técnica de tratamiento de radiación con múltiples haces en la que al menos algunos de estos están modulados en intensidad y entregan intencionalmente una intensidad no uniforme al objetivo" (Bortfeld, 2006).

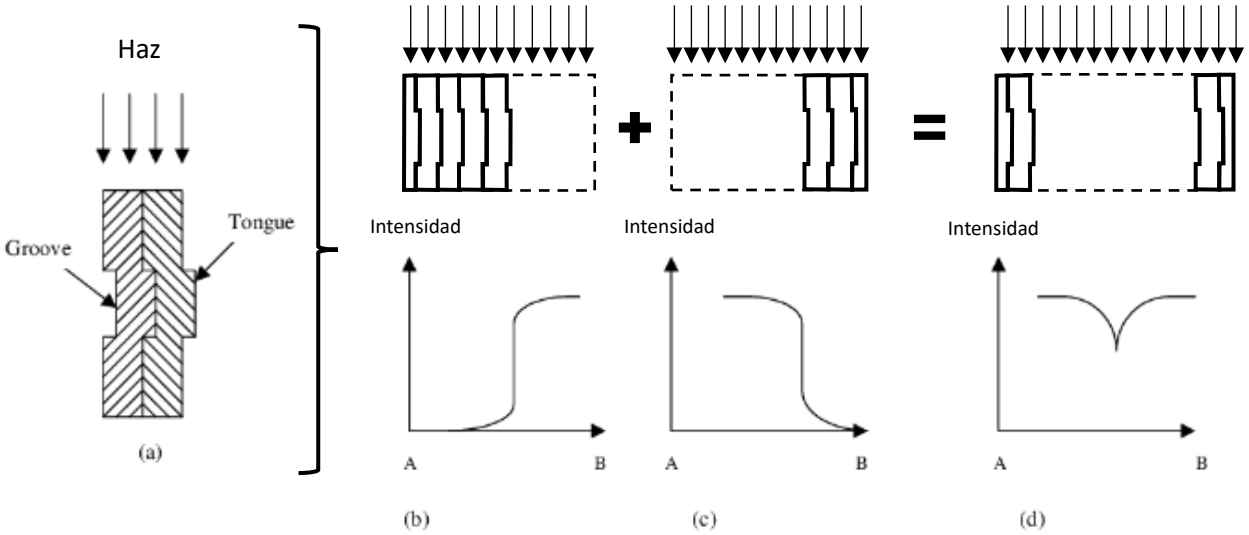
Para esta técnica de tipo conformada tridimensional, es necesaria la planificación del tratamiento en tres dimensiones a partir de imágenes transaxiales corte a corte, de este modo se tendrá una definición tridimensional de los volúmenes blancos, así como de los órganos de interés; con lo cual se podrá conformar la dosis prescrita en el volumen objetivo, así como reducir lo máximo posible la dosis a tejidos normales circundantes. (Cabrera, 2011)

Es así que se obtiene la distribución de dosis deseada mediante la superposición desde diferentes direcciones de haces con campos modulados en intensidad.

En la mayoría de los centros oncológicos se hace uso de aceleradores lineales con colimadores de hojas múltiples (MLC) generalmente elaborados de tungsteno. Estas multiláminas son controladas por motores individuales y se encargan de dar

forma al haz, obteniendo así resultados focalizados (Nishimura y Komaki, 2015; Webb, 1992; Tai, 2018). Sin embargo, puede presentar desventajas, como fuga de radiación, efecto de lengüeta y ranura y radiación retrodispersada en la cámara del monitor de la máquina (Webb, 1992; Jeraj y Robar, 2004; Arnfield et al, 2000; Tai, 2018).

Imagen 4. Diagrama del efecto lengüeta y ranura a) el diseño de lengüeta y ranura de los MLC es para reducir fuga entre láminas. b)-d) diagrama de dos campos y su superposición. En d) se observa que la región entre dos láminas está infradosificada.



Nota. Adaptada de *The MLC tongue-and-groove effect on IMRT dose distributions* – Por ResearchGate. (https://www.researchgate.net/figure/Schematic-diagram-of-the-tongue-and-groove-effect-in-an-MLC-a-The-design-of-the-MLC_fig1_3885660).

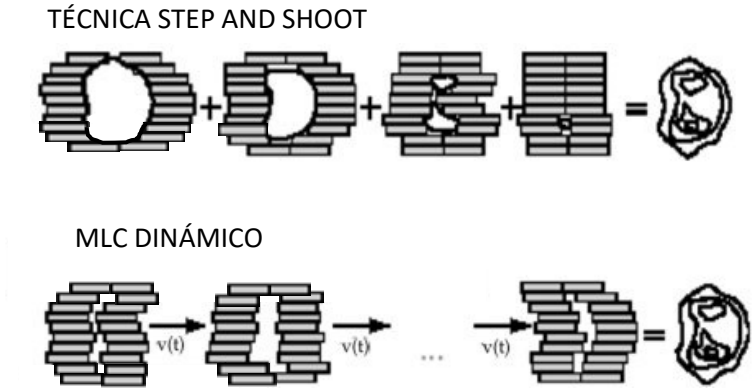
Existen distintos métodos de modulación de la intensidad del haz. El haz de radiación generado es modulado directamente por el Acelerador o con la ayuda de algún sistema (compensadores físicos, cuñas, etc.).

Aceleradores multiláminas: la posición de las multiláminas varía con el tiempo, manteniendo campos fijos. Según esta variación temporal tenemos:

- Modulada estática: El método MLC segmentado, también denominado step and shoot. En este método se entregan los campos en una serie de segmentos de diferentes formas y tamaños; cada uno de estos con una intensidad uniforme. El haz de radiación se encuentra apagado mientras las multiláminas se mueven a las posiciones de los diferentes segmentos (Åstrand, 2009; Helo, 2010; Cabrera et al, 2011).

- Modo MLC dinámico, también llamado técnica de ventana deslizante, el haz de radiación está constantemente encendido mientras se administran los campos con los MLC moviéndose a una velocidad que varía con el fin de modular la intensidad del haz. Esta técnica es capaz de conformar mejor la dosis en el objetivo, así como de reducir los tiempos de tratamiento (Helo, 2010; Cabrera et al, 2011; Kahn, 2003).

Imagen 5. Colimador multiláminas en radioterapia.



Nota. Adaptado de Multileaf collimator in radiotherapy (p. 239) por Jeraj, M. y Robar, V. 2004, *Radiology and Oncology*, 38(3).

Se puede usar el término IMRT rotacional para clasificar las técnicas en las que se administra una dosis modulada mientras el gantry se encuentra en constante rotación. Aquí se encuentra la arcoterapia de intensidad modulada (IMAT), la radioterapia de arco volumétrico modulado (VMAT) y la tomoterapia (Hussien, 2015).

3.3.1 Intensity modulated arc radiotherapy (IMAT)

Fue desarrollada por el Dr. Cedric Wu como alternativa a la tomoterapia utilizando un acelerador lineal convencional. En esta técnica se usa el enfoque de ventana deslizante mientras el gantry gira formando arcos alrededor del paciente; de este modo la modulación se consigue a partir de un haz de cono giratorio que entrega una serie de segmentos con patrones de intensidad a partir de dichos arcos superpuestos (Hussien, 2015).

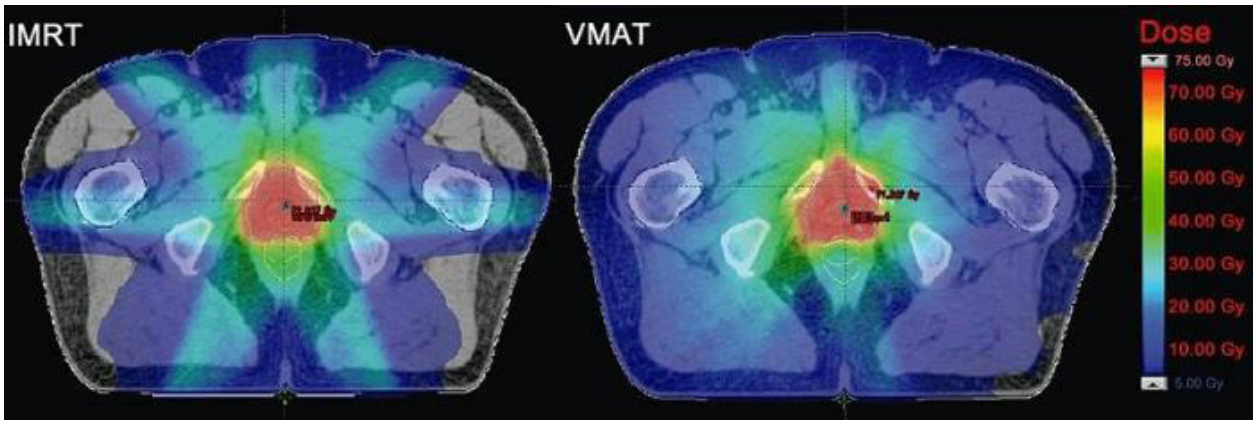
3.3.2 VMAT

En esta técnica las posiciones de las multiláminas varían temporalmente, con la rotación del gantry, formando arcos, cuya superposición produce la distribución de la intensidad (Cabrera, at al 2011).

La modulación del colimador multiláminas, la velocidad de rotación del gantry y la tasa de dosis son establecidas en el algoritmo de optimización. El primer paso para optimizar las formas y los pesos de las aberturas es realizarlo para ángulos de gantry espaciados, de esta manera el algoritmo tiene libertad para encontrar una solución óptima al ignorar la conectividad entre aperturas; posteriormente se insertan ángulos adicionales, para los que se interpola la forma de las aberturas de los ángulos adyacentes obteniendo una transición suave.

Utiliza un muestreo de ángulo de haz progresivo para optimizar un gran número de aperturas (~1 apertura / 2° ángulo de pórtico). Esto permite un tiempo de entrega de 2 minutos para un régimen de tratamiento estándar de 2Gy/# sesiones (Hussien, 2015).

Imagen 6. Gráfica axial de isodosis para IMRT (izquierda) y VMAT (derecha) con la visualización de isodosis mínima configurada en 5 Gy que muestra el volumen de tejido que recibe más de 5 Gy (V ≥ 5 Gy).



Nota. Adaptado de Optimising the dosimetric quality and efficiency ofpost-prostatectomy radiotherapy: A planning study comparing the performance of volumetric-modulated arc therapy (VMAT)with an optimised seven-field intensity-modulated radiotherapy (IMRT) technique (p. 217) por Nguyen, B. et al., 2012, *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology, 56*(2).

Debido a las nuevas técnicas de tratamiento es posible tener una mayor dosis en el objetivo al mismo tiempo que disminuyen los efectos secundarios en órganos de riesgo circundantes. Sin embargo, para emplearlas se necesitan sofisticados algoritmos en el sistema de planificación de tratamiento y técnicas complejas de irradiación, de modo que se vuelve necesario el uso de un procedimiento de control de calidad donde se verifique la distribución de la dosis antes del tratamiento de cada paciente (Allgaier et al, 2013).

3.4 Irradiación corporal total

En el tratamiento de algunas neoplasias malignas como leucemias, mieloma múltiple, linfomas y algunos tumores sólidos, el volumen objetivo puede comprender toda la extensión del cuerpo, dejando atrás la común definición de un tumor con márgenes apropiados (STRALINGSDOSIMETRIE, 2021).

Esta técnica se denomina irradiación corporal total, y se distingue por irradiar uniformemente la totalidad del cuerpo del paciente con el objetivo de eliminar tanto células cancerosas como células madre, dejando espacio en la médula ósea a células nuevas que serán adquiridas de un donante (Welsh et al 2005; Stanley et al, 2021; Yarak y Damulira, 2021). Sin embargo, debido a que esto conlleva a la irradiación de tejidos completos, es necesario que además de entregar una dosis corporal con alta homogeneidad, sea capaz de minimizar las posibles complicaciones provocadas por la radiación en órganos de riesgo.

La ICT empezó a utilizarse como terapia sistémica para diversas enfermedades malignas (Wong et al, 2018, Quast, 2006) desde inicios del siglo pasado, a partir de lo cual se ha buscado mejorar las configuraciones de este tratamiento (STRALINGSDOSIMETRIE, 2021).

Es así, que en la actualidad la configuración convencional emplea grandes campos estáticos de tratamiento con bloqueos pulmonares y requiere al paciente a una extensa distancia, ya sea parado o acostado (Quast, 2006; Hoppe et al, 2010). Sin embargo, las posiciones adoptadas resultaban exhaustivas debido al estado inmunodeprimido del paciente y a los tiempos prolongados de tratamiento (Welsh et al, 2005).

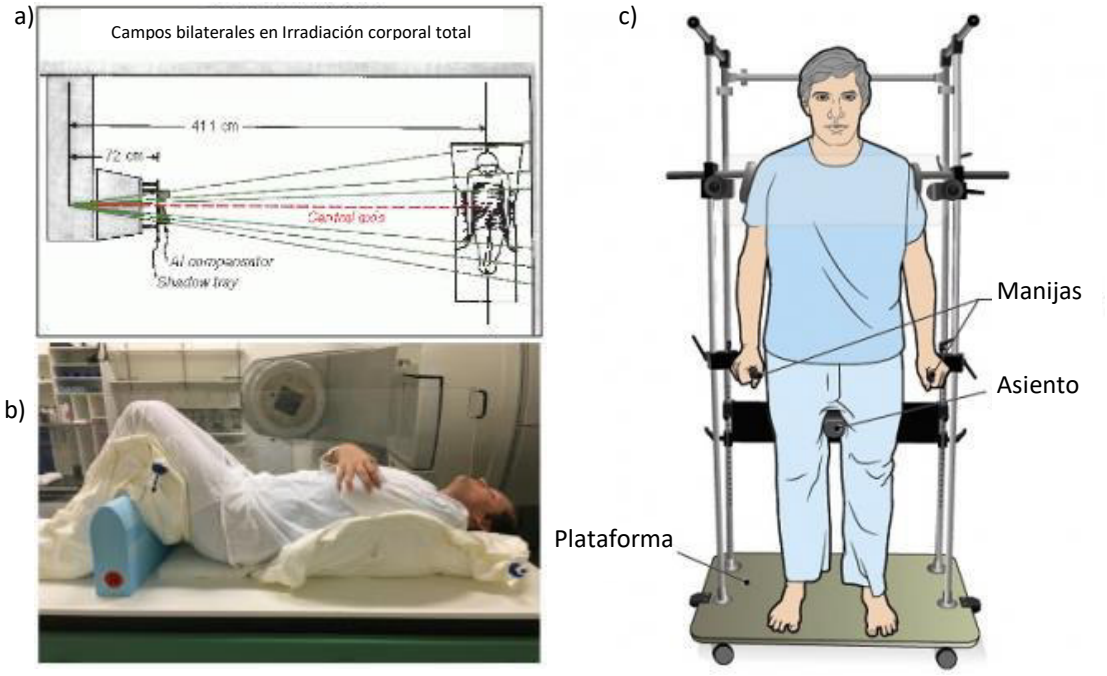
Con el fin de mejorar estas deficiencias, algunos centros varían la configuración, apoyándose en elementos como camillas (Losert et. al. 2019), o láminas de acrílico (Pierce et. al. 2019); así como la posición del paciente (Liang, 2020).

En última instancia, el uso de una técnica VMAT está empezando a usarse cada vez más en distintos centros (Van Dyk et al, 1986; Stanley et al, 2021), debido a la reducción de equipamiento necesario, mayor comodidad del paciente y principalmente, por su capacidad de entregar dosis homogénea a tejidos específicos,

reduciendo la toxicidad y la dosis general en órganos de riesgo, lo que disminuye el riesgo de desarrollar enfermedades a largo plazo (Benyunes et al, 1995; Tauchmanovà, 2002; Gerstein et al, 2009; Abboud, 2009; Benmiloud, 2010).

Sin embargo, es importante mencionar que, debido a la característica multisocéntrica de la técnica VMAT, es necesario realizar verificaciones dosimétricas para evitar la presencia de zonas de alta dosis en el tratamiento.

Imagen 7. Diagrama esquemático que ilustra la geometría de configuración del paciente para la técnica de irradiación corporal total bilateral.



Nota. a) Adaptado de Schematic diagram illustrating patient set-up geometry for the bilateral TBI technique (p. 746), por Khan FM. et al., 1980, *lntJ Radiat Oncol Biol Phys, 6*.
b) Recuperado de A step and shoot intensity modulated technique for total body irradiation (p. 4), por Fog, L. S., et al., 2019, *Technical innovations & patient support in radiation oncology 10.*

3.5 Control de calidad

En radioterapia, un plan de control de calidad puede definirse como un grupo de pruebas y medidas diseñadas para garantizar la calidad en el tratamiento del

paciente (Kahn, 2003).

En este sentido, cada institución diseñará un plan propio, basándose en recomendaciones de organismos respecto a técnicas o procedimientos de medida, frecuencia de controles y rangos de tolerancia; las cuales adaptarán según las características de sus centros.

En particular, algunos de los puntos más importantes de un control de calidad son aquellos que verifican la precisión en la entrega de dosis; puesto que de ellos depende en gran medida la seguridad y eficacia del tratamiento (Escobar, 2008).

Imagen 8. Izquierda: Reporte 85 ICRU Cantidades Fundamentales y Unidades para la Radiación Ionizante. Derecha: Reporte 76 ICRU Aseguramiento de Calidad de la Medición para Dosimetría de Radiación Ionizante.



3.5.1 Magnitudes dosimétricas

Una de las categorías recomendadas por la Comisión Internacional de Unidades y Medidas de Radiación (ICRU) para la descripción de fotones son las cantidades dosimétricas; las cuales son generalmente producto de las cantidades radiométricas por coeficientes de interacción (Podgoršak, 2016). Las magnitudes dosimétricas están asociadas a los efectos reales o potenciales de la radiación y describen la cantidad de energía depositada por un haz de radiación en un medio como agua, aire, tejido, etc. (ICRU, 1993; Podgoršak, 2016; Brosed, 2012).

3.5.1.1 Kerma

Su nombre está compuesto por las siglas en inglés de la definición Kinetic Energy Released per unit Mass.

El Kerma es una magnitud propia de partículas sin carga (neutrones y fotones). Representa la energía transferida por radiaciones no ionizantes por unidad de masa a un punto de cierto material (ICRU, 1993; Brosed, 2012).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \qquad \text{Unidad: Gy = J/kg}$$

Donde:

dE_{tr}: suma de todas las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas, liberadas por partículas ionizantes no cargadas, en un material de masa dm.

Su unidad antigua es el rad; cuya relación es:

$$1\ rad = 10^{-2}\frac{J}{kg} = 1\ cGy$$

Sus valores son muy similares a los valores de dosis absorbida en aire, agua o tejido biológico blanco en condiciones de equilibrio (constante fluencia de partículas cargadas en distancias iguales al alcance máximo de estas partículas), por lo cual, cuando no es necesaria una resolución espacial mejor que el alcance de las partículas cargadas, se puede sustituir una por la otra (ICRU, 1993; Brosed, 2012).

3.5.1.2 Dosis Absorbida:

Es la cantidad física con mayor importancia en dosimetría de las radiaciones. La dosis absorbida es efectiva para cualquier tipo de radiación, ionizante o no

ionizante, y necesita la especificación del material en donde se transfiere energía (Podgorsak, 2016; Attix, 2008).

Se le define como el valor esperado de la energía por unidad de masa, impartida en un punto en el material de masa dm. Es decir:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \qquad \text{Unidad: Gy = J/kg}$$

Donde

ε: energía neta que permanece en el volumen de materia dado.

$$\varepsilon = (Ren)_S - (Rsal)_S + (Ren)_C - (Rsal)_C + \sum Q$$

$(Ren)_S$: energía radiante de la partícula no ionizante entrante en un volumen V

$(Rsal)_S$: energía de las partículas no ionizantes salientes del volumen V

$(Ren)_C$: energía de partículas cargadas entrantes en un volumen V

$(Rsal)_C$: energía de partículas cargadas salientes del volumen V

$\sum Q$: energía neta resultante de transiciones masa-energía en un volumen V

$d\varepsilon$: energía en un volumen infinitésimo dV

dm: masa relacionada al diferencial de volumen

La adición de las energías cinéticas del total de partículas cargadas liberadas de una cantidad pequeña de materia aislada *dm* en la que incide radiación gamma constituye el Kerma; mientras que la fracción que permanece absorbida en la masa referencial será la dosis absorbida. De este modo, el Kerma siempre será mayor que la dosis absorbida.

Por otro lado, si en vez de materia aislada se considera un fragmento de masa envuelto por masa idéntica, la energía saliente de la masa dm puede ser nivelada con partículas incidentes derivadas de la materia circundante, produciendo un equilibrio

electrónico. Así el Kerma y la dosis absorbida serán iguales siempre y cuando la radiación de frenado sea despreciable (ICRU, 1993**;** Brosed, 2012)**.**

El conocimiento de la dosis absorbida en diferentes volúmenes de interés es importante debido al impacto biológico ocasionado; por lo cual, es necesaria la exactitud en los cálculos dosimétricos, de modo que haya una coincidencia entre la dosis prescrita y la dosis entregada al paciente (Escobar,2008).

3.5.2 Dosimetría

En sus inicios, el término dosimetría de la radiación se utilizó para describir la medición de la dosis de radiación directa o indirectamente ionizante depositada en un medio. Sin embargo, más adelante el término se extendió para incorporar la determinación, por medición o cálculo, de la distribución de dosis depositada por uno o más haces externos (fuente de radiación afuera del paciente) o internos (fuente de radiación dentro del paciente) en el cuerpo humano; así como de cualquier otra cantidad radiológicamente relevante, como el kerma (Podgoršak, 2016; Attix, 2008).

La importancia de la ejecución de controles de dosimetría radica en asegurar la entrega de la prescripción médica lo más exacta y consistentemente posible. Es decir, evitar incluso pequeñas desviaciones en la entrega de dosis, ya que una pequeña diferencia del 5% entre la dosis prescrita y la entregada podría cambiar el resultado del tratamiento, pudiendo provocar lesiones que en casos graves conducirían a la muerte. Es por ello que la evaluación de la dosis entregada por el haz de radiación debe ser rutinaria en toda clínica de radioterapia (Podgoršak, 2016).

3.5.2.1 Sistemas de dosimetría

La dosimetría está basada en la medición de alguna señal física o química evidenciada en un dispositivo cuyo volumen sensible ha sido expuesto a radiación

ionizante. Dicho dispositivo, conocido como dosímetro o detector, arroja una lectura proporcional a la dosis absorbida, la cual es medida posteriormente por un lector (sistema electrónico) propio de cada sistema de dosimetría (Podgoršak, 2016).

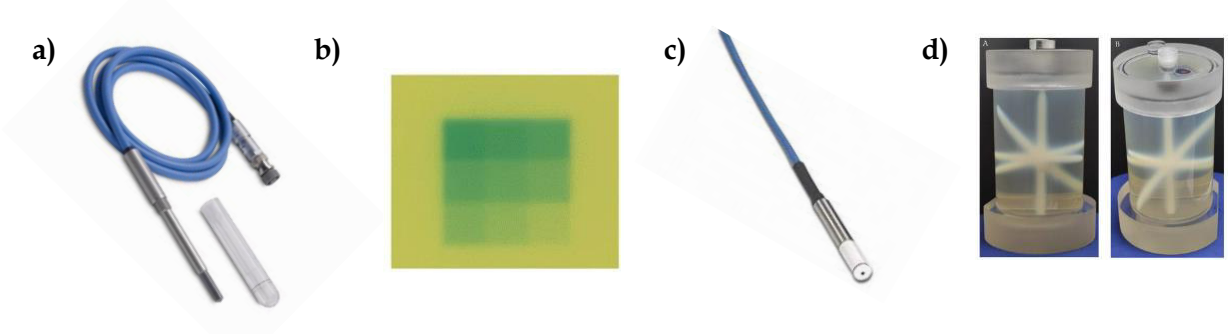
Entre algunas de las señales físicas típicas medidas en la dosimetría de radiación moderna tenemos:

Tabla 1. Tipos de dosimetría según la cantidad física que miden.

Tipo de dosimetría	Cantidad física
Dosimetría de radiación calorimétrica	Aumento de temperatura
Dosimetría de cámara de ionización	Corriente de iones
Dosimetría termoluminiscente	Emisión de luz visible o ultravioleta
Dosimetría con diodos	Corriente de iones
Dosimetría de película radiográfica y radiocrómica	Transmisión de luz visible

Nota. Adaptado Podgoršak (2016, p. 657).

Imagen 9. Tipos de dosímetros.



Nota. **a)** Cámara de ionización Fluke Farmer. **b)** Película Radiocrómica. Recuperado de Precise film dosimetry for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy quality assurance using Gafchromic™ EBT3 films (p. 3), por Wen, N., et al., 2016, *Radiation Oncology*. **c)** Dosímetro de Diodo P PTW. **d)** Dosímetro de gel irradiado para determinar el isocentro. Recuperado de Fast Isocenter Determination Using 3D Polymer Gel Dosimetry with Kilovoltage Cone-Beam CT Reading and the PolyGeVero-CT Software Package for Linac Quality Assurance in Radiotherapy (p. 22), por Maras, P., & Kozicki, M., 2022, *Materials, 15*(19).

A partir de la dosis obtenida en un punto de referencia, se puede calcular la dosis en cualquier otro punto gracias a distintas funciones y algoritmos, con lo cual se pueden conformar curvas de isodosis. Estas se obtienen al unir todos los puntos con el mismo porcentaje de dosis, resultando en un gráfico representativo de la dosis en diferentes posiciones (Podgoršak, 2016).

3.5.2.1.1 Cámara de ionización

Es el sistema de detección y medición de radiación más antiguo y al mismo tiempo más simple. Su diseño básico está compuesto de tres partes principales: cámara de ionización de cavidad, fuente de alimentación y electrómetro.

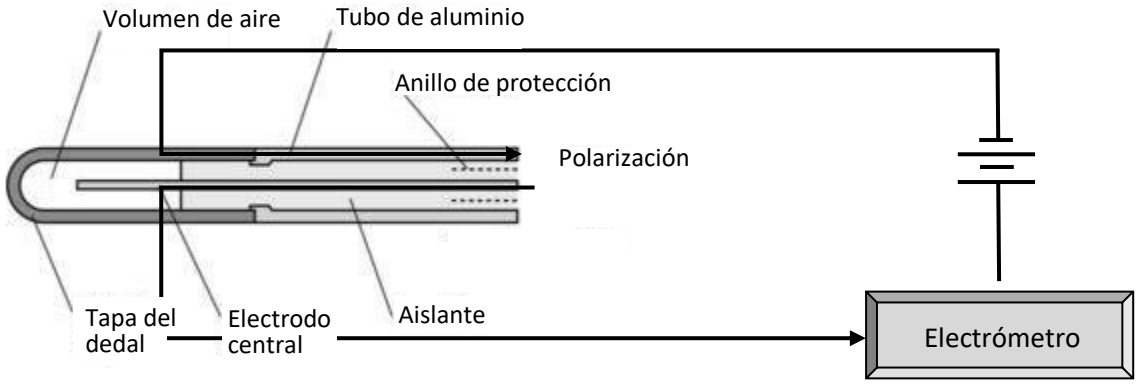
La cámara de ionización presenta como volumen sensible una cavidad llena de material sensible a la radiación, generalmente gas, en la cual se aplica un campo electrostático que hace posible recolectar los iones producidos por la ionización de las moléculas a lo largo del recorrido de la radiación (fotones, neutrones y partículas cargadas).

La fuente de alimentación es la encargada de establecer el mencionado campo eléctrico presente en el volumen sensible de la cámara; además de permitir la medición del efecto de la polaridad gracias a presentar la opción de invertirla (Attix, 2008; Podgoršak, 2016). Usualmente los electrodos son polarizados a una tensión continua de 300 volts (Escobar,2008;).

Por último, el electrómetro se encarga de la lectura de la pequeña carga o corriente de ionización producida en la cavidad, la cual es proporcional a la dosis absorbida.

Actualmente, la cámara de ionización es uno de los equipos más usado en control de calidad de radioterapia debido a su precisión (Podgoršak, 2016).

Imagen 10. Cámara de ionización dedal. La ionización producida dentro del volumen de aire en la tapa del dedal es recolectada por el electrodo central. El tubo de aluminio transmite el voltaje de polarización a la tapa del dedal. El anillo de protección minimiza la fuga de carga entre los elementos exterior (HT) e interior (señal) del cable de interconexión.



Nota. Adaptado de Cámara de ionización de dedal por Radiology Key (https://radiologykey.com/ionization-chamber/).

3.5.2.2 Dosimetría paciente específico

Como se mencionó anteriormente, en radioterapia, es importante la ejecución de controles de dosimetría para asegurar la entrega de la prescripción médica lo más exacta y consistentemente posible. El proceso de comparación entre la dosis prescrita y la medida se logra creando un plan de verificación al terminar de planificar el tratamiento del paciente, el cual es una copia de la geometría, MLC dinámico y unidades monitor calculadas en una tomografía del maniquí físico.

En particular, en el caso de las modalidades de tratamiento modulado es necesario efectuar mediciones de control de calidad específicas para cada paciente debido a la complejidad de las distribuciones de dosis, que son altamente conformadas gracias a la optimización de tasas de dosis y los movimientos del gantry, camilla, colimador y de las multiláminas (MLC), los cuales varían de un paciente a otro.

Todo ello puede generar desigualdades entre la dosis planificada y la administrada, afectando la precisión en la entrega del tratamiento, por lo cual es necesario el aseguramiento de calidad particular de cada uno de los pacientes (Hussien, 2015).

Algunas de las posibles herramientas para control de calidad de paciente específico son los dosímetros de película, gel, Delta4 Y PTW Octavius Phantom (Helo, 2010; Hussien, 2015).

3.5.2.3 Métodos de evaluación de la distribución de dosis

3.5.2.3.1 Diferencia de dosis

Es el método más básico. Toma la diferencia de dosis en los dos grupos de datos y verifica que cada punto entre en un rango de tolerancia específico.

Esta evaluación funciona correctamente en zonas con gradientes de dosis bajo. No obstante, en zonas con gradiente de dosis alto (como las esperadas en IMRT), este método puede advertir grandes errores de dosis como consecuencia de una pequeña desalineación que puede no ser significativa clínicamente. (Hussien, M., 2015)

La diferencia de dosis se calcula con la ecuación:

$$\Delta D(r_R, r_E) = \frac{D_E(r_E) - D_R(r_R)}{D_R(r_R)}$$

Donde

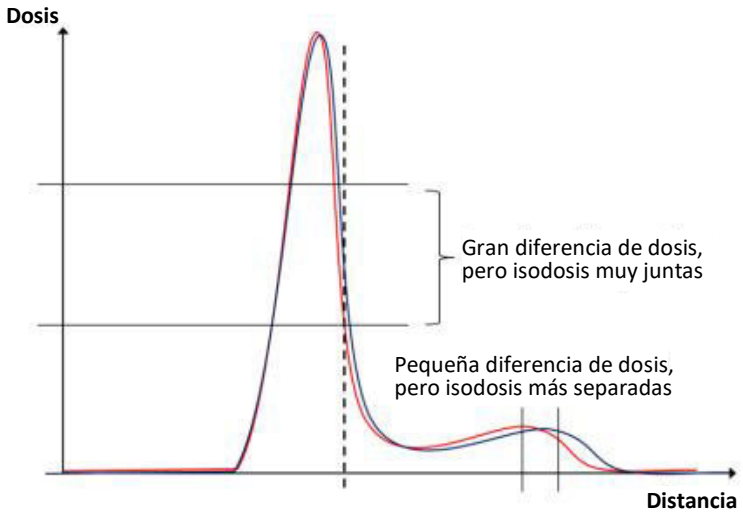
$D_E(r_E)$ Dosis en un punto de la distribución de dosis evaluada, r_E

$D_R(r_R)$ Dosis de punto de referencia r_R

3.5.2.3.2 Distancia al acuerdo

Es otro método simple que puede utilizarse. Se trata de la distancia mínima entre un punto de referencia y el punto de distribución evaluada con el mismo valor de dosis. Contraria a la evaluación de diferencia de dosis, la DTA funciona mejor en regiones con grandes gradientes de dosis, donde puede ser interpretado como el desplazamiento espacial entre dos distribuciones. Esta evaluación es muy sensible en regiones de gradiente de dosis bajas, pudiendo advertir una gran distancia entre dos puntos de dosis del mismo valor, a pesar de que la diferencia de dosis en esa región pueda ser pequeña. (Hussien, M., 2015).

Imagen 11. Representación esquemática del concepto de diferencia de dosis y DTA. En este ejemplo, la distribución de referencia se muestra como la línea azul y la evaluada como la línea roja.



Nota. Adaptado de *Evaluation of detector array technology for the verification of advanced intensity-modulated radiotherapy* (p. 13), por Hussien, M., 2015, University of Surrey, United Kingdom.

3.5.2.3.3 Índice compuesto

Este método de evaluación se desarrolló como una combinación de las dos pruebas mencionadas anteriormente debido a sus desventajas asociadas a las zonas

de gradientes de alta dosis (Diferencia de dosis) o baja dosis (DTA). De modo que tanto la dosis como la concordancia espacial pueden ser evaluadas (Hussien, M., 2015).

Así, se establecen criterios de aprobación/rechazo para la diferencia de dosis y DTA.

$$Composite\ index\ (r_R) = \begin{cases} 0, & DTA < \delta r\ \cup \Delta D(r_R, r_E) < \delta D \\ 1, & DTA < \delta r\ \cap \Delta D(r_R, r_E) < \delta D \end{cases}$$

Donde

$\delta D\ es\ el\ criterio\ de\ diferencia\ de\ dosis\ y\ \delta r\ es\ el\ criterio\ de\ diferencia\ de\ distancia.$

3.5.2.3.4 Índice gamma

Es el método de evaluación más utilizada para comparar cuantitativamente los mapas de dosis. Al igual que el índice compuesto, combina los criterios de los dos primeros métodos de evaluación en una única métrica adimensional (Åstrand, 2009; Hussien, 2015), que es utilizada para evaluar la concordancia entre la distribución de dosis predicha por el sistema de planificación de tratamiento y la medida en los sistemas de detectores; indicando el número de píxeles que fallan o aprueban los criterios (Helo, 2010).

La función gamma se calcula encontrando la distancia euclidiana mínima en el espacio normalizado dosis-distancia. La comparación en conjunto, de la diferencia de dosis y DTA, para cada punto de referencia en la distribución de dosis, puede ser ilustrada esquemáticamente como un elipsoide (Åstrand, 2009; Hussien, 2015). De modo que el índice gamma para un punto r_c, puede definirse como

$$\gamma(r_c, D_c) = \sqrt{\frac{\Delta r^2(r_r, r_m)}{{\delta r_{tol}}^2} + \frac{\Delta D^2(r_r, r_m)}{{\delta D_{tol}}^2}} \leq 1$$

Donde

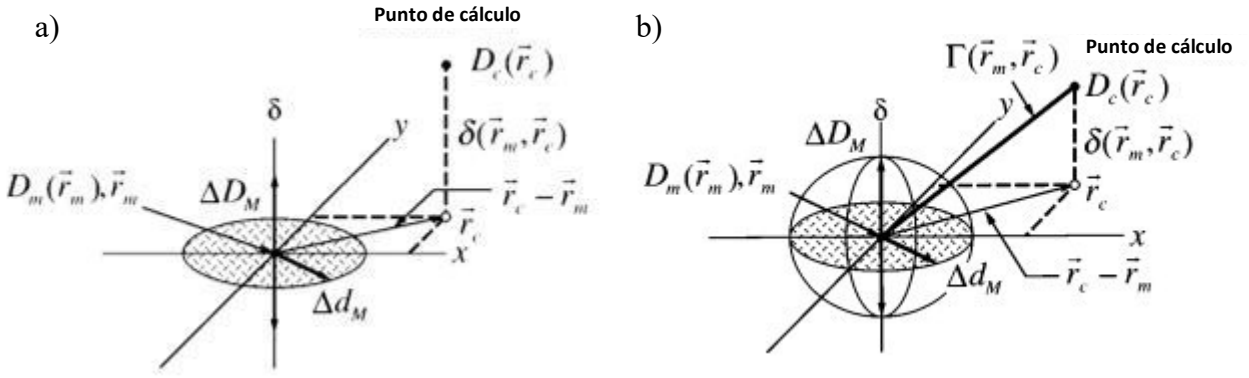
$\Delta r = |r_r - r_m|$ es la distancia entre la distribución de referencia y la medida

$\Delta D = D_c(r_c) - D_r(r_r)$ es la diferencia de dosis en la posición r_c relativa a la dosis de referencia D_r en r_r

La calidad de la concordancia se evalúa por la fracción de los puntos que se encuentran dentro de los criterios de aprobación. En el marco de control de calidad, se calcula la tasa de aprobación del índice gamma, es decir, el porcentaje total de dichos puntos aprobados con un γ<1; y se fija un umbral de aprobación, que generalmente requiere a ≥95 % de los puntos pasar la evaluación, con criterios de aprobación de 5% de diferencia de dosis y 5 mm de distancia al acuerdo; comúnmente denotado como 5%/5 mm (Clark, C. y Thomas, M., 2009; Helo, 2010).

Además, el cálculo del índice gamma se puede delimitar al fijar un umbral de dosis por debajo del cual se ignora los resultados de la evaluación; con lo cual se eliminan las dosis que se encuentren fuera del campo. Comúnmente, se establece un valor en el rango de 10 a 20% de la dosis máxima del volumen calculado (Clark, 2015).

Imagen 12. Representación geométrica bidimensional de los criterios de evaluación de la distribución de dosis a) para las pruebas de diferencia de dosis y distancia hasta el acuerdo b) utilizando las pruebas combinadas de diferencia de dosis elipsoidal y distancia hasta el acuerdo.



Nota. Adaptado de A technique for the quantitative evaluation of dose distributions (p. 657), por Low, D. A. et al., 1998, *Medical physics*, 25(5).

Ventajas y desventajas del índice gamma

Entre los beneficios tenemos que la métrica de la tasa de aprobación del índice gamma reduce la medida a una sola unidad; y el uso de dicho índice puede disminuir el tiempo de análisis, al posibilitar la elección de umbrales de decisión para una tasa de aprobación. Por otra parte, no proporciona información sobre la ubicación de los puntos reprobados, ni sobre el motivo de la falla o una especificación de cuál de los criterios fue el que falló. En este sentido, pueden existir diferencias de dosis clínicamente aceptables que reporten error, como una dosis menor en OAR o una dosis mayor en PTV (Hussien, M., 2015).

3.5.2.4 Métodos de reconstrucción de dosis 3D

Para detectar errores en la implementación del plan de tratamiento, como configuraciones mecánicas erróneas, alteraciones en los colimadores multiláminas o discrepancias en dosis; antes que un método analítico con criterios de aprobación sensible como el descrito anteriormente, son necesarias herramientas de medición adecuadas para IMRT y VMAT.

Los detectores capaces de realizar análisis gamma 3D pueden ser dependientes o independientes del sistema de planificación de tratamiento (Allgaier et al, 2013).

Sistemas dependientes del sistema de planificación

Estos sistemas requieren la cuadrícula de dosis calculada por el sistema de planificación para poder determinar las distribuciones de dosis medidas, en el maniquí o en el paciente.

Entre ellos, podemos encontrar ArcCHECK (Sun Nuclear Corporation) y Delta4 (Scandidos, Suecia) (Allgaier et al, 2013).

Sistemas independientes del sistema de planificación

Las herramientas de control de calidad independientes requieren la cuadrícula de dosis TPS únicamente para la comparación con las mediciones; y no para la determinación de la distribución de dosis, como en el caso de los sistemas dependientes.

Un ejemplo de sistema autónomo es OCTAVIUS 4D, que cuenta con un algoritmo muy sencillo y precisa solo unos pocos datos de entrada fundamentales (Jones et. al. 2015).

3.5.2.4.1 Octavius

El sistema OCTAVIUS 4D se compone de un maniquí rotacional, una placa detectora de matriz 2D, un inclinómetro, un electrómetro y una unidad de control (Van Esch et. al., 2014; Rajasekaran et. al. 2014; Hussien, 2015).

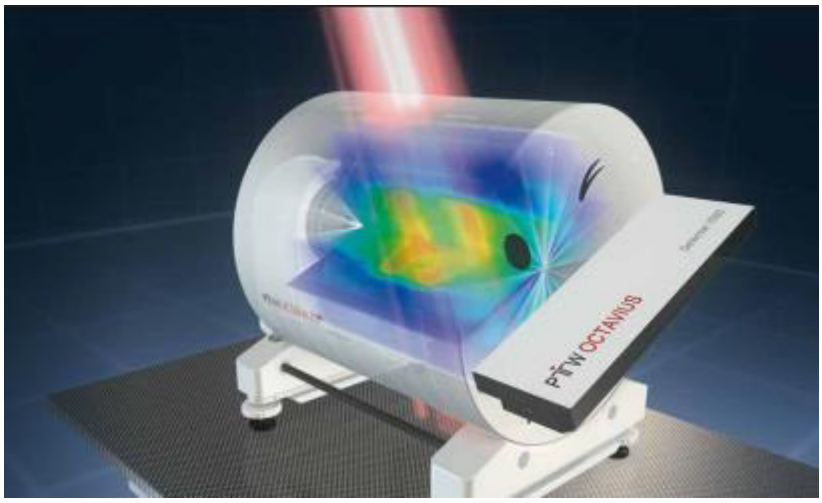
El inclinómetro brinda información acerca del ángulo real del gantry, permitiendo la rotación simultánea del LINAC con el OCTAVIUS 4D (Allgaier et al, 2013; Hussien, 2015). De modo que se vuelve innecesario el uso de un factor de corrección gracias a la forma de la cámara y a la incidencia perpendicular del haz de radiación en la matriz en todo momento, que vuelve intrascendente cualquier dependencia direccional (Helo, 2010).

El volumen ficticio completo, creado por la rotación, se cubre con puntos de medición en el transcurso de las mediciones de dosis. Estos datos acumulados en intervalos de 200 ms garantizan datos de dosis más precisos y una buena correlación de ellos con los ángulos del gantry (Allgaier et al, 2013).

Entre los beneficios de usar cámaras de ionización podemos mencionar el resultado instantáneo de las distribuciones de dosis; la corrección de la respuesta

reducida del panel al irradiar la matriz desde la parte posterior, dada por la cavidad de compensación del maniquí; no requiere calibraciones adicionales a la de fábrica en la cámara de ionización, a excepción de la variación diaria de temperatura, presión y salida del acelerador lineal; alta relación señal-ruido, resultado del diseño de la cámara (en comparación a los diodos de silicio) y de la integración de los más de 400 000 datos tomados cada 200 ms (Helo, 2010; Allgaier et al, 2013). Por otra parte, las desventajas de este dispositivo radican en su gran tamaño, que provoca un efecto de suavizado en los gradientes y en presentar señal eléctrica baja (Helo, 2010).

Imagen 13. El sistema OCTAVIUS 4D cuenta con un panel detector que se inserta en un maniquí cilíndrico que gira sincrónicamente con el gantry.



Nota. Recuperado de OCTAVIUS 4D Modular Solutions for 4D por PTW, 2018.

CAPÍTULO 4
MATERIALES Y MÉTODOS

El presente trabajo de investigación se realizó en las instalaciones del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas. A continuación, se procederá a describir detalladamente el equipamiento utilizado, así como las etapas en las que se dividió el proyecto.

4.1 Equipos

4.1.1 Acelerador lineal

Tabla 2. Características técnicas del acelerador lineal Elekta Synergy del INEN.

Energía	Fotones: 6 MV
Tamaño máximo de campo	40 x 40 cm
Propiedades[a]	Admite técnicas de entrega avanzadas como VMAT. **Colimadores multiláminas** avanzados permiten mejor conformidad de dosis para atención individualizada. Control digital de sexta generación integrado. Sistema de modelado de haces que reduce la dosis en estructuras críticas mientras entrega haces altamente conformados al objetivo. Colimación de respaldo de seguimiento automático que reduce aún más la dosis no deseada a las estructuras críticas adyacentes.

	Radioterapia avanzada guiada por imágenes (IGRT) al contar con equipo de imagenología integrado.
	Brinda imágenes de kV volumétricas 2D y 3D para la observación, comparación y verificación óptica en tiempo real de órganos y tejido tumoral.
	Corrección automática de camilla.
	Reduce el uso de marcadores y de efectos secundarios.
	Campo de visión IGRT más grande, 50x26 cm, para mayor visualización de tejidos blandos.
	Gestión del movimiento anatómico que permite visualizar el movimiento respiratorio y tener en cuenta los cambios de referencia.
	Espacio libre del isocentro de 45 cm para máxima flexibilidad para administrar terapias no coplanares.

Nota. [a]Elekta (2017)

Imagen 14. Acelerador lineal Elekta Synergy del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas.



4.1.2 Maniquí CIRS 715-T Y0710

Es un maniquí antropomórfico que representa la estructura de un niño de 5 años de edad. Este modelo en particular se enfoca en la zona del tronco según lo cual tiene dimensiones de 44.5 cm de alto, 24 cm de ancho y 14 cm de profundidad, y un peso de 9.85 kg. Está elaborado de uretano y epoxi, con el fin de imitar las propiedades de atenuación de rayos X en tejidos humanos para energías de diagnóstico y terapia; y exhibe tejido blando translúcido facilitando la visualización de la anatomía.

El maniquí cuenta con caja torácica, columna vertebral, discos espinales, pulmones, árbol bronquial hasta la tercera bifurcación, vasculatura pulmonar, tráquea, omoplato, clavícula, tercio superior del húmero, pelvis y tercio superior del fémur. Además, presenta huesos con distinción cortical/trabecular, placas de crecimiento y osificaciones propias de infantes de dicha edad, distinguiéndose de un niño sano al presentar anomalías en huesos de la columna vertebral y pelvis. (CIRS, 2013).

Imagen 15. Dimensiones del maniquí CIRS 715 modelo T Y0710.



Nota. Vista frontal adaptada de Pediatric Anthropomorphic Training Phantoms: Model Series 715 (p. 4) por Computerized Imaging Reference Systems Inc., 2013 (https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/04/715-DS-120418.pdf).

4.1.3 Mónaco

Es uno de los sistemas de planificación de tratamiento (TPS) disponibles para planes IMRT. Usa el algoritmo Monte Carlo para cálculo de dosis y se basa en planificación inversa, en la que se especifican matemáticamente los objetivos clínicos (la distribución deseada de la dosis basada en estructuras diana y objetivos y excesos de dosis): a partir de lo cual, se determinan los parámetros del haz de radiación que entregará la distribución de dosis deseada (Clements et al, 2018).

Contrario a planificaciones inversas tempranas, Mónaco prioriza las dosis en órganos de riesgo antes que la dosis en objetivos, es decir, se buscará lograr primero las funciones de costo limitantes de dosis y, una vez alcanzadas, se enforcará en las funciones objetivos.

De este modo, las funciones de coste seguirán la siguiente jerarquía

Tabla 3. Funciones de coste ordenadas según su jerarquía.

1	Restricciones	Primer orden	Serial Parallel Quadratic Overdose Max Dose
2		Segundo orden	Quadratic Under Dose Under Dose DVH
3	Objetivos	Primer orden	Target EUD Target Penalty
4		Segundo orden	Funciones de costo que tienen la opción “Multi Criterio”

Nota. Adaptado de Elekta, diapositiva 16.

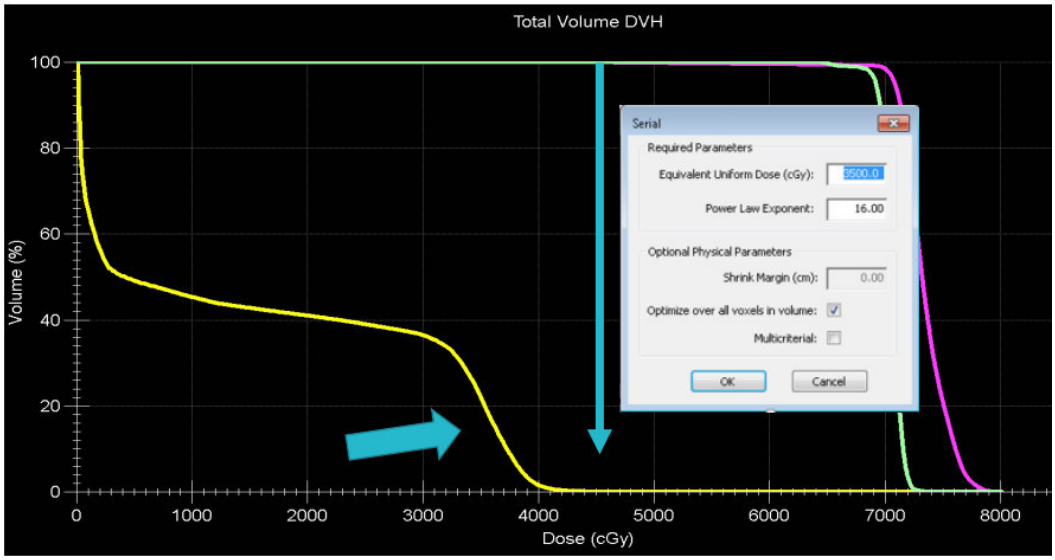
4.1.3.1 Funciones de coste:

Las dos funciones de coste de limitación de dosis se basan en dos tipos de órganos, basándose en la teoría de que existen dos tipos de respuestas biológicas a la radiación.

- Serial

Está basado en los órganos en serie, para los que las dosis altas son dañinas incluso si se limitan a pequeños volúmenes. Para esta función de coste el órgano es considerado una cadena: al romperse se rompe el enlace. Es decir, si una pequeña porción recibe una dosis máxima el órgano dejará de funcionar independientemente del volumen que reciba una dosis baja. Por lo cual, aplicará grandes penalizaciones por puntos calientes independientemente de su tamaño (Elekta, 2013).

Imagen 16. Influencia de la función Serial en el Histograma Dosis Volumen (DVH).

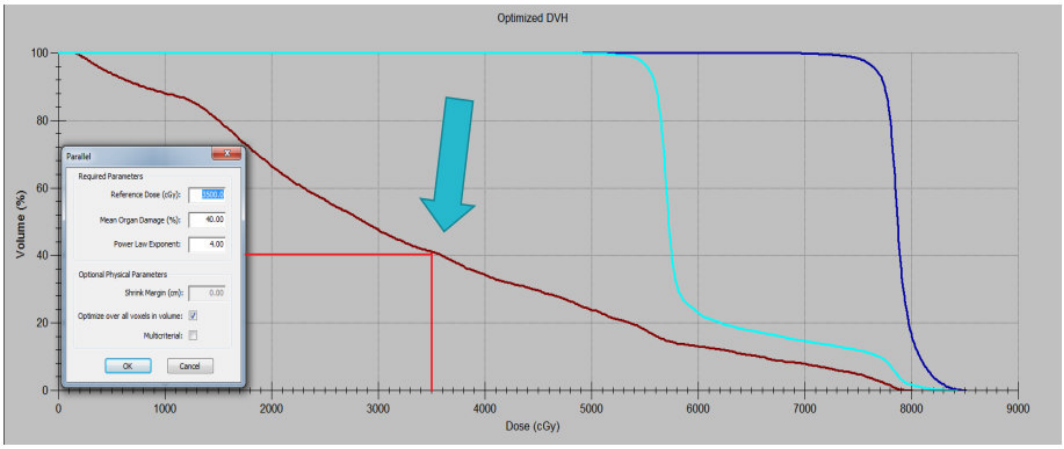


Nota. Recuperado de Mónaco Concepts and IMRT/VMAT Planning por Elekta, diapositiva 43.

- Parallel

Es una función de coste de restricción usada preferentemente para órganos que toleran dosis muy altas en pequeños subvolúmenes mientras se mantenga el resto del órgano. En el caso de esta restricción se considera al órgano como una cuerda: se rompe al romperse cierto número de hilos. Por lo tanto, no funcionará si es que un % del volumen recibe una dosis específica. En el caso de órganos pares uno de los órganos compensará la pérdida de función en el órgano dañado (Elekta, 2013).

Imagen 17. Influencia de la función Parallel en el Histograma Dosis Volumen (DVH).

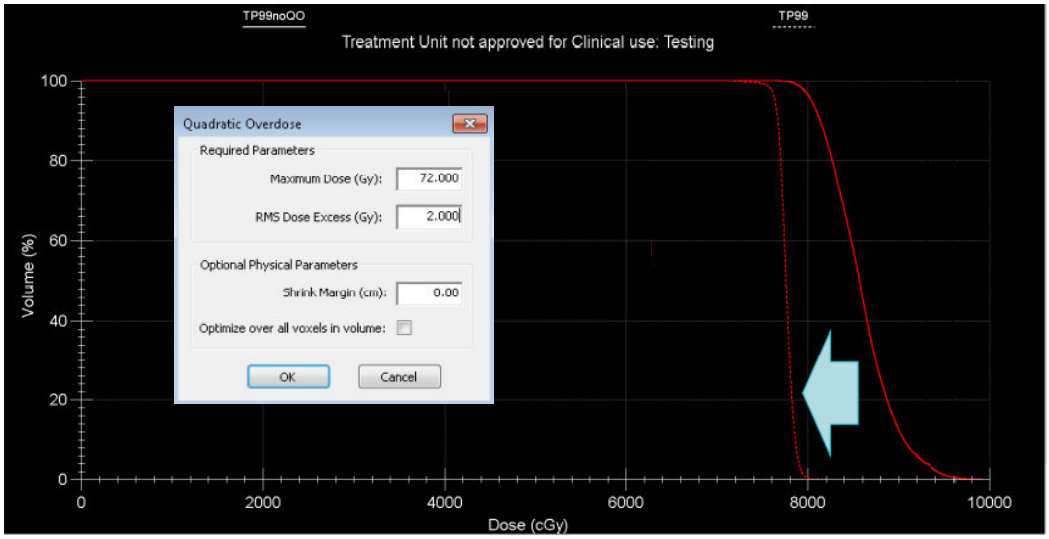


Nota. Recuperado de Mónaco Concepts and IMRT/VMAT Planning por Elekta, diapositiva 61.

- Quadratic Overdose

Es una función de coste físico de restricción usada para limitar dosis altas en la estructura que se aplique, ya sea en objetivos o en órganos. Esta restricción permite configurar una dosis máxima y un exceso RMS (tolerancia de dosis). El optimizador trabajará hasta reducir el exceso de dosis hasta el valor indicado (Elekta, 2013).

Imagen 18. Diferencia entre usar una penalización objetivo con y sin una Quadratic Overdose que controla los puntos calientes.

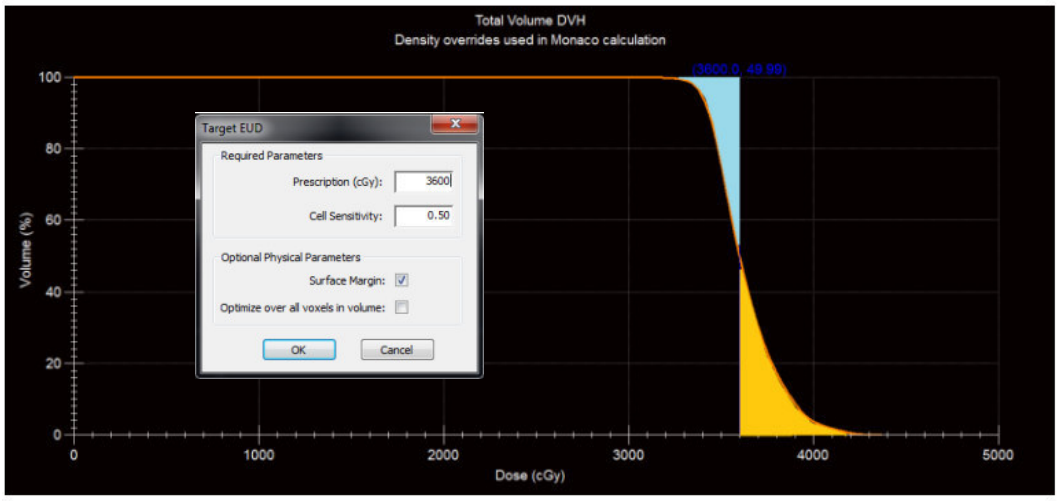


Nota. Adaptado de Mónaco Concepts and IMRT/VMAT Planning por Elekta, diapositiva 69, 70.

- Target EUD

Es la función de coste biológica principal para objetivos (no es una restricción). Define una estructura como un volumen objetivo, y refleja la sensibilidad celular, es decir, la probabilidad de una célula diana a sobrevivir una dosis determinada. El aumento de la sensibilidad de la celda disminuye el volumen que se permite que esté por debajo de la prescripción (Elekta, 2013).

Imagen 19. Influencia de la función Target EUD en el Histograma Dosis Volumen (DVH).

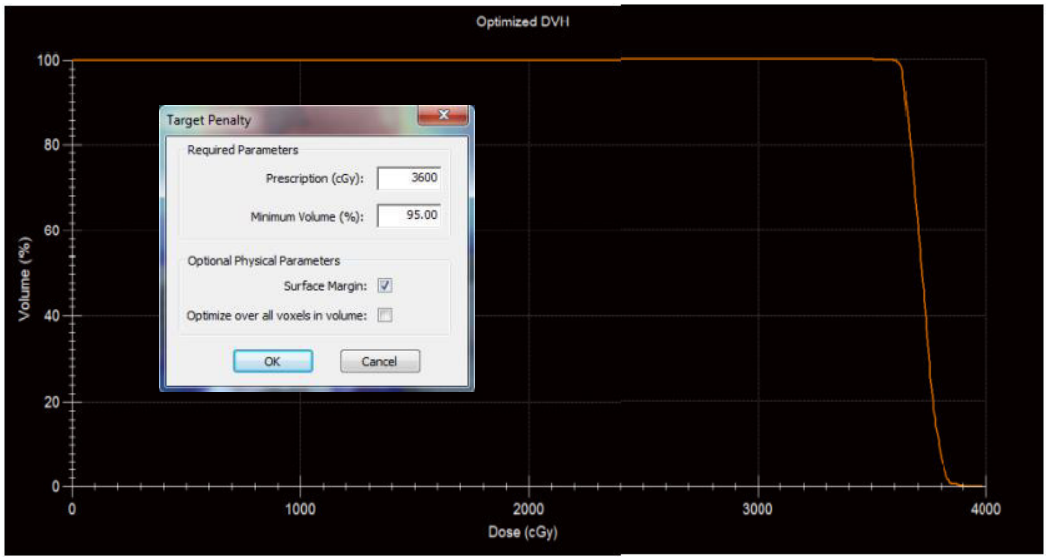


Nota. Recuperado de Mónaco Concepts and IMRT/VMAT Planning por Elekta, diapositiva 66.

- Target Penalty

Es una función de coste de restricción en la que se penaliza cuadráticamente a partir de la dosis umbral. Esta función trabaja más aumentando el % de volumen mínimo, produciendo gradientes de dosis pronunciados una vez que se alcanzan las dosis umbral objetivo. Es la versión "objetivo" de la restricción Quadratic Overdose (Elekta, 2013).

Imagen 20. Influencia de la función Target Penalty en el Histograma Dosis Volumen (DVH).



Nota. Recuperado de Mónaco Concepts and IMRT/VMAT Planning por Elekta, diapositiva 67.

4.1.4 Octavius

Tabla 4. Descripción técnica del Octavius 4D.

Inclinómetro	Brinda información acerca del ángulo real del gantry.	
Placa detectora	Configuración de la matriz	Planar[a]
	Dimensión de la placa detectora	30 cm x 42 cm x 2.2 cm[b]
	Peso (kg)	6 kg[d]
	Tipo de detector y forma	Cámara de ionización plano paralela ventilada[a]
	Tamaño del detector (mm)	4.4 x 4.4 x 3.0[a, c]
	Volumen del detector (cm^3)	0.058[a]
	Espaciado del detector (de centro a centro)	7.1 mm[a]
	Tamaño de campo máximo (cm2)	27 x 27[a]
	Número de detectores	1405[a]
	Profundidad del punto de referencia efectivo	0.75 cm debajo de la superficie[d]
	Cantidades medidas	Dosis absorbida en agua (Gy), Taza de dosis absorbida en agua (Gy/min)[d]
	Resolución	0.1 mGy, 0.1 mGy/min[d]
	Rango de medida	0.25-48 Gy/min[d]
	Rango de energía	^{60}Co-25 MV[d]
Maniquí rotacional	Material de la carcasa	PMMA[a]
	Densidad	1.05 g/cm^3 [b]
	Dimensiones (cm)	32 de diámetro x 34.3 de largo[d]
	Forma del maniquí para la medición de dosis compuesta	Cilíndrico (reconstrucción de dosis 3D)[a]
	Peso (kg)	29.6[d]

Nota. Adaptado de [a] Hussien (2015, p. 25). [b] Rajasekaran et. al. (2014, p. 3). [c] Van Esch et. al., (2014, p. 3). [d] PTW (2018, p. 18).

4.1.4.1 VeriSoft

VeriSoft realiza la reconstrucción volumétrica de la dosis a partir de los datos medidos en un plano 2D, con lo cual es posible la evaluación de parámetros clínicos y comparación de la distribución de dosis 3D entre el plan generado y el entregado al paciente (Van Esch et. al., 2014; PTW).

Distribución de dosis en el maniquí OCTAVIUS 4D

Los conceptos básicos del algoritmo de reconstrucción de dosis 3D son fáciles de entender (Allgaier et al, 2013):

a) Utilizando la relación conocida de las densidades electrónicas del agua y el material del maniquí, convertir los PDD medidos en agua en el momento de la puesta en marcha en PDD en maniquí OCTAVIUS 4D.

b) Considerar un detector del panel de detectores ("detector actual") en el ángulo de gantry actual (tiempo)

c) Medir la dosis D_{Det} (Gy) en esta posición

d) Construir una línea a través del detector actual hasta el foco del haz.

e) De los detectores irradiados determinar el tamaño del campo actual.

f) Para TPRs de eje no central aplicar correcciones para TPRs de eje no central según sea el caso, para haces con filtro aplanador o para haces libres de filtro aplanador. (Tailor et al.,1998; Georg y Kragl, 2010)

g) Dentro del maniquí, usando el PDD apropiado para el tamaño del campo actual, reconstruya los valores de dosis D(r) (Gy) a la distancia r del detector actual a lo largo de la línea de rayos de acuerdo con la ecuación

$$D(r) = D_{Det}(0).\frac{PDD(r)}{PDD(0)}$$

h) Haga esto para todos los detectores presentes en el panel de detectores

i) Posteriormente, realizarlo para todos los ángulos del gantry.

j) Ordenar todos los valores de dosis obtenidos en vóxeles de 2,5 x 2,5 x 2,5 mm3 (modificables por el usuario) por interpolación lineal

Para determinar la dosis en el paciente en un punto de la línea, se establece una relación entre la dosis medida en el maniquí por el detector de corriente, D_{Det}, y la dosis en el punto de la línea de rayos en la imagen de TC, D_{CT}. Los pasos del algoritmo son:

Convertir los PDD en proporciones de tejido maniquí (TPR)

Seleccione un punto ("vóxel actual") en la línea de rayos construida en d)

A lo largo de la línea de rayos, convertir las unidades Hounsfield del CT a densidades electrónicas (Thomas, 1999).

i. Determinar la profundidad equivalente en agua del detector de corriente en el fantasma, z_{Det}, multiplicando la profundidad geométrica por la relación de las densidades electrónicas del material del maniquí y el agua.
ii. Determinar la profundidad equivalente en agua del vóxel actual en el paciente, z_{CT}, según la ecuación

$$D_{CT} = D_{Det}.\frac{TPR(z_{CT})}{TPR(z_{De6})}.(\frac{a_{Det}}{a_{CT}})^2$$

El primer término de la ecuación anterior representa diferentes espesores de material superpuesto frente al detector de corriente en el maniquí y frente al vóxel de corriente en el paciente (o TC). La profundidad equivalente en agua z_{CT} del vóxel actual en el paciente se obtiene a partir de la profundidad geométrica z_{CT}^{geom} y las densidades electrónicas de los materiales involucrados:

$$z_{CT} = z_{CT}^{geom}.\frac{\sum_{i=1}^{n}\rho_{CT,i}}{n.\rho_{Water}}$$

Donde

n es el número de vóxeles a lo largo de la línea de rayos desde el vóxel actual hasta la superficie del paciente

ρ_{Water} es la densidad electrónica del agua

$\rho_{CT,i}$ es la densidad electrónica del vóxel i (i = 1, 2, ..., n).

El segundo término de esta ecuación da cuenta de las diferentes distancias al foco aplicando la ley del inverso del cuadrado.

iii. Determinar las distancias geométricas entre foco y vóxel actual, a_{CT}, y entre foco y detector actual, a_{Det}.

iv. Calcular la dosis en el D_{CT} del paciente en el vóxel actual mediante la aplicación de la ecuación anterior.

v. Haga esto para todos los vóxeles a lo largo de la línea de rayos dentro del contorno del paciente.

vi. Los TPR en la penúltima ecuación se transforman a partir de los PDD medidos mediante la aplicación de la ley del inverso del cuadrado.

vii. Este algoritmo no puede tener en cuenta el cambio de la radiación dispersada cuando la posición en la línea del rayo pasa por estructuras con diferente densidad.

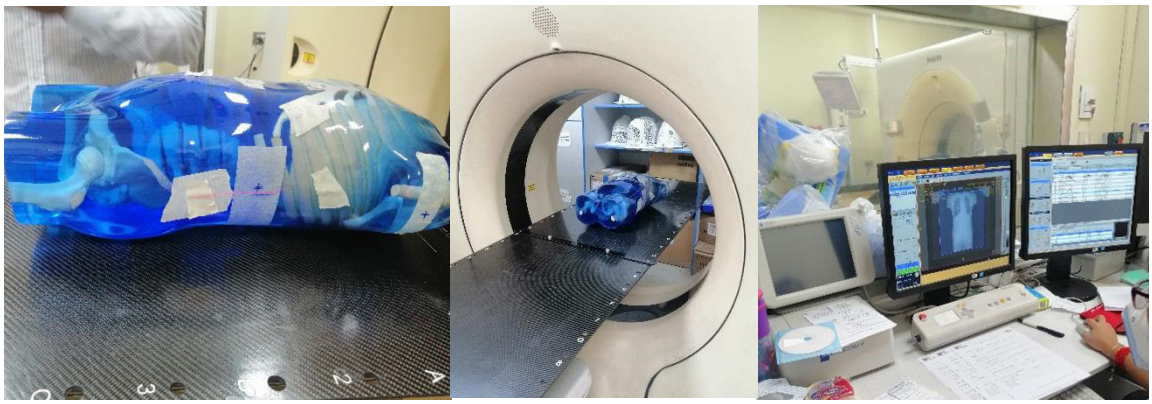
viii. El tiempo que necesita OCTAVIUS 4D para reconstruir la distribución de dosis 3D en el paciente suele ser del orden de dos minutos. (Allgaier et al, 2013)

4.2 Metodología

4.2.1 Adquisición de imágenes

Las imágenes tomográficas se obtuvieron en el tomógrafo espiral multicorte PHILIPS Brilliance CT Big Bore. En la camilla robótica HEXAPOD 6D se posicionó al maniquí CIRS modelo 715-T al cual se le colocaron 6 marcadores fiduciales en la superficie (a la altura del esternón, el ombligo y a sus respectivos costados) y posteriormente se alinearon con los láseres. Una vez que el maniquí está ubicado correctamente se procedió a la adquisición de imágenes con cortes de 3 mm y parámetros óptimos para un paciente pediátrico.

Imagen 21. a) Alineación de los marcadores fiduciales del maniquí con los láseres de la sala. b) y c) Proceso de adquisición de imágenes tomográficas con parámetros óptimos para pacientes pediátricos.



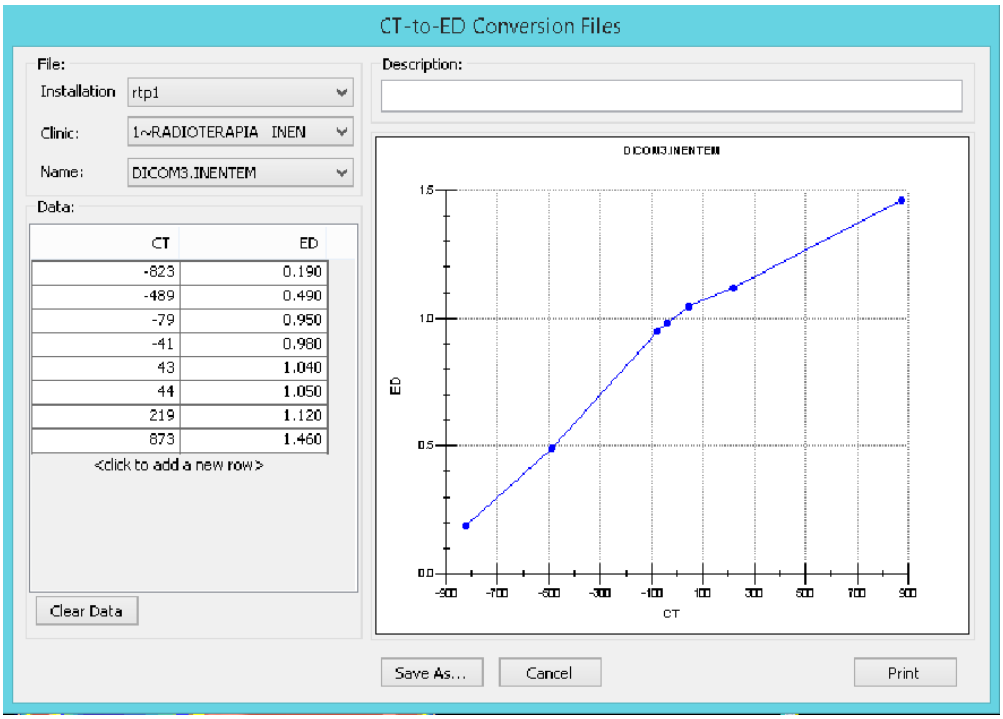
a) b) c)

Las imágenes obtenidas en el tomógrafo son en realidad una matriz, en la que cada cuadro dispuesto en las filas y columnas que la conforman es un pixel con una profundidad definida por el grosor del corte con el que se realiza la simulación; de este modo, la matriz resultante del volumen explorado está constituida por

volúmenes más pequeños denominados vóxeles (Dellán et. al., 2015). A cada uno de estos vóxeles se le atribuye un valor numérico (Dellán et. al., 2015); es decir, una Unidad Hounsfield (UH) a partir de una fórmula matemática algorítmica en función de su atenuación correspondiente. Ya que los materiales con alto coeficiente de atenuación lineal dejarán pasar menor cantidad de rayos X, aparecerán más blancos en la imagen (Rodríguez, 2014), y tendrán el valor más alto, (+1000 UH); el aire presentará un negro absoluto y un valor de -1000 UH, y los diferentes tejidos contarán con colores en una escala de 32 a 64 niveles de grises, según el número asignado de acuerdo a su densidad (Rodríguez, 2012; Dellán et. al., 2015).

Para el caso de las imágenes tomográficas adquiridas del maniquí CIRS 715-T se obtuvieron los siguientes valores de conversión entre números CT y densidad electrónica.

Imagen 22. Datos de conversión entre números CT y densidad electrónica.



4.2.2 Planificación del tratamiento

4.2.2.1 Elección del paciente

Se realizó una búsqueda entre pacientes pediátricos que cuenten con imágenes tomográficas del torso completo con órganos de riesgo contorneados. Entre estos pacientes se seleccionó aquel que contara con una longitud de aproximadamente 44.5 cm, igual a la del maniquí.

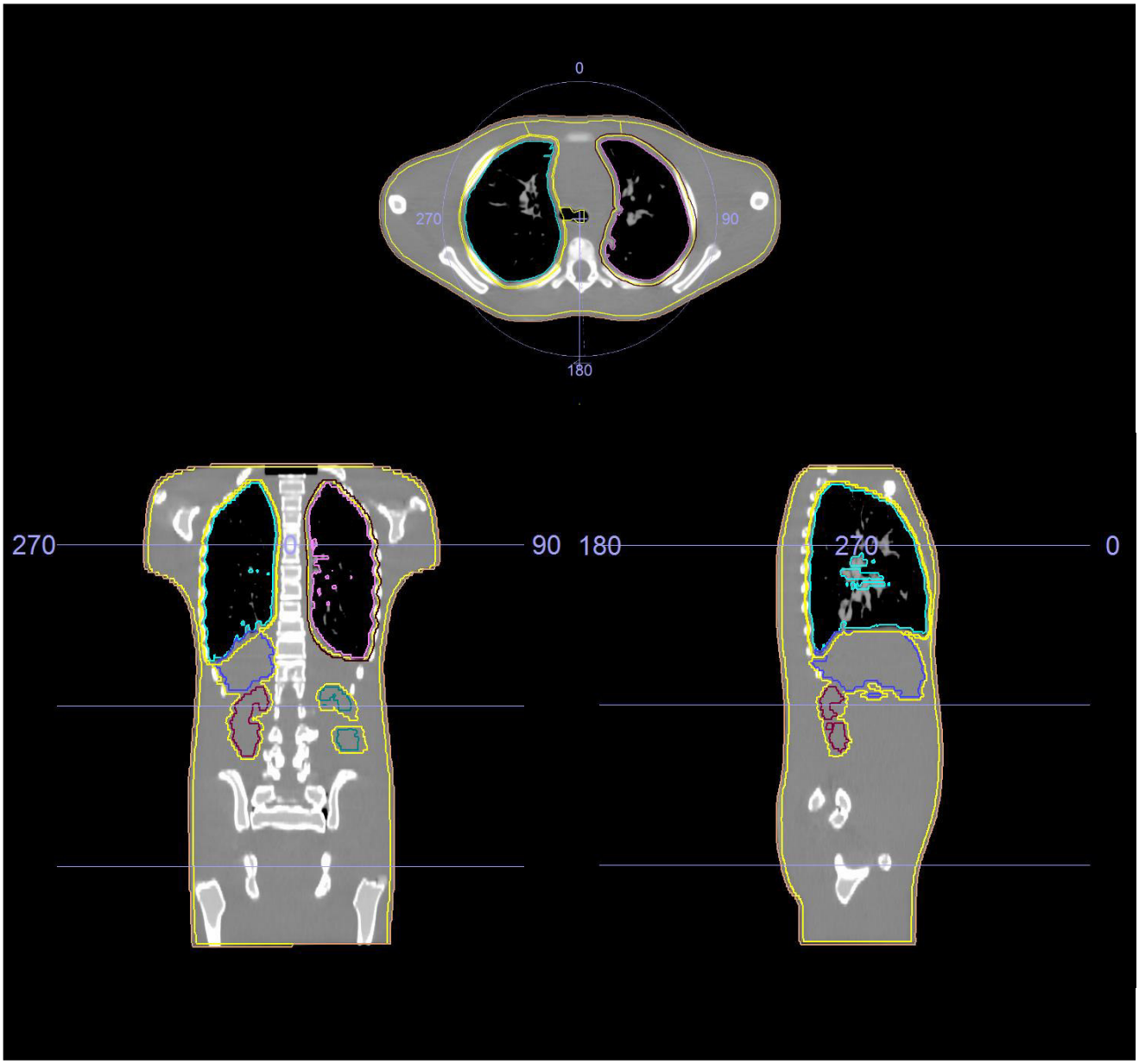
Después, se transfirieron las imágenes tomográficas al sistema de planificación Mónaco, versión 5.11, donde se realizó una fusión con las imágenes del paciente seleccionado para añadir los órganos de riesgo faltantes necesarios para este análisis, es decir, hígado y riñones.

Al maniquí resultante, se le delinearon los pulmones y el PTV, con 3 mm recortados de la superficie del paciente y 3 mm de margen superior de los órganos de riesgo.

Tabla 5. Volúmenes de las estructuras contorneadas.

Estructura	Volumen (cm^3)
Pulmón Derecho	620.253
Pulmón Izquierdo	482.790
Hígado	289.809
Riñón Izquierdo	20.331
Riñón Derecho	20.283
PTV	7471.026

Imagen 23. Vista axial, coronal y sagital en el sistema de planificación. El paciente cuenta con órganos de riesgo marcados, así como un PTV con 3mm recortados de la superficie del paciente y 3 mm de margen superior de los órganos de riesgo.



Seguidamente se generó y optimizó un plan de tratamiento con las siguientes características

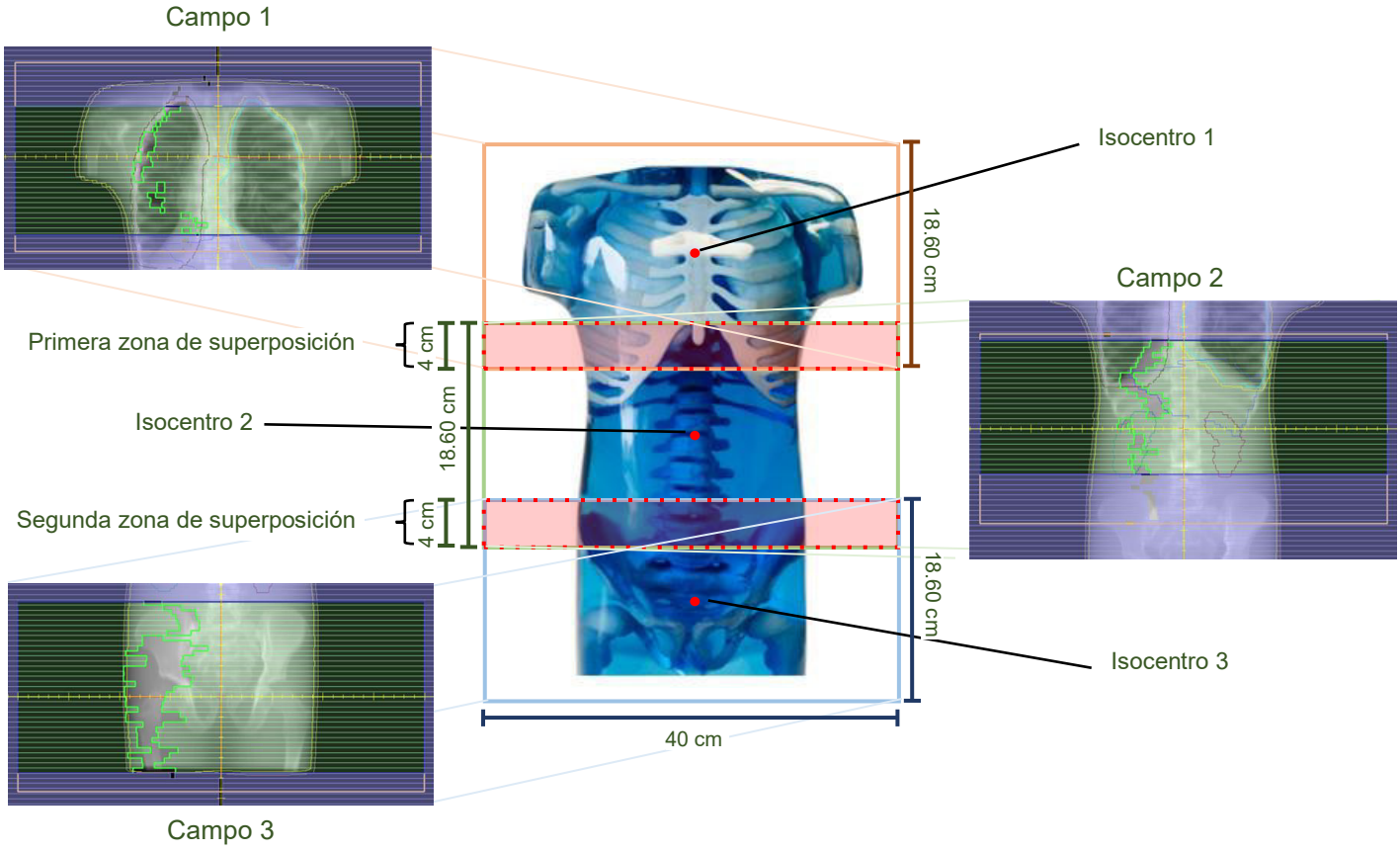
Tabla 6. Características del plan de tratamiento generado y optimizado.

Energía de fotones	6 MV	
Isocentros	3 isocentros generado con las mismas coordenadas lateral (X) y vertical (Z)	
Arcos	360° 3 por isocentro	
Tamaño de campo	Ancho Largo	40 cm 9.30 cm
Región de superposición	4 cm	
Parámetros de cálculo	Espaciado de cuadrícula Incertidumbre estadística	0.4 cm 1% por cálculo
Parámetros de secuenciación	Ancho mínimo del segmento Máximos puntos de control por arco Suavizado de fluencia	0.5 cm 200 Medio

Imagen 24. Geometría de los campos de irradiación del plan generado.

Beam	Description	SSD (cm)	Dir	Gantry Start (deg)	Arc	Inc	Collimator (deg)	Couch (deg)	Field	Margin (cm)	Asym	Width1 (cm)	Width2 (cm)	Length1 (cm)	Length2 (cm)
1	ARC1	93.25	CW	180.0	360.0	20.0	0.0	0.0	[Fixed]	1.00	☑	LW 20.00	RW 20.00	UL 9.30	LL 9.30
2	ARC2	93.67	CW	180.0	360.0	20.0	0.0	0.0	[Fixed]	1.00	☑	LW 20.00	RW 20.00	UL 9.30	LL 9.30
3	ARC3	94.14	CW	180.0	360.0	20.0	0.0	0.0	[Fixed]	1.00	☑	LW 20.00	RW 20.00	UL 9.30	LL 9.30

Imagen 25. Disposición de los campos de irradiación en el plan de tratamiento.



El plan se realizó a una dosis de 12 Gy por fracción administradas en 3 días. Con el fin de obtener una distribución de dosis con alta homogeneidad, alcanzar la dosis prescrita y conseguir una dosis media < 8 Gy en pulmones, y < 9 Gy en riñones e hígado se utilizaron diferentes funciones de coste.

Para lograr la distribución de dosis deseada se priorizó la restricción en órganos de riesgo, por lo cual dichos órganos fueron colocados antes que el PTV en la lista de estructuras, de acuerdo a la jerarquía a seguir.

Las funciones de coste utilizadas en órganos de riesgo se aplicaron según el tipo de órgano. En los pulmones se usaron tres restricciones con el fin de limitar gradualmente la dosis. Así, se alcanzó una dosis de 8.08 Gy en el pulmón derecho y 8.19 Gy en el pulmón izquierdo usando Quadratic Overdose y dos funciones Parallel. Superando en 1% y 2.375% la dosis permitida respectivamente. Para el hígado fue necesaria una función Quadratic y una función Parallel, con las que se obtuvo una dosis de 8.53 Gy. Por otro lado, en ambos riñones se emplearon las mismas restricciones usadas en los pulmones aumentando los parámetros debido al menor tamaño de estos órganos; lo que resultó en una dosis de 8.26 Gy y 8.14 Gy en riñón derecho e izquierdo respectivamente. Por último, en el PTV se usó la función objetivo Target Penalty con el fin de la dosis prescrita y su versión "restricción" Quadratic Overdose para evitar dosis elevadas.

Imagen 26. Restricciones usadas en cada estructura contorneada.

Structure	Cost Function	Enabled	Status	Manual	Weight	Reference Dose (cGy)
Pulmon D	Quadratic Overdose	☑	On	☐	1.09	3400.0
	Parallel	☑	On	☐	225.37	2610.0
	Parallel	☑	On	☐	0.01	2900.0
Pulmon I	Quadratic Overdose	☑	On	☐	0.14	3500.0
	Parallel	☑	On	☐	259.40	2750.0
	Parallel	☑	On	☐	0.01	3050.0
higado 1	Quadratic Overdose	☑	On	☐	0.01	3400.0
	Serial	☑	On	☐	11.36	
Riñon I	Quadratic Overdose	☑	On	☐	0.02	3300.0
	Parallel	☑	On	☐	0.01	3000.0
	Parallel	☑	On	☐	94.07	2770.0
Riñon D	Quadratic Overdose	☑	On	☐	0.01	3350.0
	Parallel	☑	On	☐	0.01	3050.0
	Parallel	☑	On	☐	80.86	2800.0
PTV BODY2	Target Penalty	☑	On	☐	1.00	
	Quadratic Overdose	☑	On	☐	33.75	3750.0
Patient	Quadratic Overdose	☑	On	☐	0.01	3600.0

Tabla 7. Parámetros de referencia y parámetros obtenidos en el plan generado.

Volumen	Parámetro/criterio	Logrado
PTV	$V_{100\%} \geq 90\%$	90%
	$V_{95\%} \geq 95\%$	98.23%
	$V_{107\%} \leq 2\%$	1.24%
Pulmones	Dosis media pulmón derecho (<8Gy)	8.088 Gy
	Dosis media pulmón izquierdo (<8Gy)	8.198 Gy
Riñones	Dosis media riñón derecho (<9Gy)	8.268 Gy
	Dosis media riñón izquierdo (<9Gy)	8.146 Gy
Hígado	Dosis media (<9Gy)	8.533 Gy

Imagen 27. Vista axial, coronal y sagital de la distribución de dosis en el maniquí.

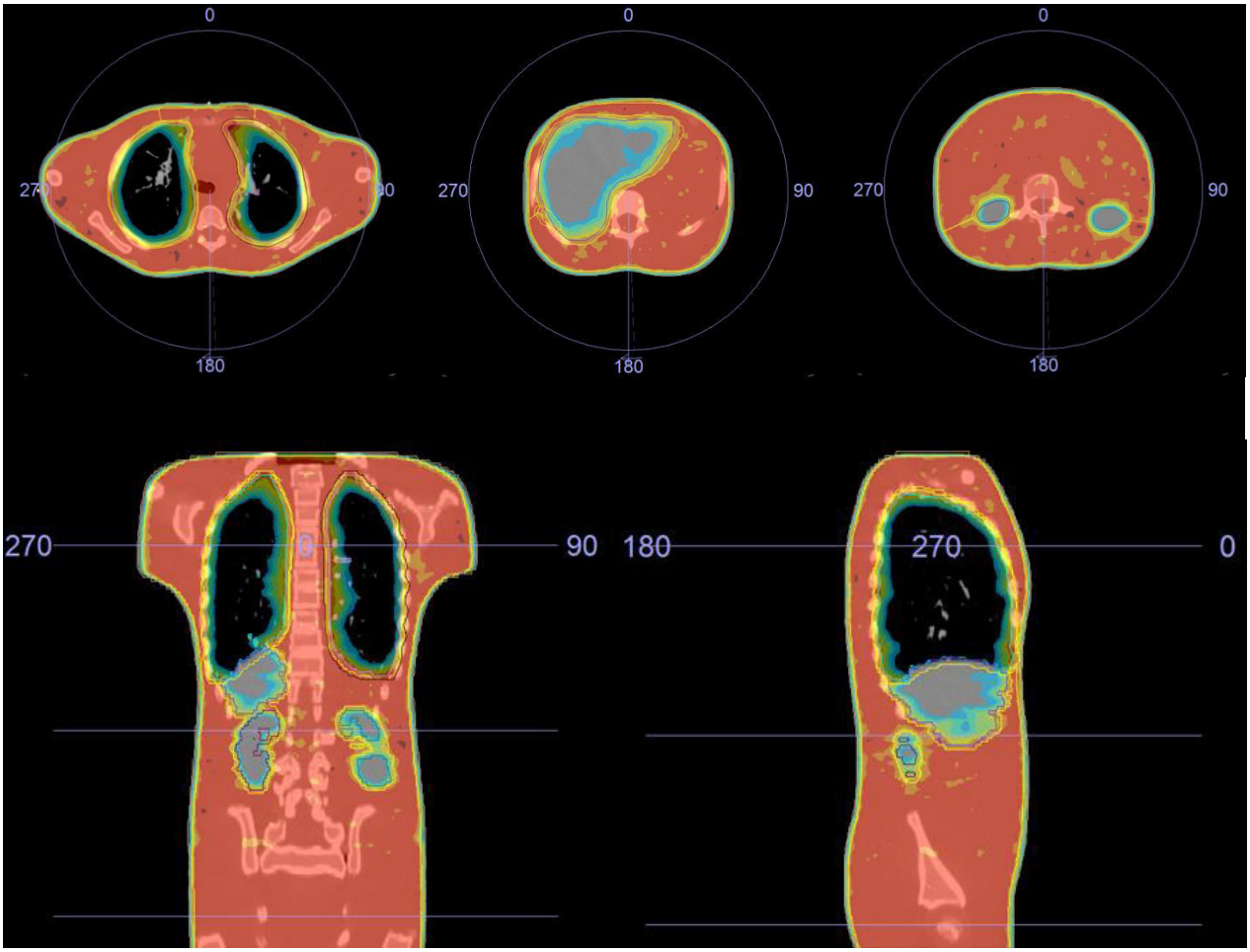
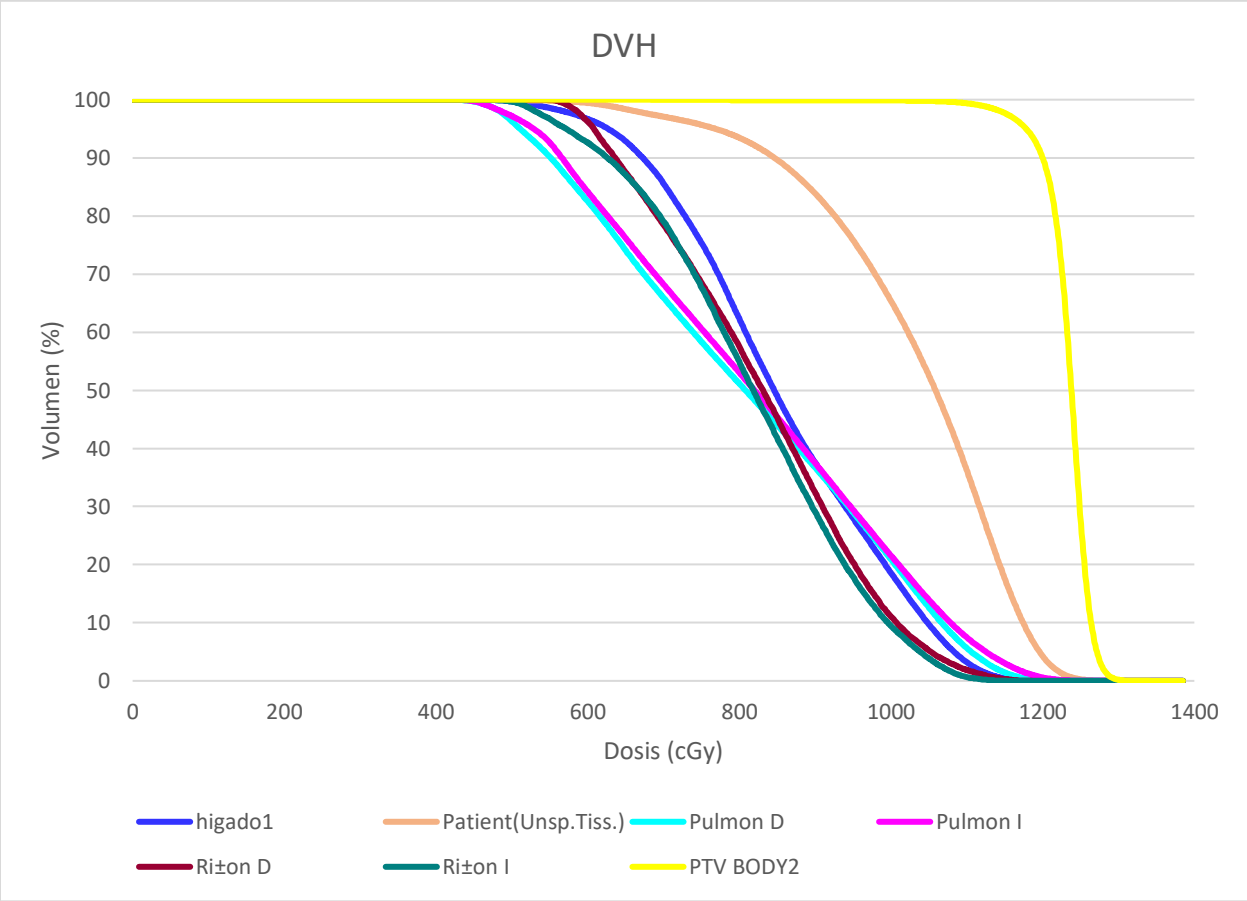


Imagen 28. Estadísticas obtenidas para el PTV y órganos de riesgo.

Structure	Volume (cm³)	Min. Dose (cGy)	Max. Dose (cGy)	Mean Dose (cGy)
Pulmon D	620.253	406.4	1276.4	808.8
Pulmon I	482.790	411.6	1291.2	819.8
higado1	289.809	448.4	1223.9	853.3
Riñon I	20.331	464.2	1152.3	814.6
Riñon D	20.283	544.5	1187.0	826.8
PTV BODY2	7471.026	646.0	1384.0	1232.5
Patient(Unsp.Tiss.)	1079.313	263.4	1313.2	1001.9

Imagen 29. Histograma Dosis Volumen.



4.2.3 Control de calidad

4.2.3.1 Plan de control de calidad

Una vez terminado el plan de tratamiento se generaron dos planes de control de calidad configurados para el maniquí OCTAVIUS 4D, en los que se tomó el isocentro del maniquí como isocentro del plan.

El primer plan se diseñó para los arcos del primer y segundo isocentro, tomando como centro el punto medio de la distancia entre ellos, y el segundo plan para los arcos del segundo y tercer isocentro, con la misma disposición que la anterior. De este modo, en ambas mediciones el isocentro del maniquí queda en el medio de la región de interés, es decir, el área de solapamiento.

Al terminar el cálculo de dosis en el maniquí, se exportó el plan de tratamiento con el cual se procedió a realizar las mediciones necesarias en el OCTAVIUS 4D.

Imagen 30. Vista a) transversal y b) sagital del plan de control de calidad para la zona de solapamiento de arcos 1 y 2. Vista c) transversal y d) sagital del plan de control de calidad para la zona de solapamiento de arcos 2 y 3.

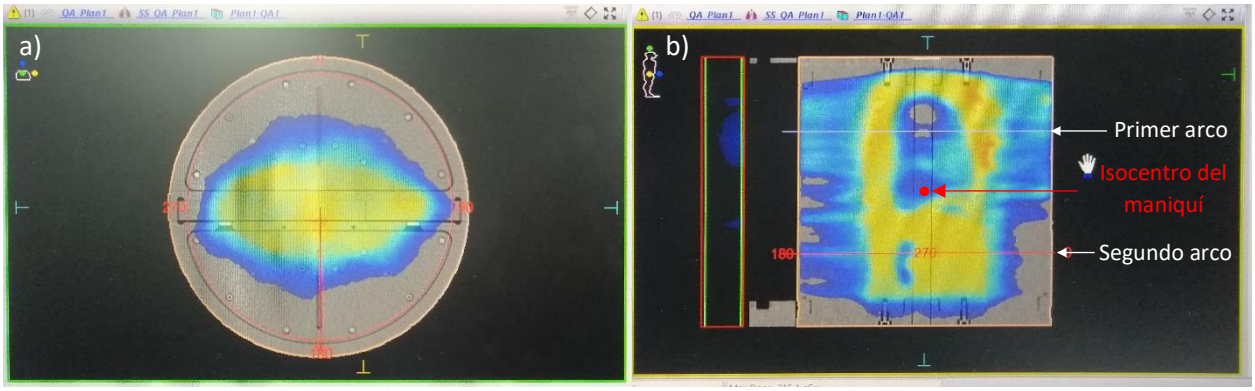
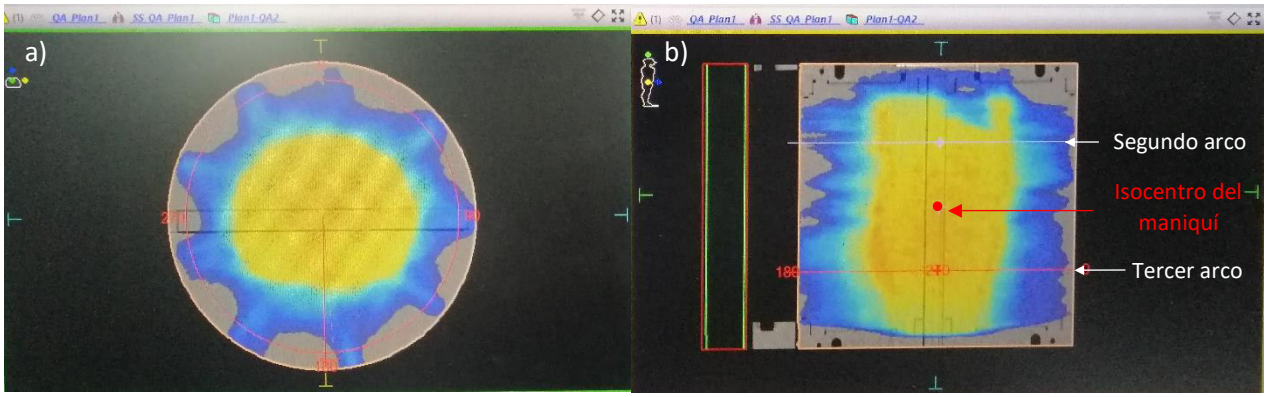
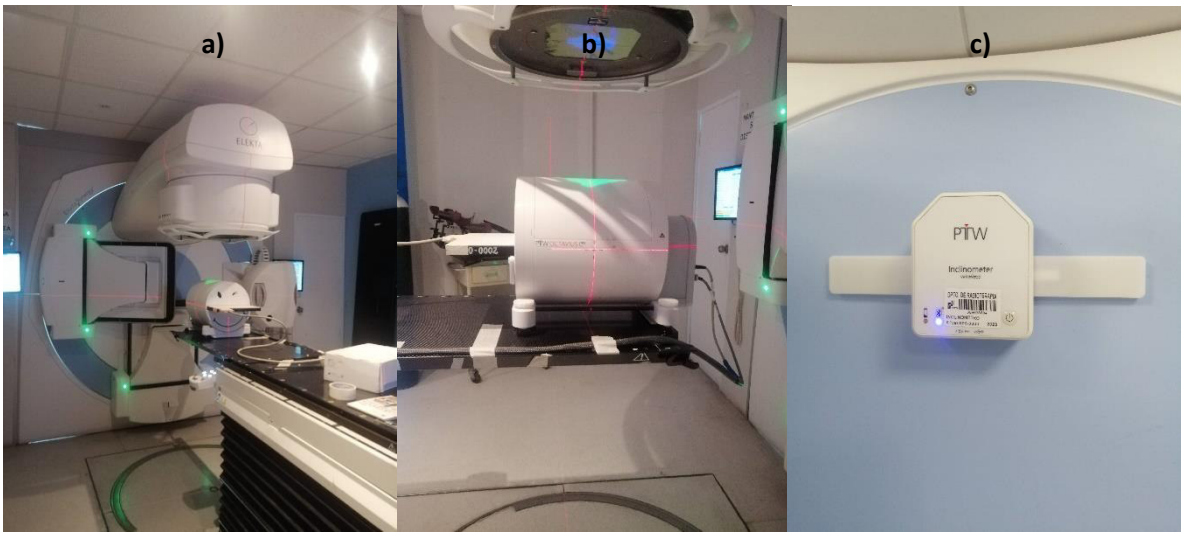


Imagen 31. Vista c) transversal y d) sagital del plan de control de calidad para la zona de solapamiento de arcos 2 y 3.



Para realizar el control de calidad se ensambló el maniquí Octavius 4D con el array de 1405 cámaras de ionización (OCTAVIUS Detector 1500 Array) y se alineó correctamente según los láseres de la sala. Posteriormente, se subió el archivo de calibración al programa, para luego calibrar el detector.

Imagen 32. a) Ensamblaje del maniquí Octavius 4D b) Alineación del maniquí con los láseres de la sala c) Fijación del inclinómetro.



Medición en el área de solapamiento de los campos del primer y segundo isocentro

Una vez terminado el punto anterior, se trasladó longitudinalmente al maniquí retrocediendo la camilla 7.4 cm, de modo que en el centro quede el punto medio aproximado de la distancia entre los dos isocentros, tal como en el plan de control de calidad, y se procedió a iniciar la medición de los arcos del primer isocentro.

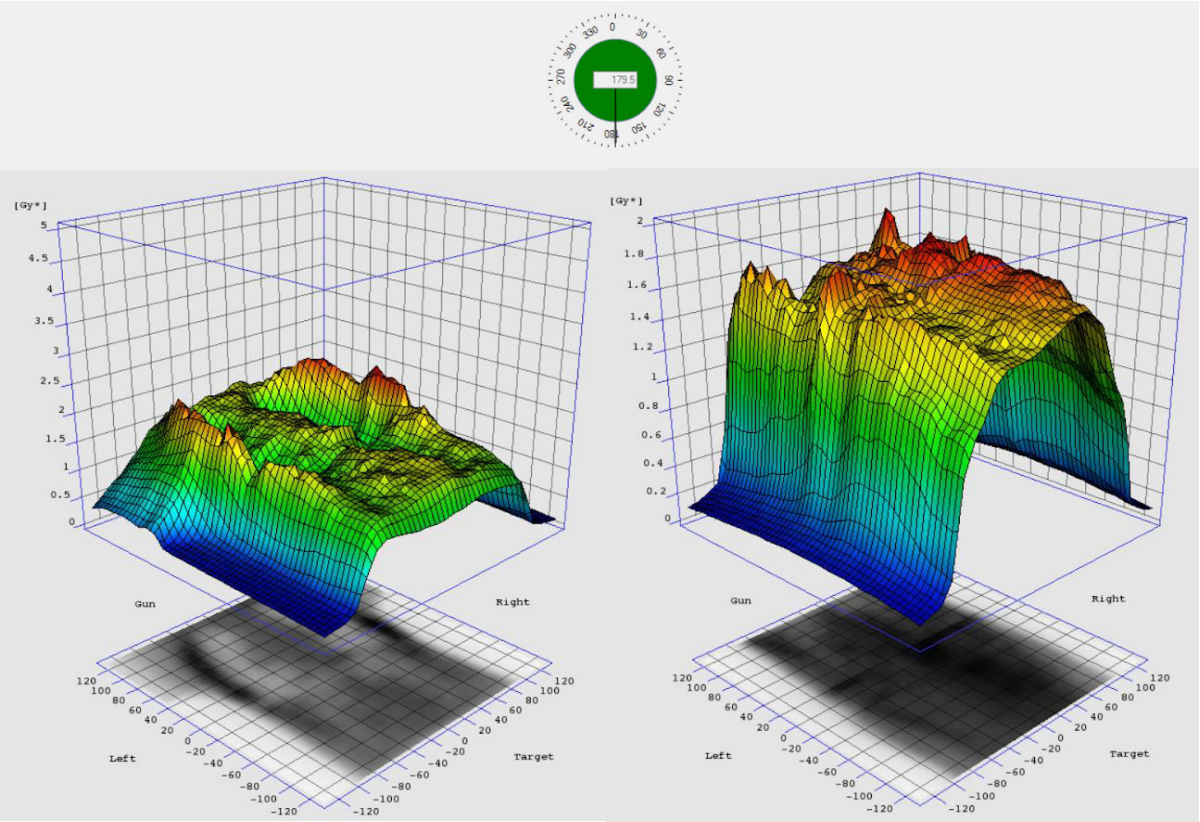
Al terminar de irradiar se detuvo la medición y se guardó el archivo; seguidamente se adelantó la camilla 14.7 cm, y se repitió la toma de datos para el segundo isocentro.

Medición en el área de solapamiento de los campos del segundo y tercer isocentro

De la misma manera que se tomaron medidas para los isocentros 1 y 2 se realizaron las mediciones de los arcos correspondientes a los isocentros 2 y 3; es decir, para el isocentro 2 el maniquí se ubicó en la misma posición que la usada en la primera toma de datos y para el isocentro 3 se ubicó en la posición de la segunda toma de datos.

Como resultado de estas mediciones de dosis en función al ángulo gantry, se obtuvieron 4 archivos, un archivo del primer isocentro, dos del segundo isocentro (en ambas posiciones), y uno del tercer isocentro. Estos se recompilaron y evaluaron en el programa VeriSoft posteriormente.

Imagen 33. Toma de medidas de las zonas de solapamiento de arcos.

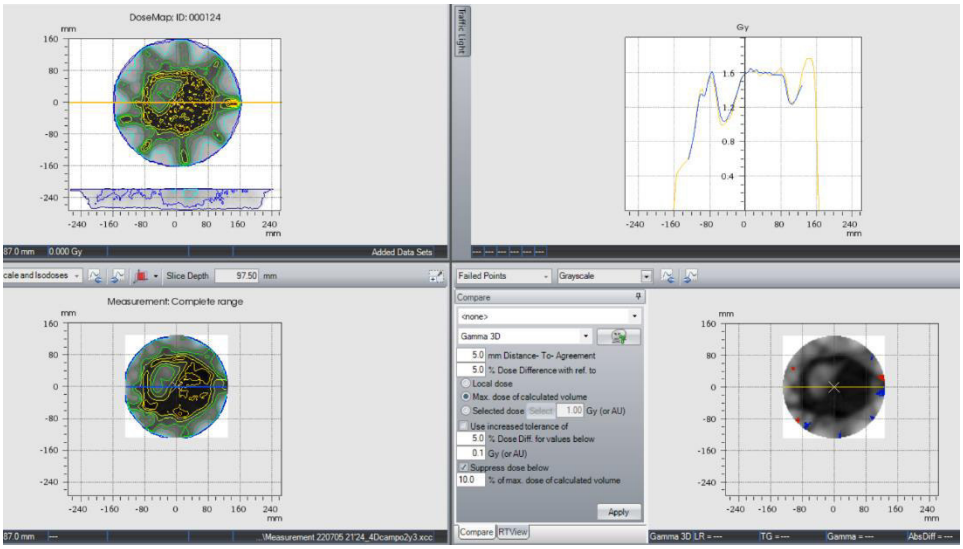


4.2.4 Análisis gamma

En el software PTW VeriSoft, propio del sistema OCTAVIUS 4D, se realizó el análisis gamma a partir de la distribución de dosis calculada por Mónaco en los archivos de control de calidad, y la obtenida en los archivos de mediciones de los arcos correspondientes.

Una vez alineadas las distribuciones se introdujeron los parámetros a usar en los criterios de aceptación de la evaluación gamma. En este caso, valores de 5%/5mm y un umbral de 10%.

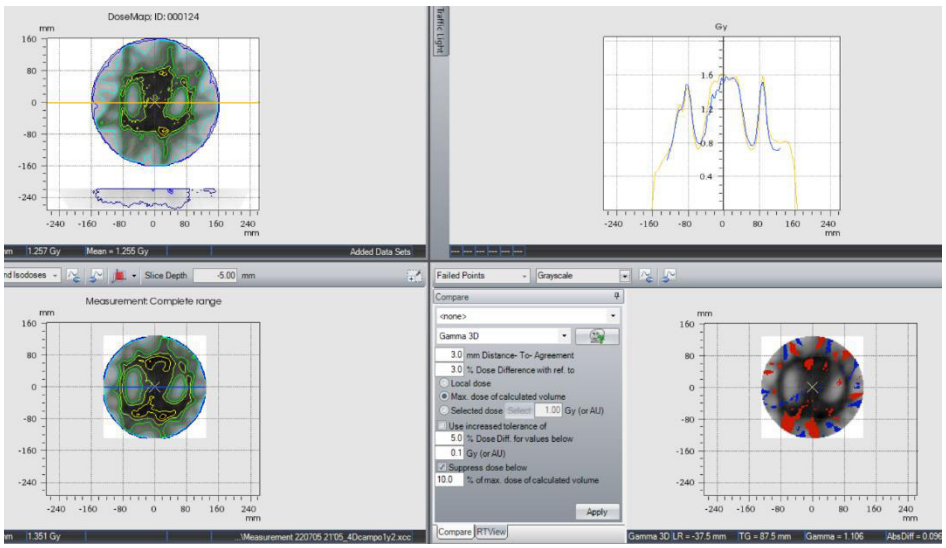
Imagen 34. Evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 5%/5mm.



Además de la evaluación gamma con criterios de 5%/5mm, se realizó una segunda evaluación con el mismo valor de umbral y criterios de 3%/3mm.

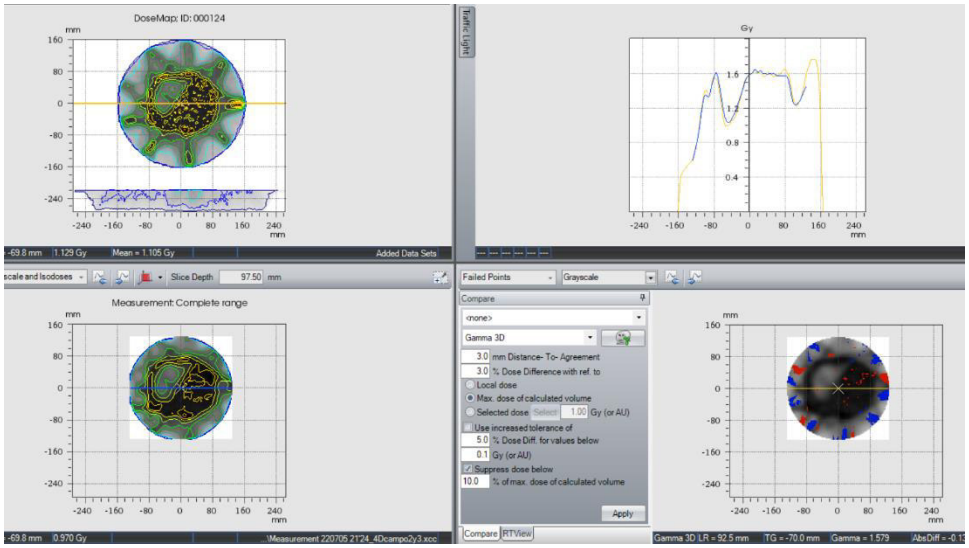
- Isocentro 1 y 2

Imagen 35. Evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 1er y 2do arco con criterios de 3%/3mm.



- Isocentro 2 y 3

Imagen 36. Evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 3%/3mm.



Por último, se evaluó el índice gamma de cada arco individual con ambos criterios de aceptación usados anteriormente.

CAPÍTULO 5
RESULTADOS

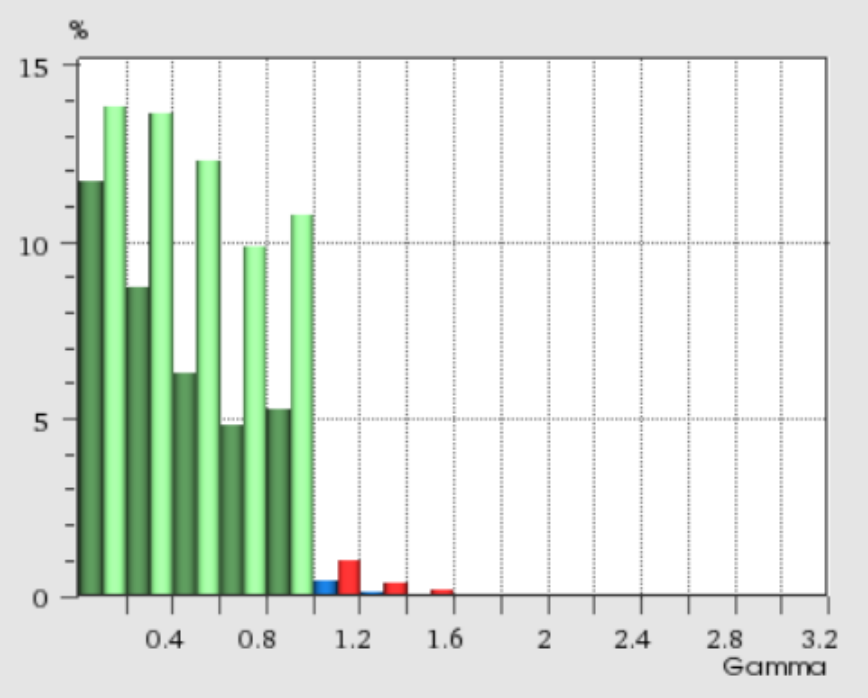
Se obtuvieron los análisis gamma tridimensionales de las distribuciones de dosis absorbida en ambas zonas de solapamiento de campos. Las evaluaciones se realizaron con criterios de aceptación de 5%/5mm y umbral de 10%.

- Zona de solapamiento de arcos de los isocentros 1 y 2

Tabla 8. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft de la primera zona de solapamiento.

Parámetros	5 mm Distancia al acuerdo 5 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	793 595 (71.9%)
	Pasaron	772 570 (97.4%)
	Fallaron	21 025 (2.6%)
	Resultado	97.4%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen 37. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 1er y 2do arco con criterios de 5%/5mm.



Axial

Imagen 38. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento. b) obtenidas en el control de calidad.

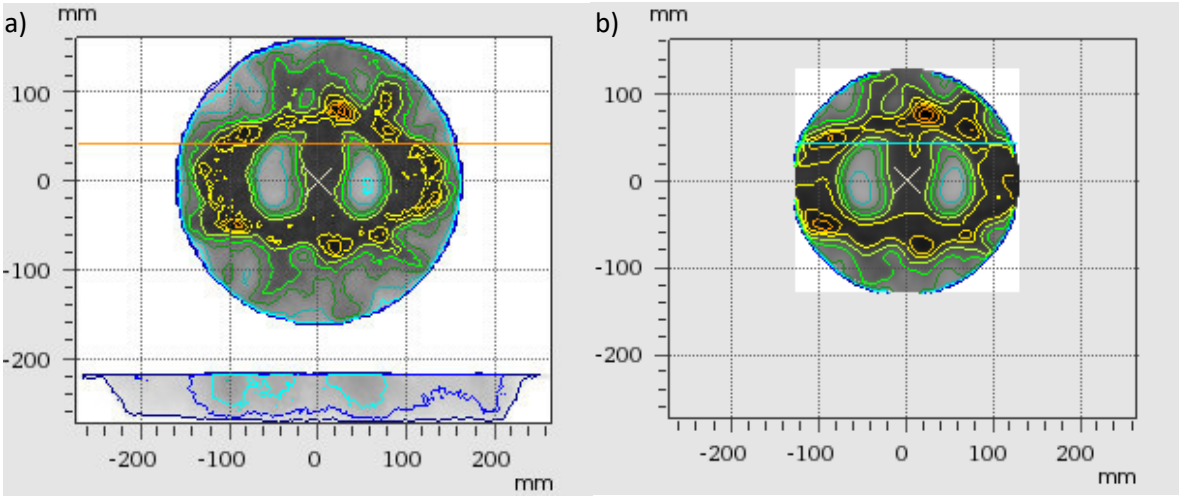


Imagen 39. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

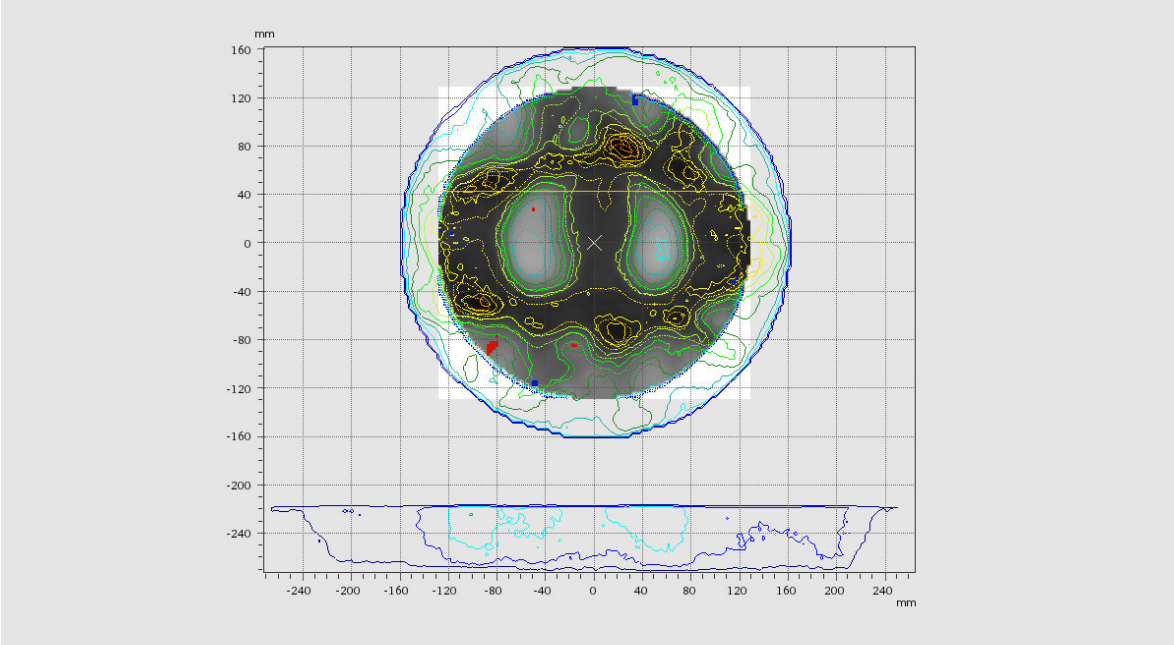


Imagen 40. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.

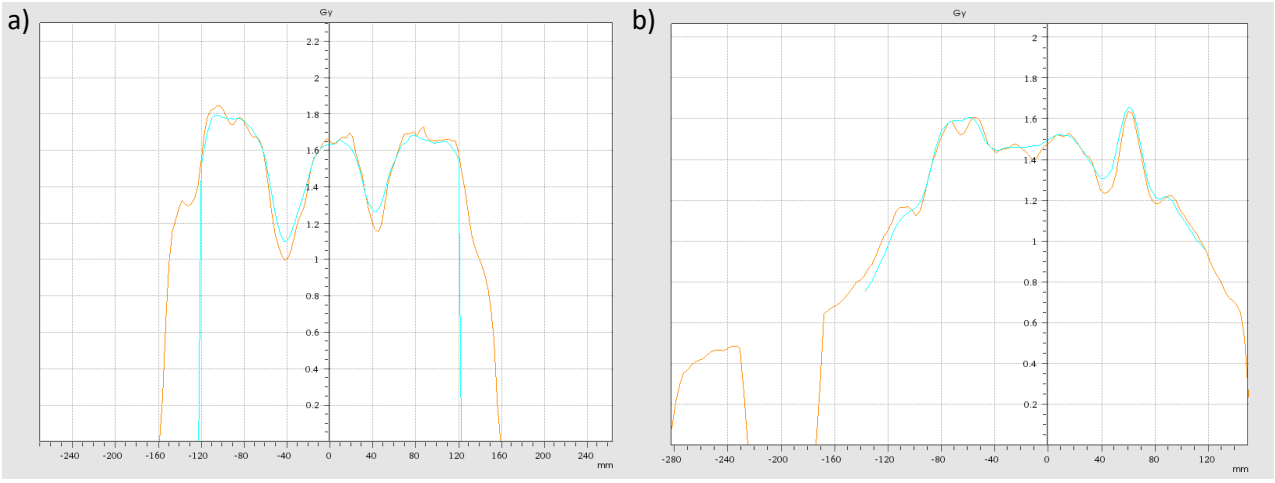
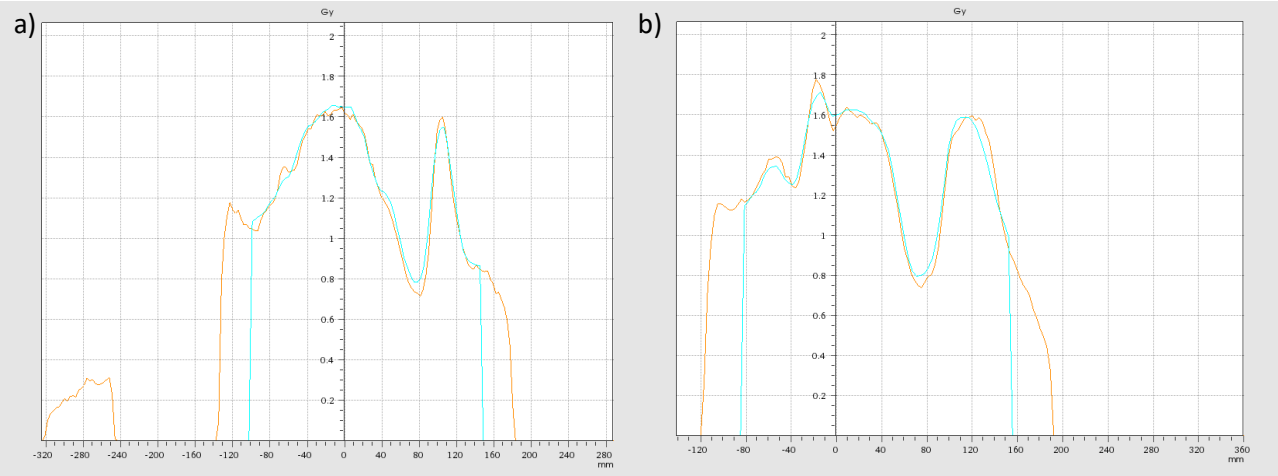


Imagen 41. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Sagital

Imagen 42. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad.

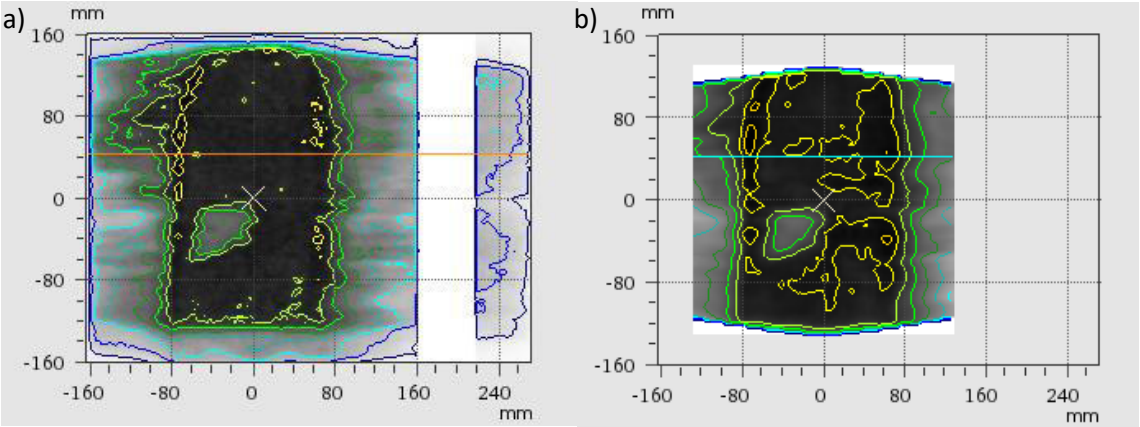


Imagen 43. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad

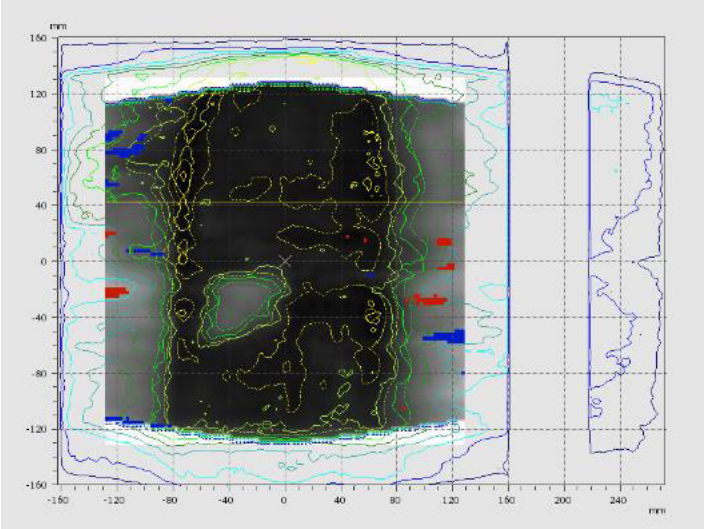
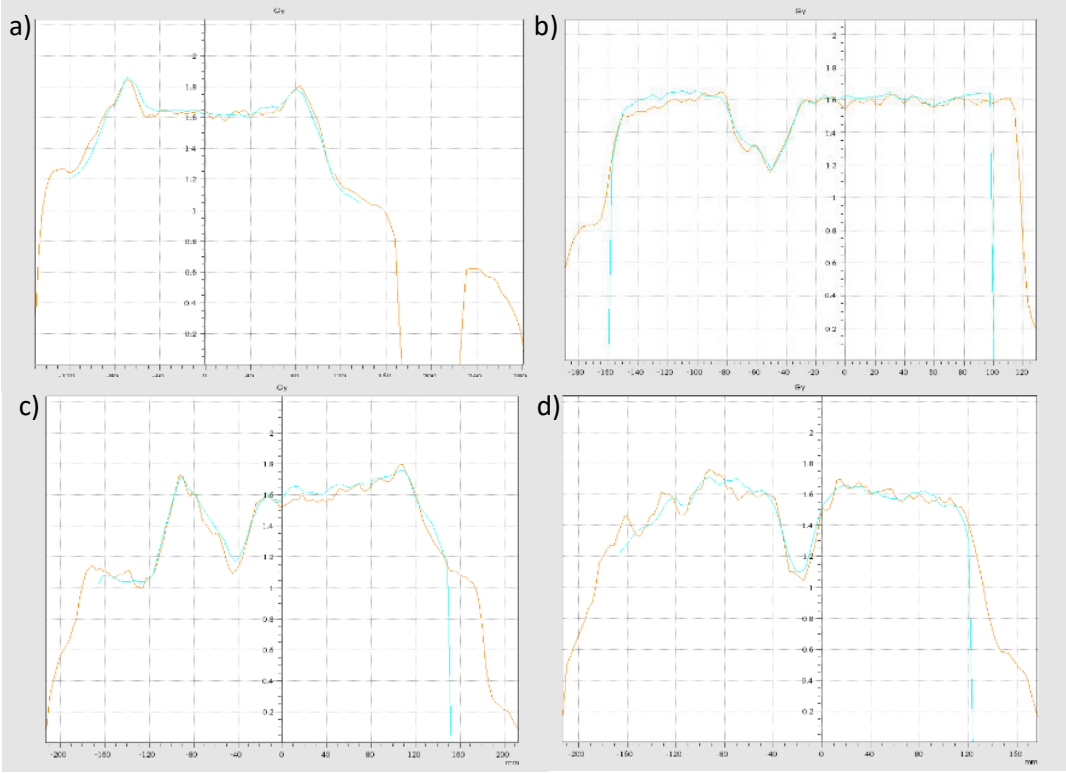


Imagen 44. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Coronal

Imagen 45. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento. b) obtenidas en el control de calidad.
c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad

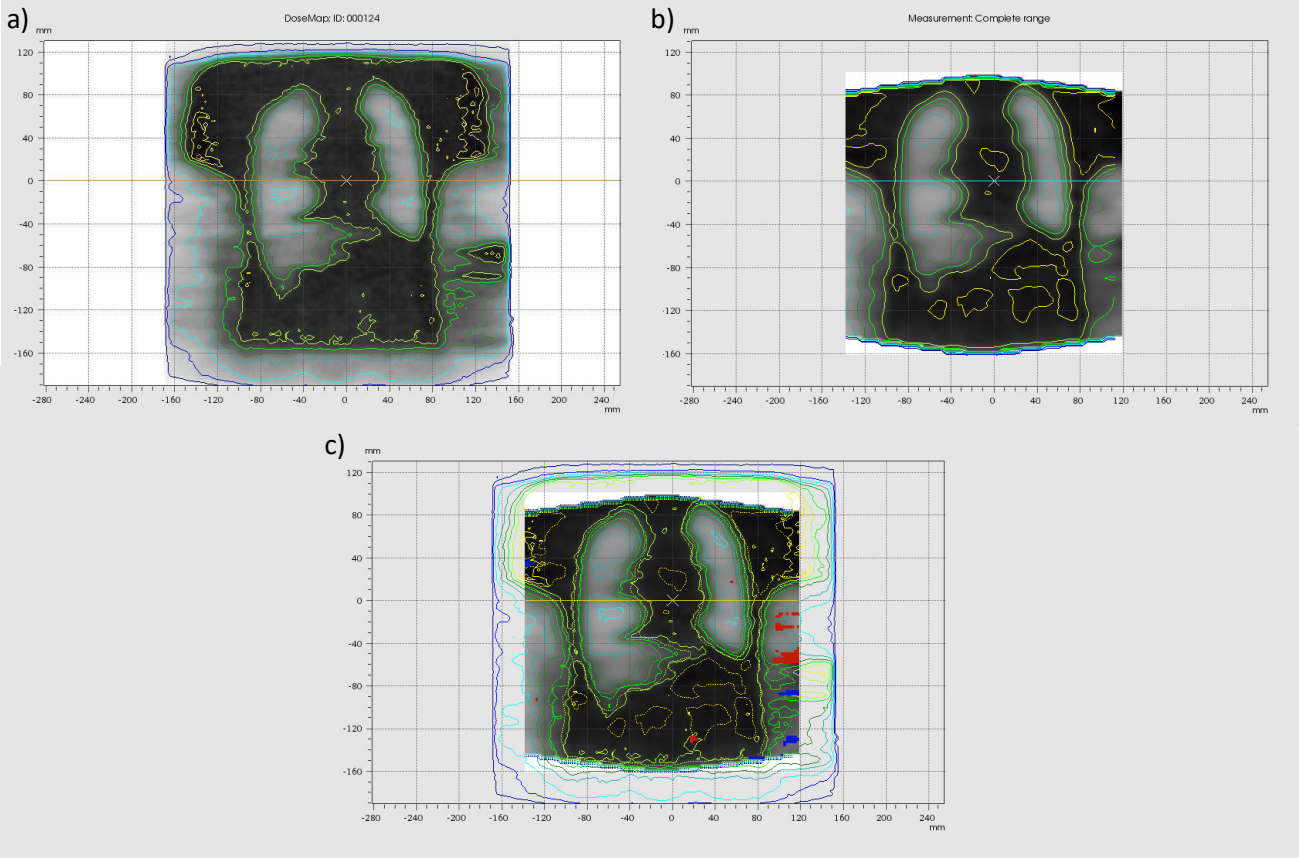


Imagen 46. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.

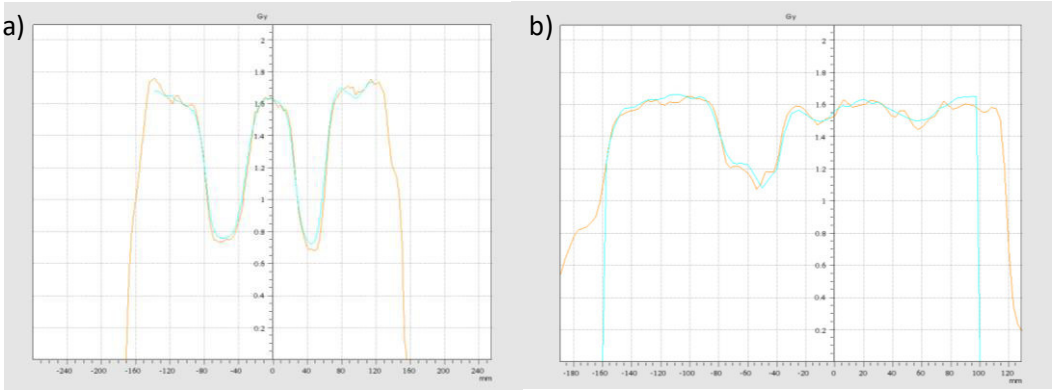
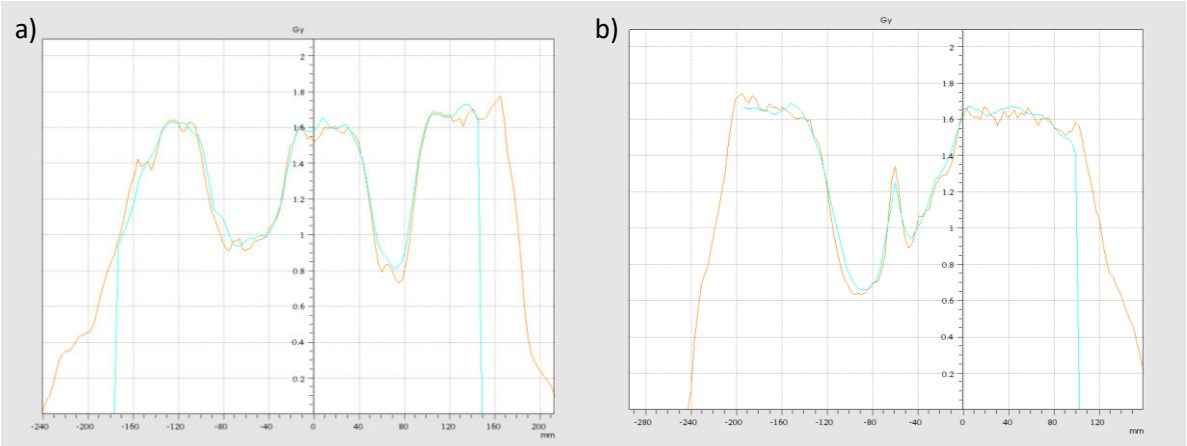


Imagen 47. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.

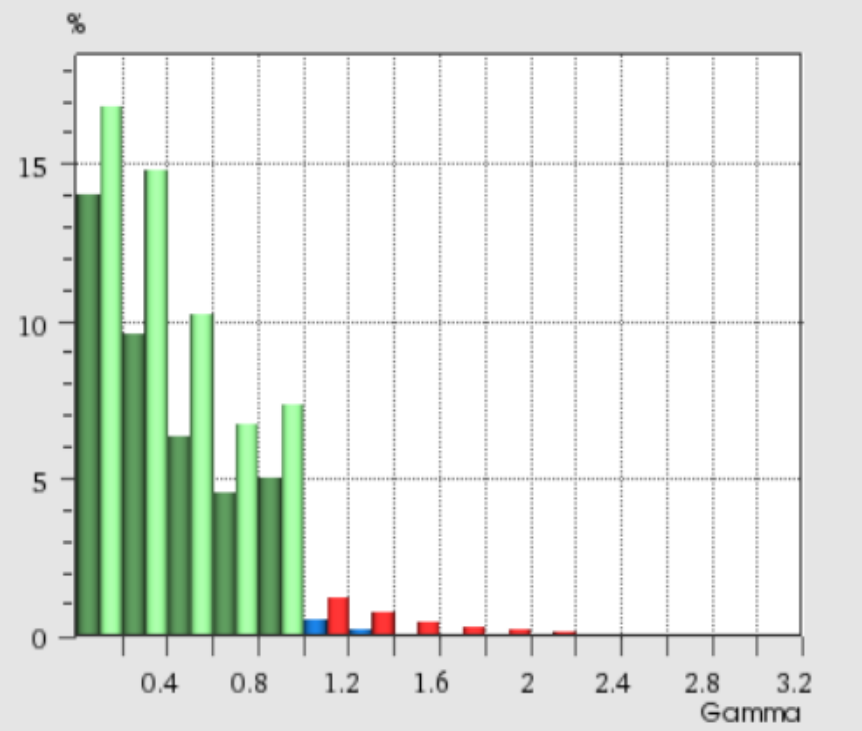


- Zona de solapamiento de arcos de los isocentros 2 y 3

Tabla 9. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft de la segunda zona de solapamiento.

Parámetros	5 mm Distancia al acuerdo 5 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	793 595 (71.2%)
	Pasaron	759 079 (95.7%)
	Fallaron	34 516 (4.3%)
	Resultado	95.7%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen 48. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 5%/5mm.



Axial

Imagen 49. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad.

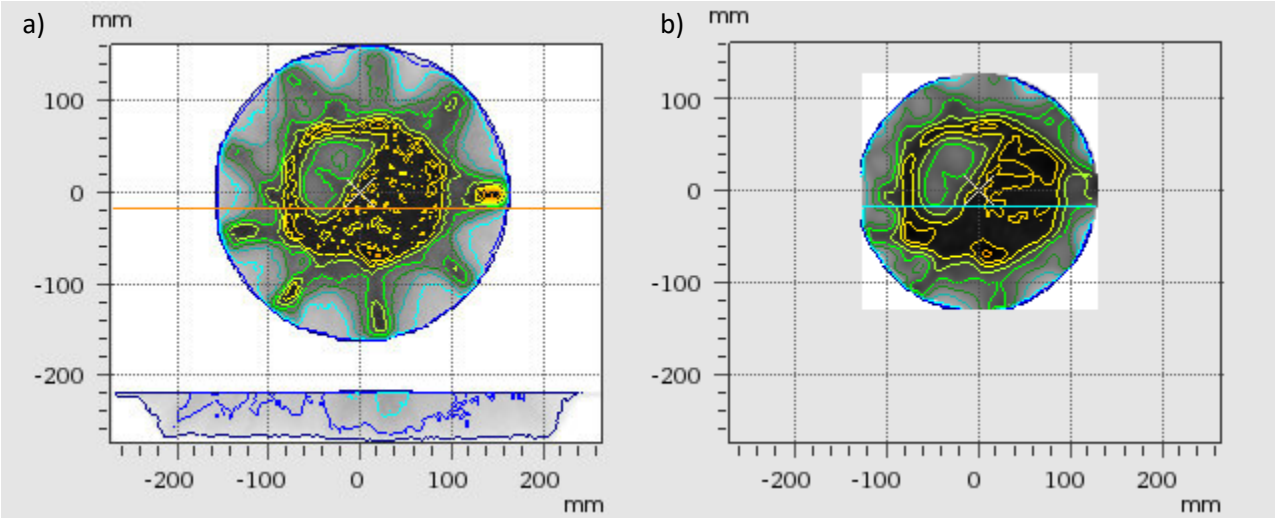


Imagen 50. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

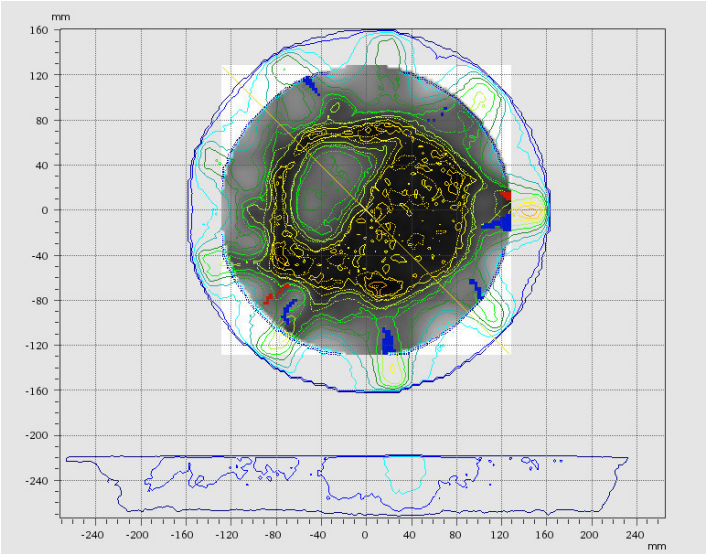


Imagen 51. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.

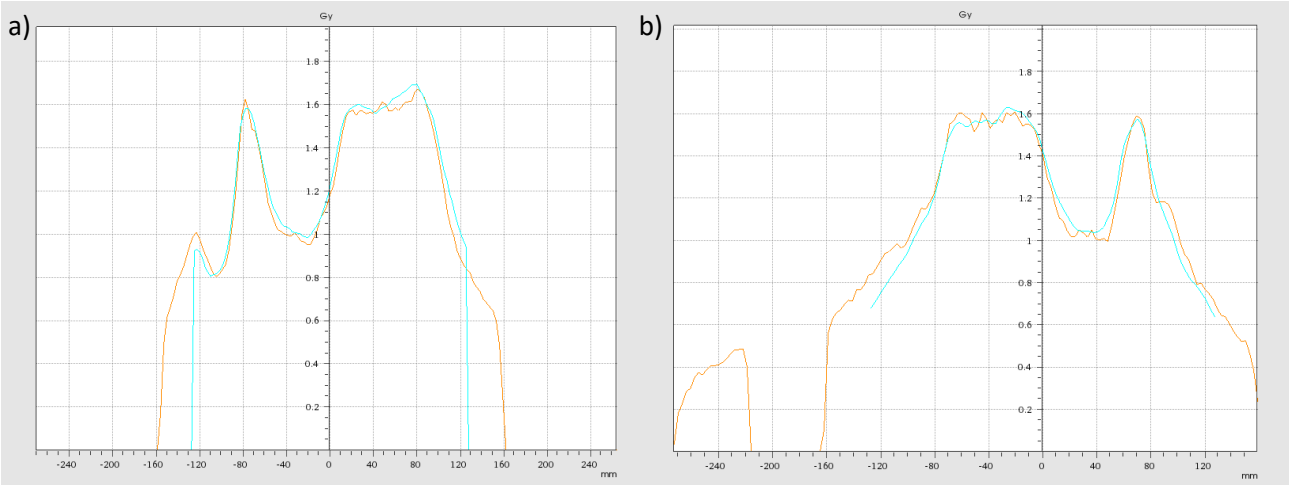
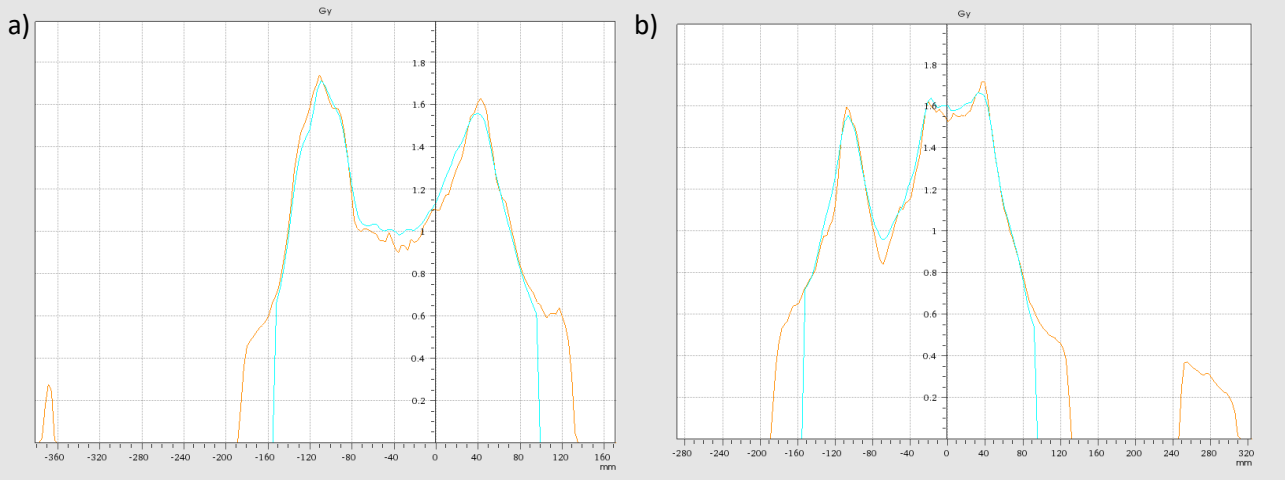


Imagen 52. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Sagital

Imagen 53. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad.

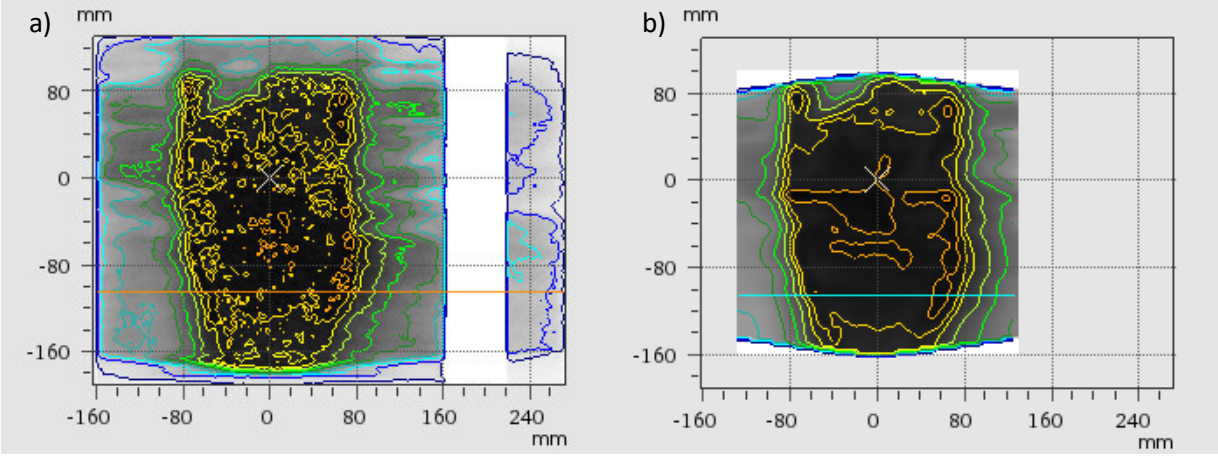


Imagen 54. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

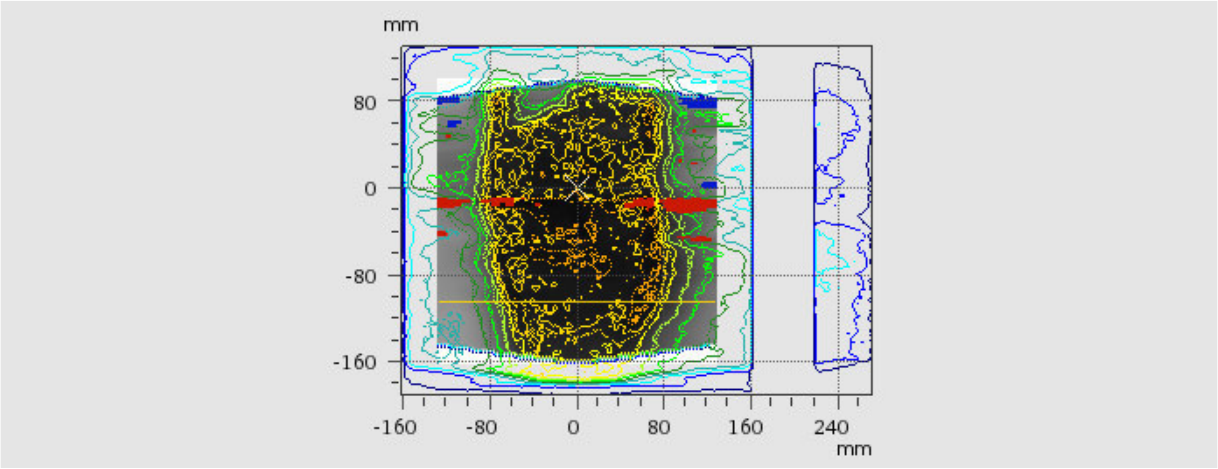
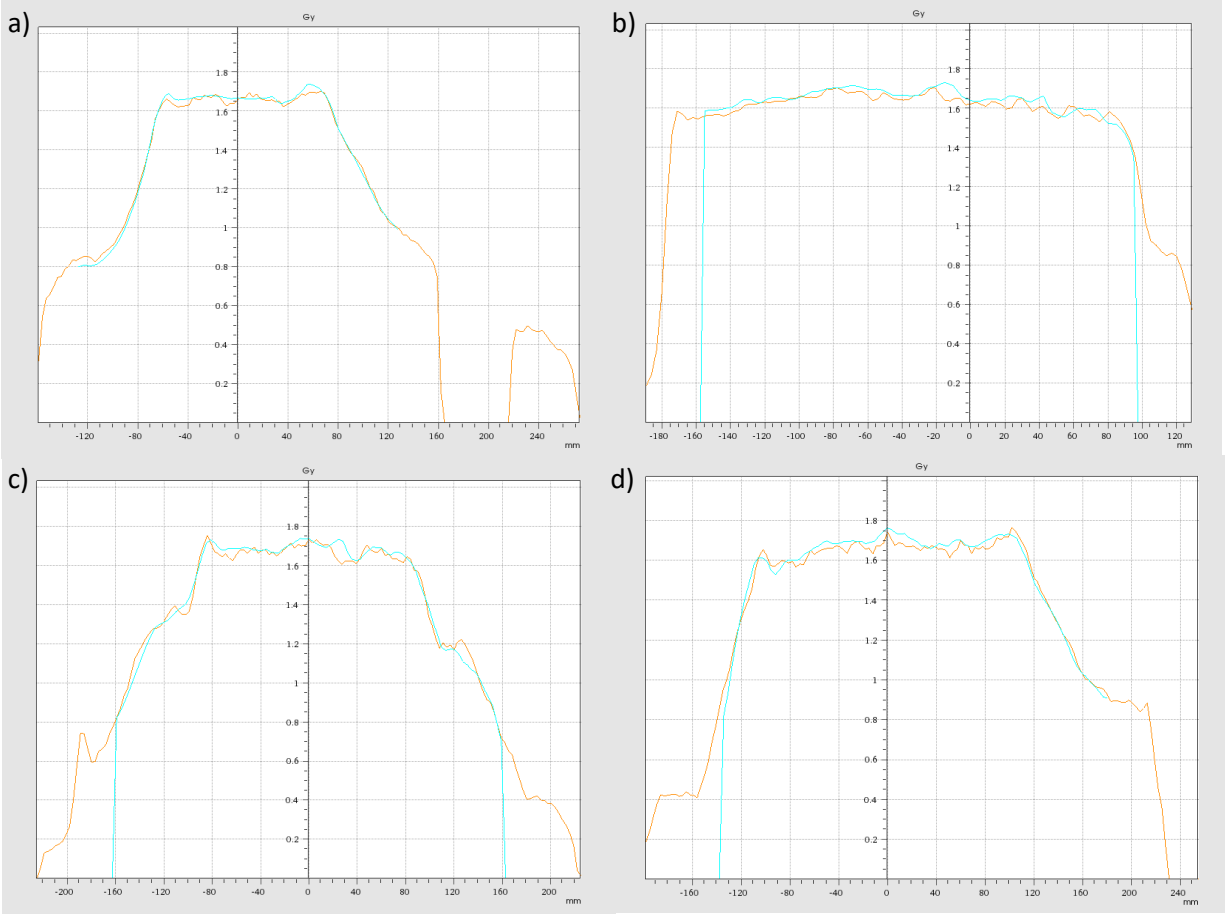


Imagen 55. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo – cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Coronal

Imagen 56. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad.
c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

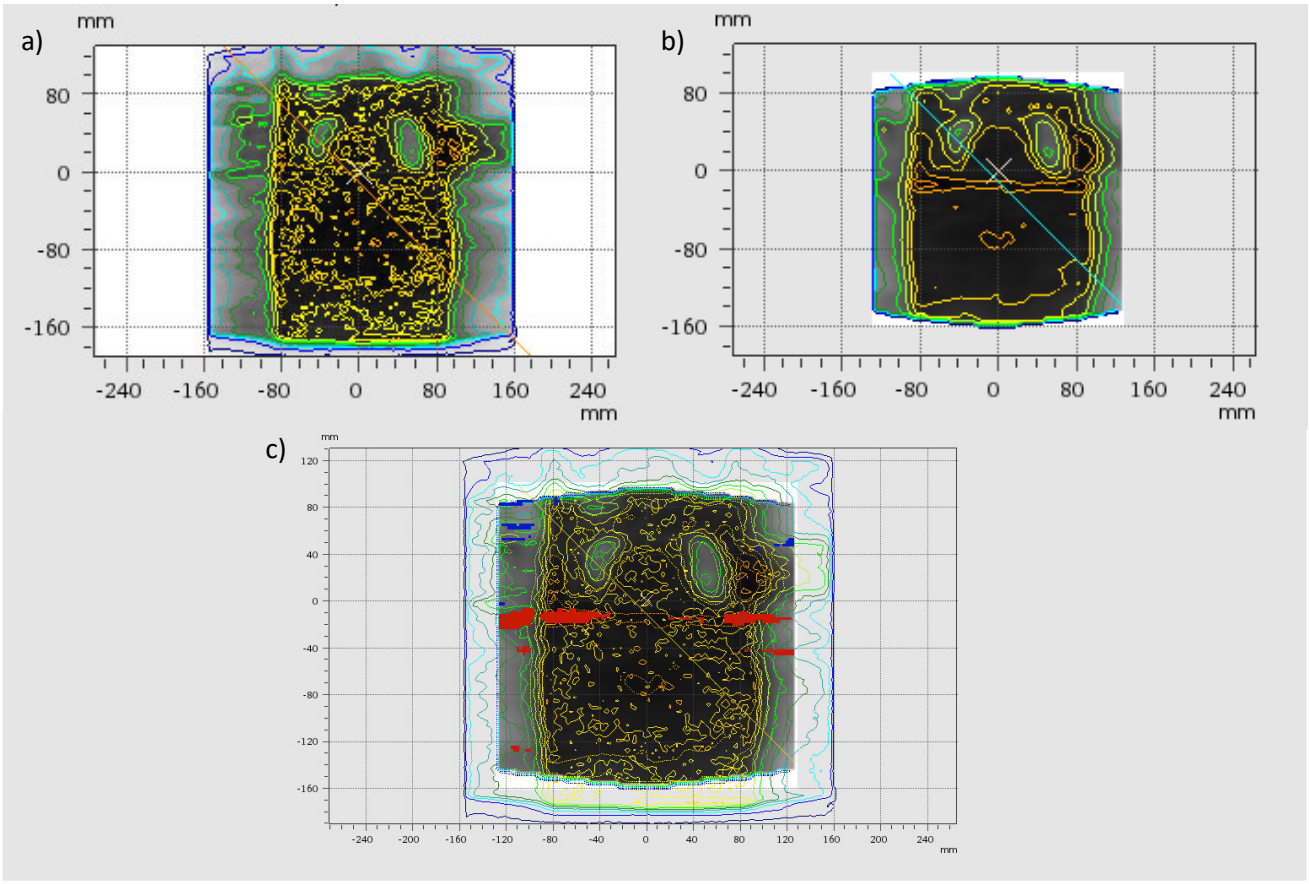
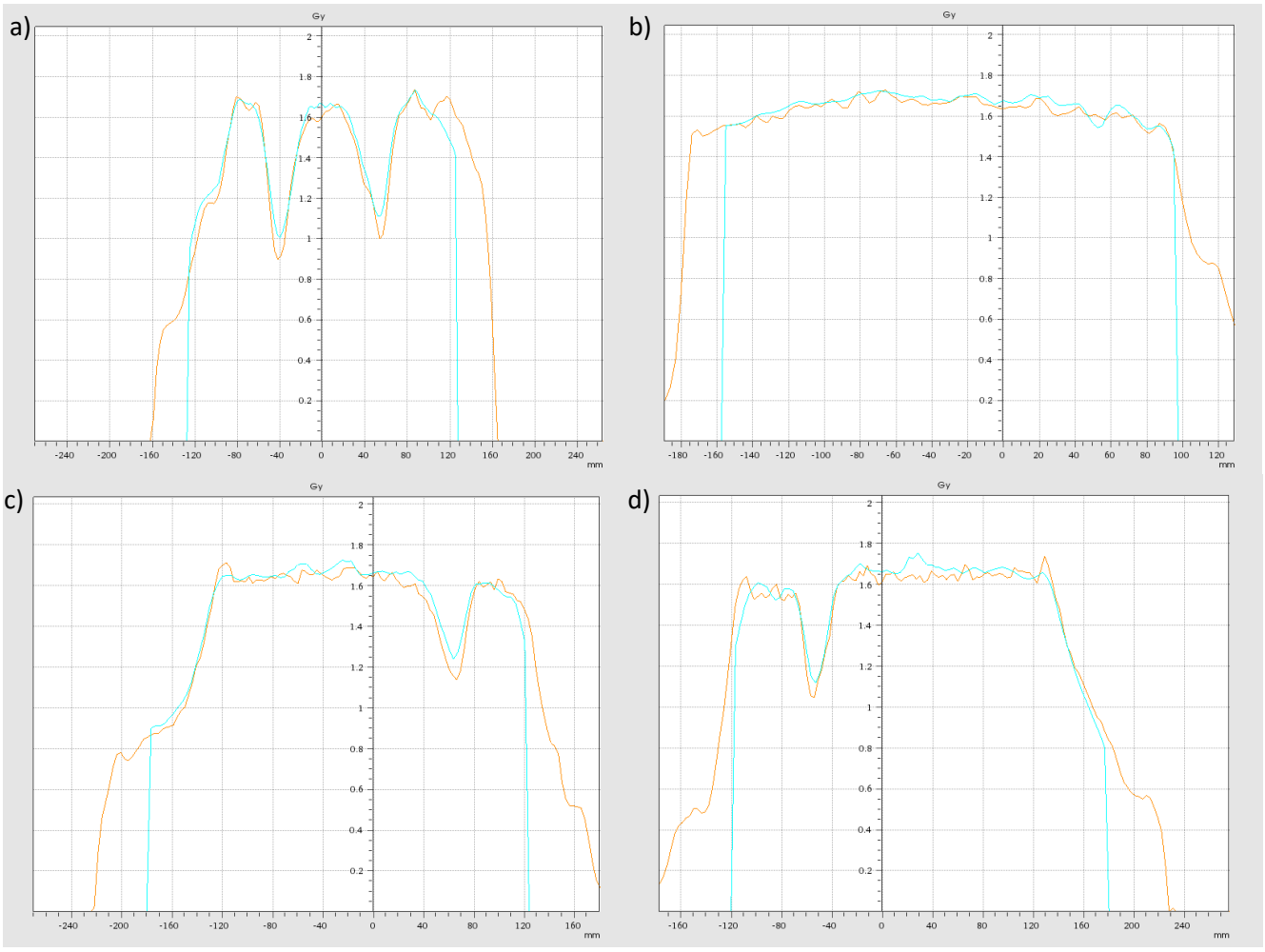


Imagen 57. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Así mismo, se evaluó el índice gamma con parámetros 3%/3mm para ambas zonas, obteniendo los resultados mostrados en la siguiente tabla. El reporte detallado se puede observar en el ANEXO B

Tabla 10. Resumen de estadísticas obtenidas en el análisis gamma de las zonas de solapamiento con parámetros 3%/3mm.

	Isocentros 1 y 2	Isocentros 2 y 3
Número de vóxeles	1113945	
Vóxeles evaluados	793595 (71.2%)	
Pasaron	683367 (86.1%)	681325 (85.9%)
Fallaron	110228 (13.9%)	112270 (14.1%)
Resultado	86.1%	85.9%

Por último, se obtuvieron los siguientes resultados de la evaluación del índice gamma de cada arco individual tanto para los parámetros 5%/5mm como para 3%/3mm. El reporte detallado se encuentra en el ANEXO C.

Tabla 11. Resumen de estadísticas obtenidas en el análisis gamma de los isocentros individuales.

Parámetros		Isocentro 1	Isocentro 2	Isocentro 3
	Número de vóxeles		113945	
	Vóxeles evaluados	608465(54.6%)	645088 (57.9%)	636208 (57.1%)
5%/5mm	Pasaron	608393 (100%)	645023 (100%)	635849 (99.9%)
	Fallaron	72 (0%)	65 (0%)	359 (0.1%)
	Resultado	100%	100%	99.9%
3%/3mm	Pasaron	595698 (97.9%)	632129 (98%)	617271 (97%)
	Fallaron	12767 (2.1%)	12959 (2%)	18937 (3%)
	Resultado	97.9%	98%	97%

De los resultados obtenidos se elaboraron los siguientes gráficos

- Zona de solapamiento

Imagen 58. Comparación de la tasa de aprobación de mediciones en las zonas de solapamiento para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm.

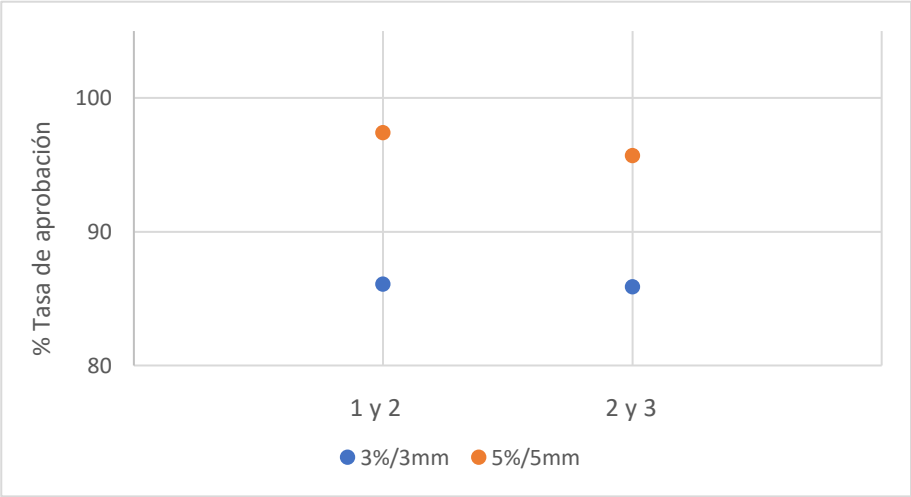
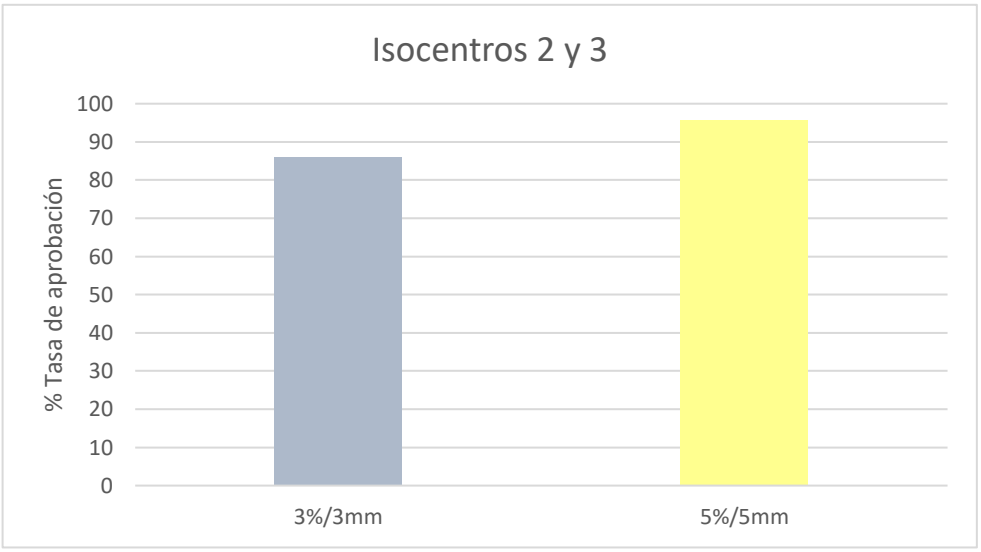


Imagen 59. Comparación de la tasa de aprobación en la zona de solapamiento del primer y segundo arco para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm.



Imagen 60. Comparación de la tasa de aprobación en la zona de solapamiento del segundo y tercer arco para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm.



- Todas las regiones

Imagen 61. Comparación de tasas de aprobación para todas las regiones evaluadas con el criterio 5%/5mm.

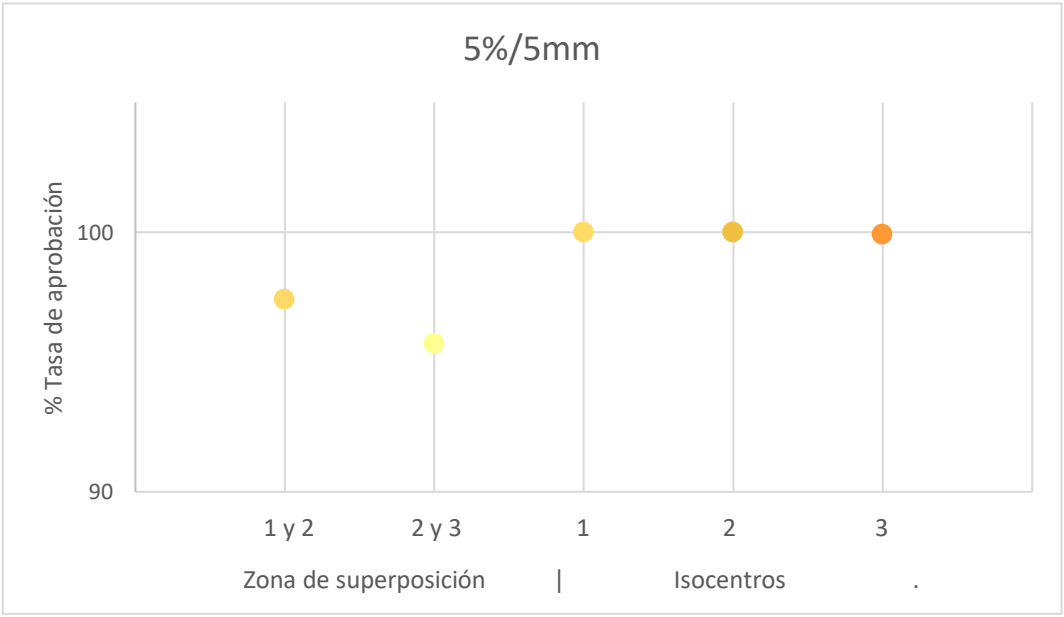


Imagen 62. Comparación de tasas de aprobación para todas las regiones evaluadas con el criterio 3%/3mm.

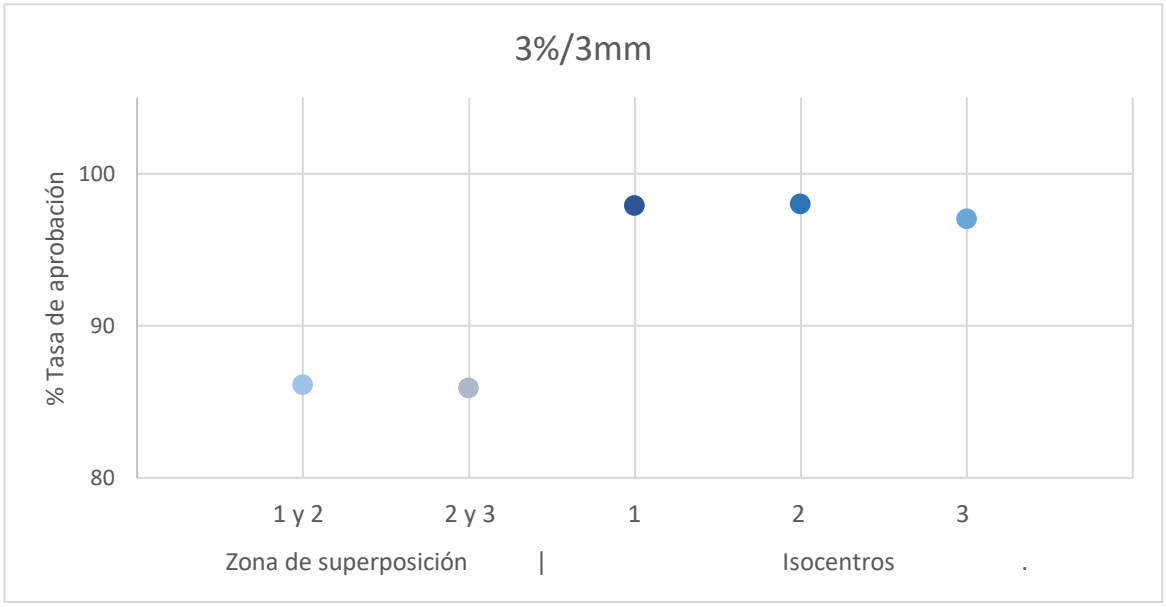
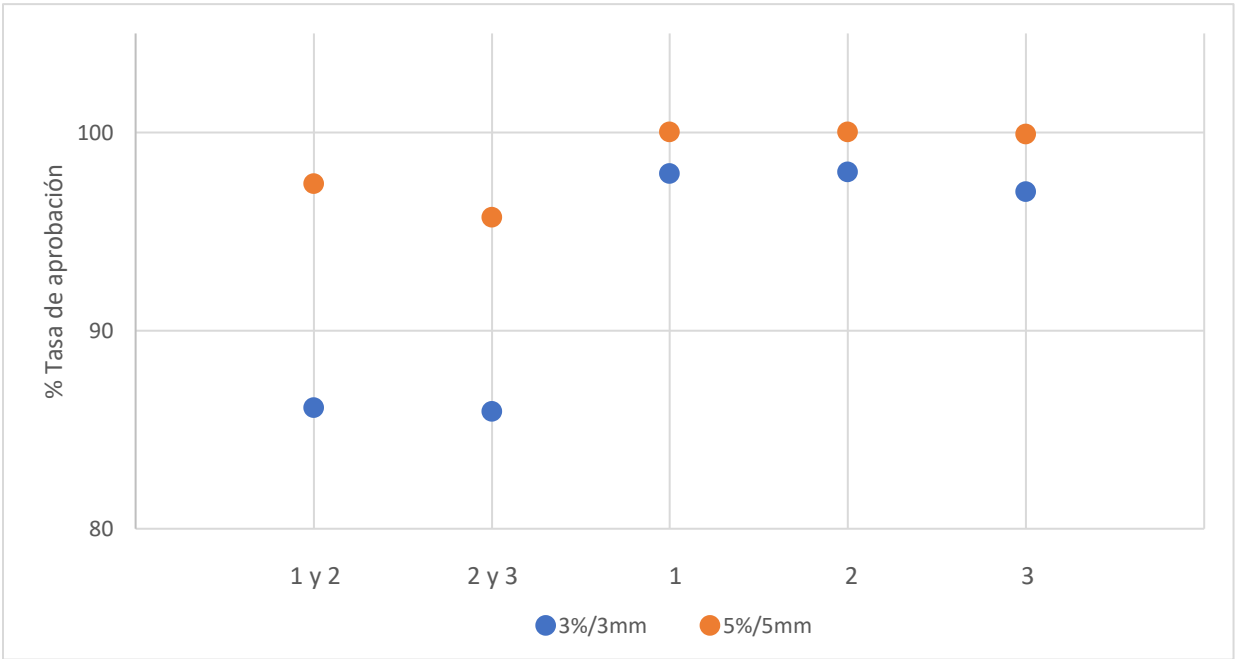


Imagen 63. Comparación de la tasa de aprobación en medidas de isocentros y de zonas de solapamiento según criterio de aceptación.



CAPÍTULO 6
DISCUSIÓN DE RESULTADOS

- **Liang (2020)** propone una técnica en posición reclinada AP/PA aplicable para cualquier sala de tratamiento y sin necesidad de hacer uso de compensadores. Sin embargo, a diferencia del presente trabajo de investigación, en donde se obtienen distribuciones de dosis absorbida sin presencia de puntos calientes (puntos con altas dosis), no fue posible suavizar el pico de dosis alta causado por la unión de campos.

- Mientras **Losert et. al. (2019)** utiliza una camilla rotatoria de fibra de carbono capaz de girar 180° al paciente desde una posición decúbito supino primero cabeza a una posición primero pies sin tener que reposicionar al paciente. Y **Pierce et. al. (2019)** implementa una cama modificada para tener una lámina de acrílico de 1 cm de espesor que busca aumentar la dosis superficial. Para el presente trabajo de investigación no fue necesaria la adquisición o el uso de implementos externos.

- En cuanto a los resultados de paso gamma obtenidos por Pierce et. al (2019), se obtuvo una tasa de aceptación mayor a 90% con criterios de aceptación de 5%/1mm en películas 2D.

- Tas et. al. (2017) y Chakraborty et. al. (2015) reportan resultados de evaluación gamma mayores al 93%; por el contrario, los resultados de la evaluación

gamma en las zonas de solapamiento de arcos con criterios de 3%/3mm obtenidos en el presente estudio arrojan tazas de aprobación menores al 87%. Lo que requiere una evaluación para identificar posibles errores.

- Contrario a lo descrito por Morrison et. al (2017), no existe concordancia entre los resultados de la evaluación gamma de las mediciones realizadas en la zona de solapamiento y las de los isocentros individuales. Mientras que en el citado estudio se obtienen resultados mayores a 97.5% en ambas evaluaciones, en el presente trabajo de investigación se evidencia una variación significativa en la tasa de aprobación al cambiar el criterio de aceptación.

CAPÍTULO 7
CONCLUSIONES

- Generar un plan de tratamiento multisocéntrico que cumpla con parámetros dosimétricos recomendados tanto para PTV como para órganos de riesgo fue posible.

- Para la dosis prescrita 12 Gy en 6 fracciones se logró una cobertura del 100% de la dosis en el 90% del volumen del PTV y una cobertura del 98.23% en el 95% del volumen. Así mismo, solo un 1.24% de la dosis llegó al 107% del volumen del PTV.

- En cuanto a órganos de riesgo, en el pulmón derecho se obtuvo una dosis media de 8.088 Gy, mientras que en el izquierdo se obtuvo 8.198 Gy, superando mínimamente la dosis media requerida en un 1% y 2.375% respectivamente. En el hígado se alcanzó una dosis media de 8.533 Gy; y en los riñones 8.268 Gy y 8.146 Gy en el derecho e izquierdo respectivamente, es decir, en los tres se obtuvo una dosis menor a 9 Gy.

- Con lo expuesto anteriormente, se puede considerar que se obtuvieron valores satisfactorios para todas las estructuras especificadas.

- Se realizó satisfactoriamente la verificación dosimétrica en el área de solapamiento con el maniquí OCTAVIUS. Como consecuencia se obtuvieron

distribuciones de dosis absorbida sin presencia de puntos calientes (puntos con altas dosis), evidenciando una correcta configuración y posicionamiento. Esto demuestra que es viable el uso de dicho maniquí en la verificación dosimétrica de las áreas de solapamiento de arcos volumétricos para la técnica de irradiación corporal total.

- En ambas zonas de solapamiento se obtuvieron resultados favorables de tasas de aprobación de índice gamma empleando criterios de aprobación de 5%/5mm. En la zona de solapamiento del primer y segundo isocentro se obtuvo una tasa de aprobación del 97.4%, mientras que en la zona de solapamiento del segundo y tercer isocentro se obtuvo un 95.7%. Es decir, existe una concordancia mayor al 95% entre el plan generado y el plan entregado, demostrando que es viable el uso de la técnica multisocéntrica de arcos volumétricos modulados (VMAT) para la irradiación corporal total.

- Se realizó también un análisis individual de cada arco para los dos criterios de aprobación utilizados anteriormente. Las evaluaciones dieron como resultado una tasa de aprobación del 100% con 5%/5mm y del 97.9 con 3%/3mm para el isocentro 1; 100% con 5%/5mm y 98% con 3%/3mm para el isocentro 2 y 99.9% con 5%/5mm y 97% con 3%/3mm para el isocentro 3.

- Es posible evidenciar que todas las regiones evaluadas con el criterio 5%/5mm superaron el análisis gamma con una tasa de aprobación mayor al 95% en la evaluación de las zonas de solapamiento y un porcentaje mayor al 99% en la evaluación de isocentros. Por otro lado, al usar el criterio 3%/3mm la tasa de aprobación disminuyó, fallando en el caso de las zonas de solapamiento con un 86.1% y 85.9% en la primera y segunda zona respectivamente; y aprobando, en el caso de los isocentros, con un porcentaje mayor a 97%

CAPÍTULO 8
RECOMENDACIONES

- Se recomienda emplear una distancia par entre isocentros, de modo que, al realizar la medición, el centro del maniquí se pueda colocar en el punto medio de la distancia entre isocentros, sin necesidad de recurrir a aproximaciones; con ello se espera obtener una tasa de aprobación de índice gamma mayor.

- Con el fin de reducir el tiempo de entrega del tratamiento, se recomienda configurar la posición de inicio de los arcos del segundo isocentro en la posición final de los arcos del primer isocentro, es decir 360°; de modo que no será necesario girar el gantry.

REFERENCIAS

[1] Abboud, I., Porcher, R., Robin, M., de Latour, R. P., Glotz, D., Socié, G., & Peraldi, M. N. (2009). Chronic kidney dysfunction in patients alive without relapse 2 years after allogeneic hematopoietic stem cell transplantation. *Biology of Blood and Marrow Transplantation, 15*(10), 1251-1257.

[2] Allgaier, B., Schüle, E., & Würfel, J. (2013). Dose reconstruction in the OCTAVIUS 4D phantom and in the patient without using dose information from the TPS. *PTW White Pap, 913,* 0-7.

[3] Araya, V. A., Calderón, N. M., Espinoza, V. A. M., & Tapia Concha, K. F. (2016). *Evaluación de la homogeneidad de dosis total y dosis absorbida en pulmón, para la técnica de irradiación total de cuerpo en radioterapia con campos frontales y laterales* (Doctoral dissertation, Universidad Andrés Bello).

[4] Arnfield, M. R., Siebers, J. V., Kim, J. O., Wu, Q., Keall, P. J., & Mohan, R. (2000). A method for determining multileaf collimator transmission and scatter for dynamic intensity modulated radiotherapy. *Medical physics, 27*(10), 2231-2241.

[5] Åstrand, F. (2009) IMRT dosimetry QA.

[6] Attix, F. H. (2008). *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry*. John Wiley & Sons.

[7] Belkacemi, Y., Rio, B., & Touboul, E. (1999). Irradiation corporelle totale: techniques, dosimétrie et complications. *Cancer/Radiothérapie, 3*(2), 162-171.

[8] Benmiloud, S., Steffens, M., Beauloye, V., De Wandeleer, A., Devogelaer, J. P., Brichard, B., ... & Maiter, D. (2010). Long-term effects on bone mineral density of different therapeutic schemes for acute lymphoblastic leukemia or non-Hodgkin lymphoma during childhood. *Hormone research in pediatrics, 74*(4), 241-250.

[9] Benyunes, M. C., Sullivan, K. M., Deeg, H. J., Mori, M., Meyer, W., Fisher, L., ... & Storb, R. (1995). Cataracts after bone marrow transplantation: long-term follow-up of adults treated with fractionated total body irradiation. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 32*(3), 661-670.

[10] Bortfeld T. (2006) IMRT: a review and preview. *Phys Med Biol; 51*: R363–79.

[11] Borg, M., Hughes, T., Horvath, N., Rice, M., & Thomas, A. C. (2002). Renal toxicity after total body irradiation. *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics*, *54*(4), 1165-1173.

[12] Brosed, A. (2012) Fundamentos de Física Médica, Volumen 3: Radioterapia externa I. Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad. SEFM.

[13] Brosed, A., & Guirado, D. (2016). Fundamentos de Física Médica, Volumen 8 Radiobiología y Principios de Oncología. *Sociedad Española de Física Médica. ADI Servicios Editoriales. España*.

[14] Cabrera Pazos, A., Palacios Fornell, M. P., & Gil Ramírez, M. I. (2011). Fundamentos teóricos-prácticos en Radioterapia. *Málaga: Fesitess Andalucía (ES).*

[15] Chakraborty, S., Cheruliyil, S., Bharathan, R., & Muttath, G. (2015). Total body irradiation using VMAT (RapidArc): A planning study of a novel treatment delivery method. *Int J Cancer Ther Oncol*, *3*(2), 03028.

[16] Clark, C. y Thomas, M. (2009). Radiotherapy Physics course: Course notes, Royal Marsden Hospital.

[17] Clark CH. IPEM RTSIG survey of the status of IMRT verification 2012 and 2014 2015: Personal communication.

[18] Clements, M., Schupp, N., Tattersall, M., Brown, A., & Larson, R. (2018). Monaco treatment planning system tools and optimization processes. *Medical Dosimetry, 43*(2), 106-117.

[19] Computerized Imaging Reference Systems Inc. (2013). *Pediatric Anthropomorphic Training Phantoms: Model Series 715.* https://www.cirsinc.com/wp-content/uploads/2019/04/715-DS-120418.pdf

[20] Dellán, A., Dorrego, M. V., & Hernández-Andara, A. (2015). Aplicación de las unidades hounsfield en tomografía computarizada como herramienta diagnóstica de las lesiones intra-óseas del complejo maxilo-mandibular: estudio clínico de diagnóstico. *Revista de Odontologia Da Universidade Cidade de São Paulo*, *27*(2), 100-111. http://files.bvs.br/upload/S/1983-5183/2016/v27n2/a5438.pdf

[21] Elekta (2013) Monaco Training Guide.

[22] Elekta. *Monaco Concepts and IMRT/VMAT Planning* [Diapositiva de Power Point].

[23] Elekta (2017) Elekta Synergy.

[24] Escobar, J. (2008). Apunte de radioterapia. *Facultad de Ingeniería. Universidad Nacional de San Juan, Argentina*. Recuperado de: https://www. dea. unsj. edu. ar.

[25] Fog, L. S., Hansen, V. N., Kjær-Kristoffersen, F., Berlon, T. E., Petersen, P. M., Mandeville, H., & Specht, L. (2019). A step and shoot intensity modulated technique for

total body irradiation. *Technical innovations & patient support in radiation oncology*, *10*, 1-7.

[26] Georg, D., Kragl, G., Af Wetterstedt, S., McCavana, P., McClean, B., & Knöös, T. (2010). Photon beam quality variations of a flattening filter free linear accelerator. *Medical physics, 37*(1), 49-53.

[27] Gerstein, J., Meyer, A., Sykora, K. W., Frühauf, J., Karstens, J. H., & Bremer, M. (2009). Long-term renal toxicity in children following fractionated total-body irradiation (TBI) before allogeneic stem cell transplantation (SCT). *Strahlentherapie und Onkologie, 185*(11), 751-755

[28] Helo, Y. (2010). *Evaluation of the PTW Octavius Phantom as a Tool for VMAT Verification* (Doctoral dissertation, MSc. Thesis. University of Surrey: UK).

[29] Hoppe R, Phillips T. L., Roach M. (2010). *Leibel and Phillips textbook of radiation oncology-e-book: expert cosult.* Elsevier Health Sciences.

[30] Hussien, M. (2015). *Evaluation of detector array technology for the verification of advanced intensity-modulated radiotherapy*. University of Surrey (United Kingdom).

[31] IAEA (2005). 398, *Determinación De La Dosis Absorbida En Radioterapia Con Haces Externos.* IAEA-TRS-398, Viena.

[32] International Comission on Radiation Units, (1993). *Quantities and units in radiation protection dosimetry*. ICRU Report 51. International Commission of Radiation Units and Measurements, Bethesda, Maryland.

[33] International Agency for Research on Cancer. (2020) *Cancer Today*. https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-map?v=2020&mode=population&mode_population=continents&population=900&populations=900&key=asr&sex=0&cancer=39&type=0&statistic=5&prevalence=0&population_group=0&ages_group%5B%5D=0&ages_group%5B%5D=17&nb_items=10&group_cancer=1&include_nmsc=0&include_nmsc_other=0&projection=natural-earth&color_palette=default&map_scale=quantile&map_nb_colors=5&continent=0&show_ranking=0&rotate=%255B10%252C0%255D

[34] Jeraj, M., & Robar, V. (2004). Multileaf collimator in radiotherapy. *Radiology and Oncology, 38*(3).

[35] Jones, G. W., Lewis, D. G., Mason, M. D., Moore, A. R., Donovan, J. L., Neal, D. E., ... & Lane, J. A. (2015). PO-0896: Radiotherapy quality assurance in the NIHR Protect trial. *Radiotherapy and Oncology*, *115*, S460-S461.

[36] Khan F. E. (2003) *The physics of radiation therapy*, third edition. Lippincott Williams & Wilkins.

[37] Khan FM, Williamson JF, Sewchand W, et al. (1980) Basic data for dosage calculation and compensation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys. 6*:745–751

[38] Liang, X. (2020). *Investigation of AP/PA Recumbent Technique for Total Body Irradiation* (Doctoral dissertation, Duke University).

[39] Losert, C., Shpani, R., Kießling, R., Freislederer, P., Li, M., Walter, F., ... & Corradini, S. (2019). Novel rotatable tabletop for total-body irradiation using a linac-based VMAT technique. *Radiation Oncology, 14*(1), 1-10.

[40] Low, D. A., Harms, W. B., Mutic, S., & Purdy, J. A. (1998). A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Medical physics, 25*(5), 656-661.

[41] Maras, P., & Kozicki, M. (2022). Fast Isocenter Determination Using 3D Polymer Gel Dosimetry with Kilovoltage Cone-Beam CT Reading and the PolyGeVero-CT Software Package for Linac Quality Assurance in Radiotherapy. *Materials, 15*(19), 6807.

[42] Morrison, C. T., Symons, K. L., Woodings, S. J., & House, M. J. (2017). Verification of junction dose between VMAT arcs of total body irradiation using a Sun Nuclear Arc CHECK phantom. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, *18*(6), 177-182.

[43] Nguyen, B. T., Hornby, C., Kron, T., Cramb, J., Rolfo, A., Pham, D., ... & Foroudi, F. (2012). Optimising the dosimetric quality and efficiency ofpost-prostatectomy radiotherapy: A planning study comparingthe performance of volumetric-modulated arc therapy (VMAT)with an optimised seven-field intensity-modulated radiotherapy (IMRT) technique. *Journal of Medical Imaging and Radiation Oncology, 56*(2), 211-219

[44] Nishimura, Y., & Komaki, R. (Eds.). (2015). *Intensity-modulated radiation therapy: clinical evidence and techniques*. Springer.

[45] Pierce, G., Balogh, A., Frederick, R., Gordon, D., Yarschenko, A., & Hudson, A. (2019). Extended SSD VMAT treatment for total body irradiation. *Journal of applied clinical medical physics, 20*(1), 200-211.

[46] Podgoršak, E. B. (2016). *Radiation physics for medical physicists* (Vol. 1). Berlín: Springer.

[47] PTW (2018) OCTAVIUS 4D Modular Solutions for 4D

[48] PTW (2022) Solutions for Radiation Medicine QA

[49] Quast U. (2006) Whole body radiotherapy: A TBI-guideline. *J Med Phys; 31*(1), 5. doi:10.4103/0971-6203.25664.

[50] Rajasekaran, D., Jeevanandam, P., Sukumar, P., Ranganathan, A., Johnjothi, S., & Nagarajan, V. (2014). A study on correlation between 2D and 3D gamma evaluation metrics in patient-specific quality assurance for VMAT. *Medical Dosimetry, 39*(4), 300-308.

[51] Rodriguez, A. (2012) *Monaco: The Next Generation in IMRT Planning* [Diapositiva de PowerPoint].

[52] Stanley, D., McConnell, K., Iqbal, Z., Everett, A., Dodson, J., Keene, K., & McDonald, A. (2021). Dosimetric Evaluation Between the Conventional Volumetrically Modulated Arc Therapy (VMAT) Total Body Irradiation (TBI) and the Novel Simultaneous Integrated Total Marrow Approach (SIMBa) VMAT TBI. *Cureus, 13*(6).

[53] STRALINGSDOSIMETRIE, N. C. V. (2021). Code of Practice and recommendations for Total Body Irradiation and Total Skin Irradiation. *NCS report, 34*.

[54] Tai, D. T., Oanh, L. T., Son, N. D., & Loan, T. T. H. (2018). Evaluation of jaws-only intensity modulated radiation therapy treatment plans using Octavius 4D system. *Polish Journal of Medical Physics and Engineering, 24*(2), 75-78.

[55] Tailor, R. C., Tello, V. M., Schroy, C. B., Vossler, M., & Hanson, W. F. (1998). A generic off-axis energy correction for linac photon beam dosimetry. *Medical physics, 25*(5), 662-667.

[56] Tas, B., Durmus, I. F., Okumus, A., & Uzel, O. E. (2017). Dosimetric evaluation of total body irradiation (TBI) treatment by volumetric modulated arc therapy (VMAT) on the couch. *Biophys Biochem*, *1*(1), 103.

[57] Tauchmanovà, L., Selleri, C., Rosa, G. D., Pagano, L., Orio, F., Lombardi, G., ... & Colao, A. (2002). High prevalence of endocrine dysfunction in long-term survivors after allogeneic bone marrow transplantation for hematologic diseases. *Cancer, 95*(5), 1076-1084.

[58] Thomas, S. J. (1999). Relative electron density calibration of CT scanners for radiotherapy treatment planning. *The British journal of radiology, 72*(860), 781-786.

[59] Van Dyk, J., American Association of Physicists in Medicine, & Radiation Therapy Committee. (1986). The physical aspects of total and half body photon irradiation: a report of Task Group 29, Radiation Therapy Committee, American Association of Physicitst in Medicine. *(No Title)*.

[60] Van Esch, A., Basta, K., Evrard, M., Ghislain, M., Sergent, F., & Huyskens, D. P. (2014). The Octavius1500 2D ion chamber array and its associated phantoms: Dosimetric characterization of a new prototype. *Medical physics, 41*(9), 091708.

[61] Webb, S. (1992). Optimization by simulated annealing of three-dimensional, conformal treatment planning for radiation fields defined by a multileaf collimator: II. Inclusion of two-dimensional modulation of the x-ray intensity. *Physics in Medicine & Biology, 37*(8), 1689.

[62] Welsh, J. S., Limmer, J. P., Howard, S. P., Diamond, D., Harari, P. M., & Tomé, W. (2005). Precautions in the use of intensity-modulated radiation therapy. *Technology in Cancer Research & Treatment, 4*(2), 203-210.

[63] Wen, N., Lu, S., Kim, J., Qin, Y., Huang, Y., Zhao, B., ... & Chetty, I. J. (2016). Precise film dosimetry for stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy quality assurance using Gafchromic™ EBT3 films. *Radiation Oncology, 11*(1), 1-11.

[64] Wong, J. Y., Filippi, A. R., Dabaja, B. S., Yahalom, J., & Specht, L. (2018). Total body irradiation: guidelines from the international lymphoma radiation oncology group (ILROG). *International Journal of Radiation Oncology* Biology* Physics, 101*(3), 521-529.

[65] Yaray, K., & Damulira, E. (2021). Evaluation of volumetric modulated arc therapy (VMAT)—based total body irradiation (TBI) in pediatric patients. *reports of practical Oncology and radiotherapy, 26*(4), 518-527.

ANEXOS

ANEXO A

Calibración de cámaras de ionización

El paso más importante de la dosimetría física es la determinación de la dosis absorbida en condiciones de referencia. Existen diversos protocolos con los que puede ser desarrollada, sin embargo, el más adecuado es el realizado con una cámara de ionización calibrada, de preferencia, en agua, de modo que solo sea necesario estimar el factor de corrección de la calidad del haz, proporcionado por el propio laboratorio en la mayoría de los casos.

Así, siguiendo el TRS 398 (IAEA, 2005), tenemos que

La dosis absorbida en agua, en la profundidad de referencia, z_{ref}, en agua, para un haz de referencia de calidad Q_o y en ausencia de la cámara, viene dada por

$$D_{w,Q_0} = M_{Q_0} N_{D,w,Q_0}$$

donde

M_{Q_0}: lectura del dosímetro en las condiciones de referencia usadas en el laboratorio de calibración

N_{D,w,Q_0} : factor de calibración del dosímetro en términos de dosis absorbida en agua, obtenido de un laboratorio de calibración.

Es importante diferenciar las condiciones de referencia utilizadas en el laboratorio de calibración de las condiciones de medida, debido a que suelen ser no equivalentes, lo que perjudica la respuesta del dosímetro.

Condiciones de referencia

El factor de calibración para una cámara de ionización irradiada en condiciones de referencia es el cociente entre el valor de referencia de la magnitud a medir y el valor indicado.

Las condiciones de referencia se detallan por medio de grupo de valores de magnitudes de influencia para las que el factor de calibración es efectivo sin la necesidad de factores corrección. Estas condiciones, se conforman, por ejemplo, por el tamaño del campo, la configuración geométrica (profundidad y distancia), medidas y material del maniquí irradiado, presión, temperatura y humedad relativa al ambiente.

Debido a que muchas de las magnitudes que influyen en la calibración de una cámara de ionización no pueden controlarse, existe la posibilidad de corregir el efecto producido, utilizando factores apropiados.

Magnitudes de influencia

Se refiere a las magnitudes que influyen en la medición sin ser objeto de medida. Su naturaleza puede ser relacionada al ambiente (presión, temperatura), puede estar relacionada al dosímetro (envejecimiento, calentamiento) o puede estar vinculada al campo de radiación (calidad del haz, dimensiones del campo, tasa de dosis, profundidad en un maniquí)

Corrección por la calidad del haz de radiación k_{Q,Q_0}

En caso de que se utilice un dosímetro en un haz de calidad Q distinta a la calidad Qo que se usó en su calibración, la dosis absorbida es dada por:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

Donde

factor k_{Q,Q_0} corrige efectos producidos por la desigualdad de la calidad del haz de referencia, Qo, y la calidad real del usuario, Q

Lectura del dosímetro M_Q se ha corregido a los valores de referencia de las magnitudes de influencia distintas a las vinculadas a la calidad del haz, con las que el factor de calibración es válido.

El factor de corrección por la calidad del haz, k_{Q,Q_0}, se determina como el cociente del factor de calidad de calibración de cámara de ionización en la calidad Q entre el factor en calidad Qo en términos de dosis absorbida en agua:

$$k_{Q,Q_0} = \frac{N_{D,w}}{N_{D,w,Q_0}}$$

El factor de calibración $N_{D,w}$ se obtiene de:

$$N_{D,w} = \frac{D_w}{M}$$

Donde

D_w dosis absorbida en agua medida por una cámara de ionización calibrada, a una profundidad de 5g/cm2 en un maniquí de agua irradiado por rayos gamma del 60Co.

M lectura del dosímetro corregida por las magnitudes de influencia, para que corresponda con las condiciones de referencia en las que el factor de calibración es válido.

Estas condiciones de referencia se exponen en el siguiente cuadro

Tabla A.1. Condiciones de referencia recomendadas para la calibración de cámaras de ionización en la radiación gamma de ^{60}Co en laboratorios de calibración.

Magnitud de influencia	Valor o característica de referencia
Material de maniquí	Agua
Dimensiones del maniquí	30 cm x 30 cm x 30 cm (aproximadamente)
Distancia fuente-cámara[a] (SCD)	100 cm
Temperatura del aire[b]	20° C[c]
Presión atmosférica	101.3 kPa
Punto de referencia de la cámara de ionización	Para cámaras cilíndricas en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad; para cámras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana de entrada, en el centro de la ventana.
Profundidad del punto de referencia de la cámara en el maniquí	5 g/cm^2
Tamaño del campo en la posición del punto de referencia de la cámara	10 cm x 10 cm
Humedad relativa	50%
Tensión de colección y polaridad	No se recomiendan valores de referencia pero los valores que se utilicen deben aparecer en el certificado de calibración
Tasa de dosis	No se recomiendan valores de referencia pero la tasa de dosis utilizada debe aparecer siempre en el certificado de calibración. También debería aparecer si se ha aplicado o no algún factor de corrección por recombinación y, si fuera el caso, señalar el valor.

Nota. [a] Las dimensiones de un maniquí de agua con ventana plástica pueden variar con el paso del tiempo después de llenarlo de agua. Por ello puede llegar a ser necesaria la comprobación de la distancia fuente-superficie y la profundidad de la cámara cada cierto tiempo, al usar un haz horizontal.

[b] En la cavidad de la cámara se deberá usar la temperatura medida en el maniquí, la cual puede variar respecto a la temperatura del aire circundante.

[c] En algunos países la temperatura de referencia del aire es 22°C.

Recuperado de IAEA (2005, p. 52).

Determinación de la dosis absorbida en agua

Contando con una cámara de ionización o un dosímetro con factor de calibración $N_{D,w,Qo}$, en términos de dosis absorbida en agua, con calidad de referencia Qo; se ubica la cámara según las condiciones de referencia y se determina la dosis absorbida según:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_o} k_{Q,Q_o}$$

donde

M_Q: lectura del dosímetro, abarcando el producto de los factores de corrección por las magnitudes de influencia

k_{Q,Q_o}: factor de corrección que considera la diferencia entre la calidad del haz de referencia, Qo, y la calidad real utilizada, Q.

Corrección por magnitudes de influencia

Cualquier desvío de las condiciones de referencia aplicadas en la calibración volvería inválido el factor de calibración, por lo que es necesario corregir el has usado con los factores adecuados.

Temperatura, presión y humedad

Debido a que la totalidad de las cámaras recomendadas son abiertas al aire, la masa de aire en el volumen de la cavidad está sometida a variaciones atmosféricas, por lo que se debe emplear un factor de corrección que modifique la masa de aire de la cavidad a condiciones de referencia.

$$k_{TP} = \frac{(273.2 + T)P_0}{(232.2 + T_0)P}$$

Donde

P presión de la masa de aire de la cavidad durante la medida

T temperatura de la masa de aire presente en la cavidad durante la medida

Po valor de referencia de la presión (usualmente 101,3 kPa)

To valor de referencia de la temperatura (usualmente 20 o C).

La temperatura de la masa de aire presente en la cavidad de la cámara deberá medirse como la existente en el maniquí, la cual podrá ser diferente a la temperatura ambiental.

Con el propósito de alcanzar un equilibrio rápido entre el aire del ambiente y el aire presente en la cavidad de la cámara en las mediciones en maniquí de agua, la camisa impermeable usada para la cámara de ionización deberá ser abierta al aire.

La corrección por humedad no es necesaria cuando el factor de calibración viene descrito en función a una humedad relativa del 50% y se utiliza en una humedad relativa entre el 20% y el 80%. Por otro lado, será necesaria la aplicación de un factor de corrección cuando el factor de calibración se da en función a aire seco. En calibraciones en 60Co, el factor de corrección recomendado es $k_H = 0.997$.

Calibración de electrómetro

Cuando la calibración del electrómetro y la cámara de ionización se realiza de manera separada, el factor de calibración $N_{D,w}$ de la cámara de ionización usualmente se dará en unidades de Gy/nC, mientras que el electrómetro tendrá un factor k_{elec}, en unidades nC/div o como un factor adimensional próximo a la unidad (en la práctica es una calibración en unidades de nC/nC). Por otra parte, cuando ambos equipos son calibrados conjuntamente, existirá un solo factor de calibración combinado, $N_{D,w}$, con unidades de Gy/div o Gy/nC (dependiendo de la lectura del electrómetro); por lo cual, en la hoja de trabajo se anotará un valor de kelec igual a uno (adimensional).

Efecto de polaridad

En el uso diario de una cámara de ionización se utiliza una tensión de colección y una polaridad específica establecida en la calibración. El efecto causado por usar polaridades diferentes en las tensiones de colección en la lectura de la cámara de ionización debe ser verificado asiduamente.

Generalmente, el efecto de polarización será despreciable en casi todos los tipos de cámaras, sin embargo, cuando el efecto no es despreciable, la lectura real se toma como el valor medio de los valores absolutos de las lecturas obtenidas en ambas polaridades.

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}$$

Donde

M+ lectura del electrómetro obtenida con polaridad positiva

M– lectura del electrómetro obtenida con polaridad negativa

M lectura del electrómetro obtenida con la polaridad utilizada de forma rutinaria (positiva o negativa).

Para realizar las mediciones se debe comprobar que las lecturas de la cámara sean estables tras cualquier cambio de polaridad.

Recombinación de iones

Elección del índice de calidad del haz en fotones de alta energía

La calidad Q del haz de fotones de alta energía producidos por aceleradores de uso clínico se adquiere al hallar el cociente de la dosis absorbida en el maniquí de agua a la profundidad de 20 cm entre la dosis absorbida a 10 cm, a SCD constante de 100 cm y tamaño de campo de 10 cm × 10 cm en el plano de la cámara. Este cociente es una razón tejido maniquí denominada $TPR_{20,10}$.

Tabla A.2. Condiciones de referencia para la determinación de la calidad del haz de fotones (TPR20,10).

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica o plano-paralela
Profundidades de la medida	20 g/cm² y 10 g/cm²
Punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas, en el eje central, en el centro del volumen de la cavidad. Para cámaras plano-paralelas, en la superficie interna de la ventana, en el centro de la misma.
Posición del punto de referencia de la cámara	Para cámaras cilíndricas y plano-paralelas, en las profundidades de medida.
SCD	100 cm
Tamaño del campo en la SCD	10 cm x 10 cm (el tamaño del campo se define en el plano del punto de referencia del detector, colocado en las profundidas recomendadas en el maniquí de agua).

Nota. Recuperado de IAEA (2005, p. 81).

Tabla A.3. Condiciones de referencia para la determinación de la dosis absorbida en agua en haces de fotones de alta energía.

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida z_{ref}	Para $TPR_{20,10}$<0,7,10 g/cm² (o 5 g/cm²)[a] Para $TPR_{20,10}$≥0,7,10 g/cm²
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida z_{ref}
SSD/SCD	100 cm[b]
Tamaño de campo	10 cm x 10 cm[c]

Nota. [a] Se recomienda el uso de una profundidad de referencia z_{ref} = 10 g/cm² para todas las energías de fotones. Sin embargo, algunos usuarios pueden preferir el uso de la misma profundidad de referencia que para haces de ^{60}Co, es decir, z_{ref} = 5 g/cm² ; esta opción, por lo tanto, se permite en este Código de Práctica.
[b] Utilizar la distancia fuente-eje (SAD) del acelerador para determinar la dosis de referencia en una geometría isocéntrica.
[c] Para geometría SAD definirlo en el plano del detector ubicado en la profundidad de referencia en el maniquí de agua, en el isocentro del equipo.
Recuperado de IAEA (2005, p. 82).

Medidas en otras condiciones

La dosimetría clínica requiere la medida de los porcentajes de dosis en profundidad en el eje central (PDD), las razones tejido–maniquí (TPR) o de las razones tejido–máximo (TMR), distribuciones de isodosis, perfiles transversales del haz y los factores de campo, en función del tamaño y forma del campo para las condiciones de referencia y otras. Estas medidas deben ser realizadas para todas las combinaciones de energía posibles, tamaño de campo y SSD utilizados en los tratamientos de radioterapia.

Distribución de dosis en profundidad en el eje central

Para poder relacionar la dosis absorbida a profundidad 2g/cm2 en agua (medida en condiciones de referencia) con la dosis en profundidades distintas es necesario contar con la distribución de dosis en profundidad en el eje central. Para dicha medición se recomienda el uso de cámaras de ionización plano paralelas para la medición de curvas de ionización en profundidad. No obstante, si se hace uso de una cámara de ionización cilíndrica se debe considerar el punto efectivo de medida de la cámara, con lo cual, la distribución se desplazará hacia la superficie una distancia

$$D = 6r_{cyl}$$

Donde

r_{cyl}: radio de la cavidad de la cámara de ionización cilíndrica

Factores de campo

Se puede determinar como el cociente entre la lectura corregida del dosímetro medida en un conjunto de condiciones determinadas y la medida en condiciones de referencia. Por lo general, estas medidas son realizadas en la profundidad de la dosis máxima, o en la profundidad de referencia y se corrigen a la del máximo usando los datos de PDD (o TMR).

ANEXO B

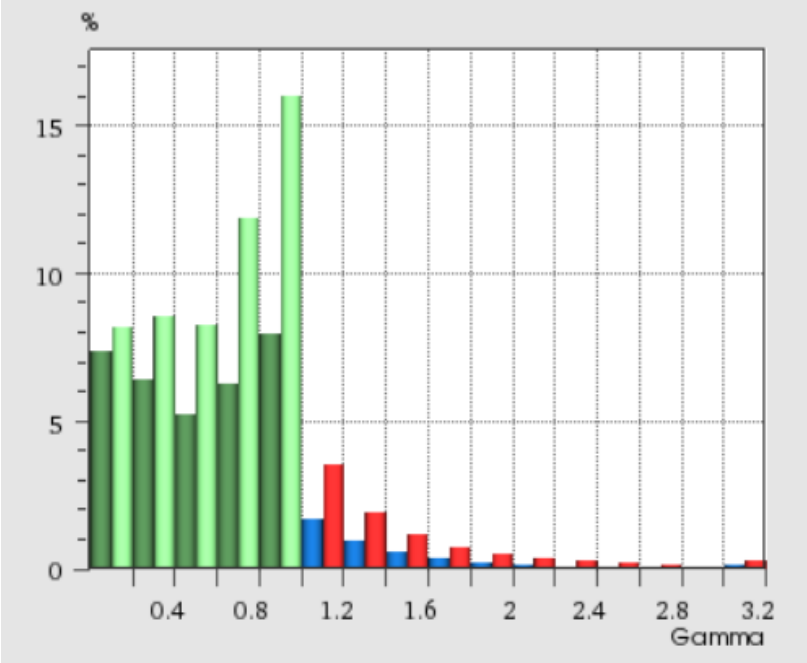
Resultados de la evaluación gamma de las zonas de solapamiento de arcos para 3%/3mm.

- Zona de solapamiento de arcos de los isocentros 1 y 2

Tabla B.1. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft.

Parámetros	3 mm Distancia al acuerdo 3 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	793 595 (71.2%)
	Pasaron	683 367 (86.1%)
	Fallaron	110 228 (13.9%)
	Resultado	86.1%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen B.1. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 1er y 2do arco con criterios de 3%/3mm.



Axial

Imagen B.2. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad.

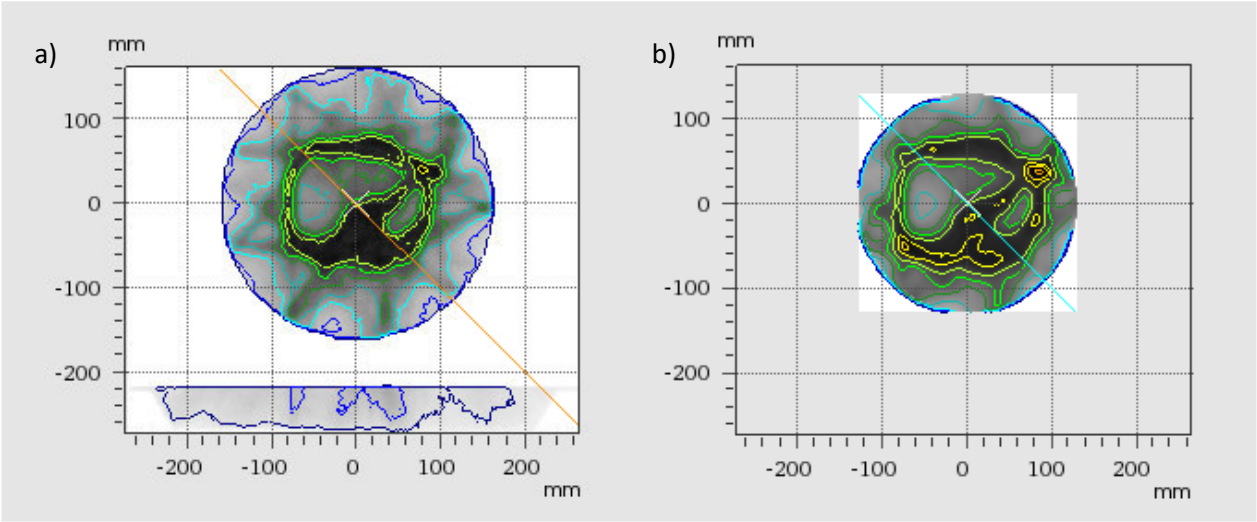


Imagen B.3. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

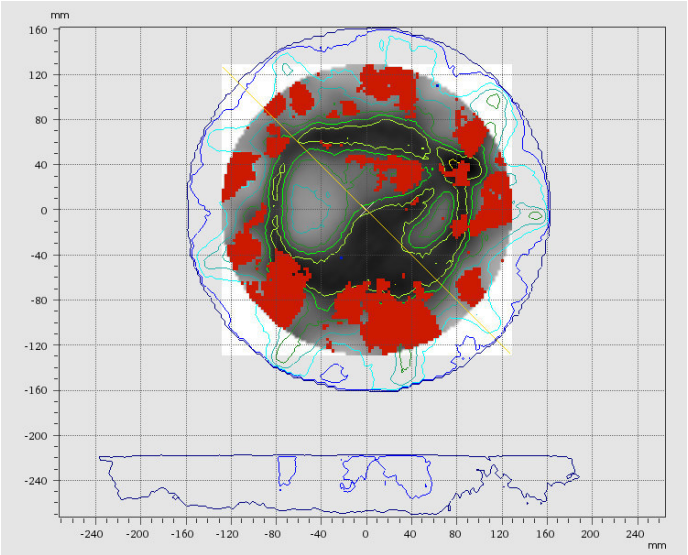


Imagen B.4. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.

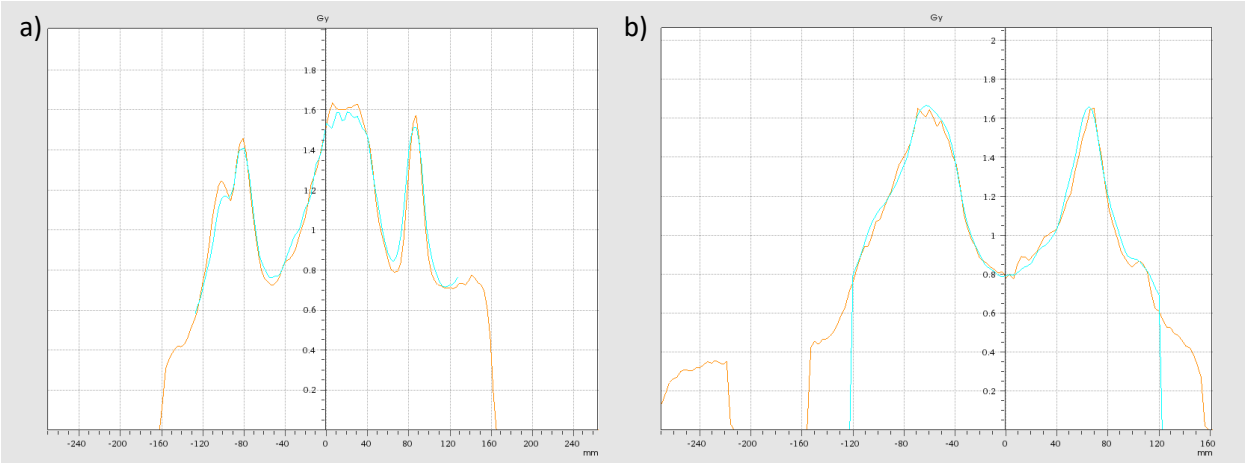
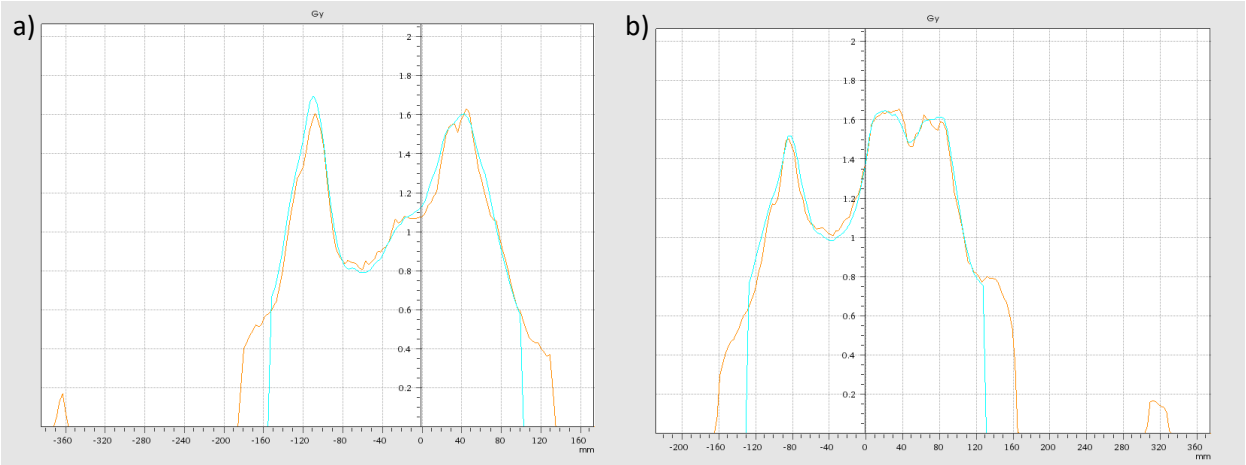


Imagen B.5. Perfiles a) Diagonal de pendiente positiva b) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Sagital

Imagen B.6. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad.

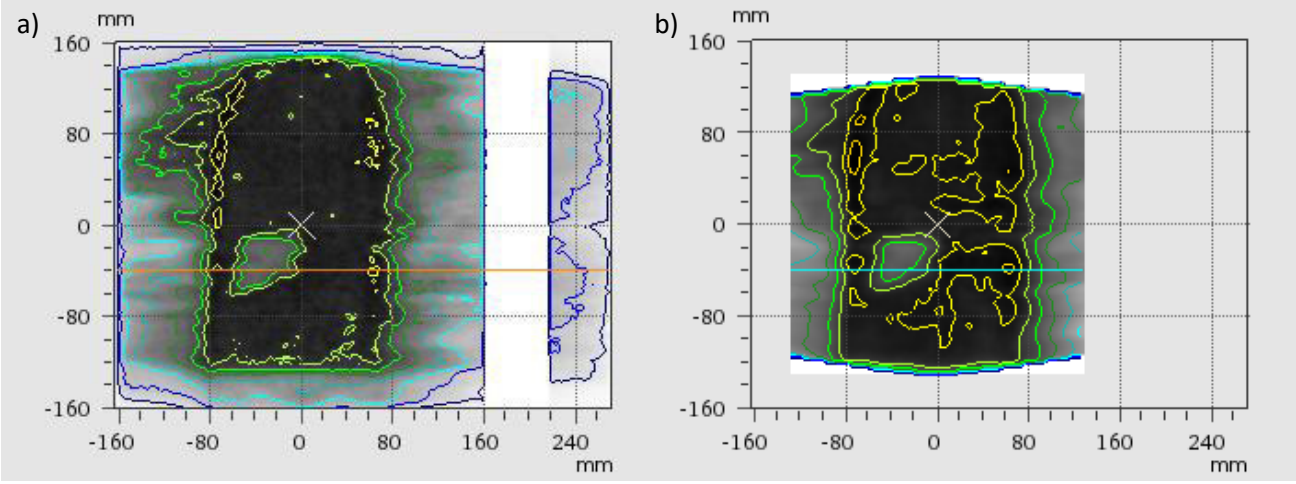


Imagen B.7. Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

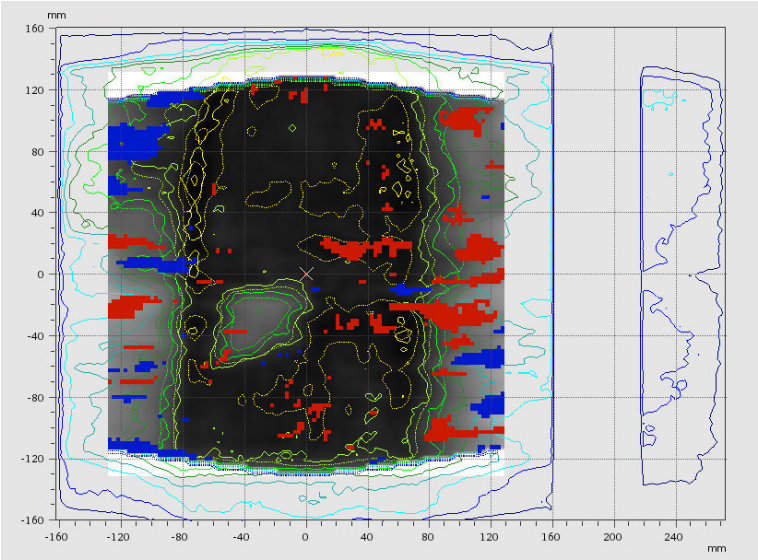
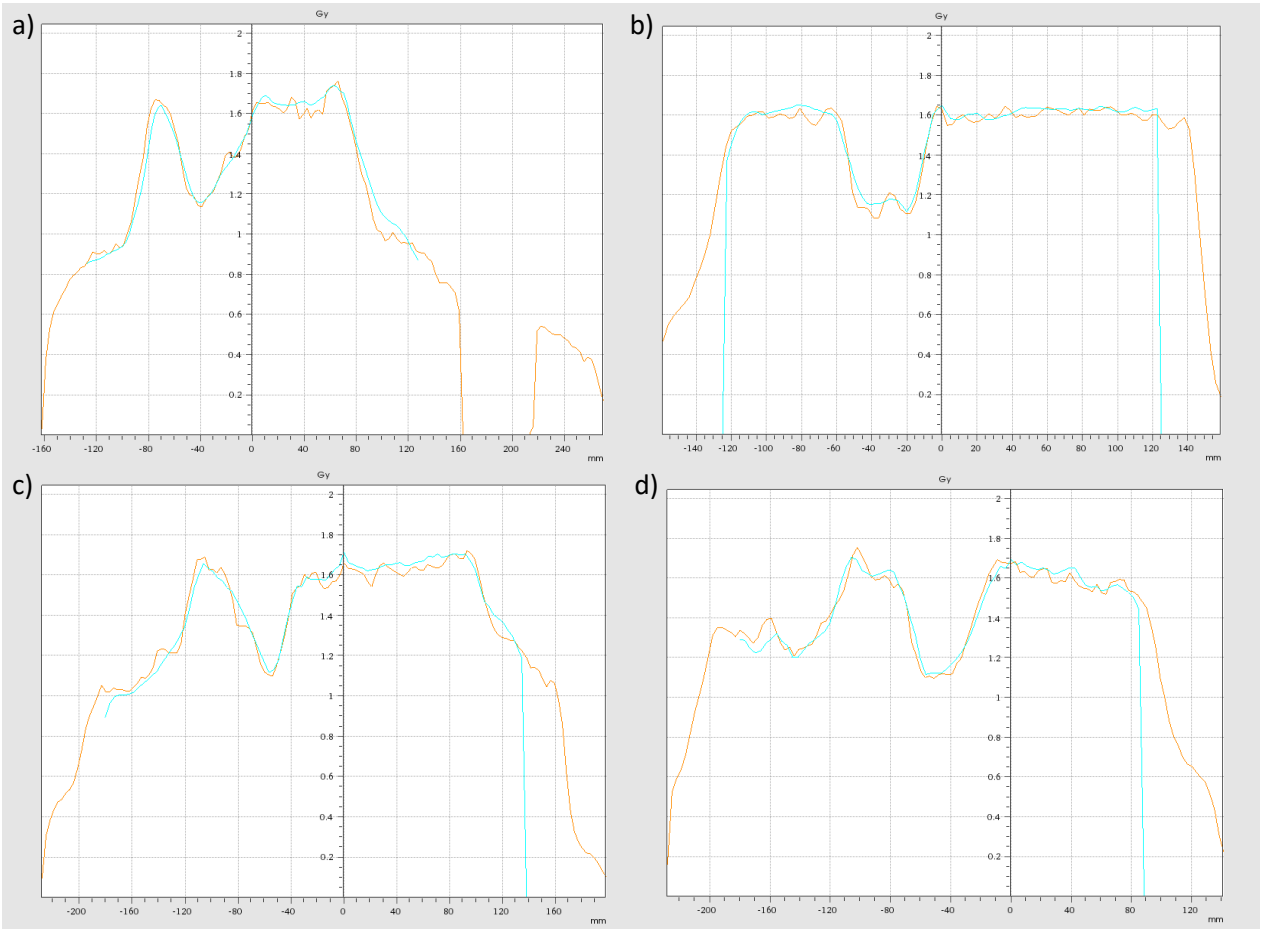


Imagen B.8. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Coronal

Imagen B.9. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad.
c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

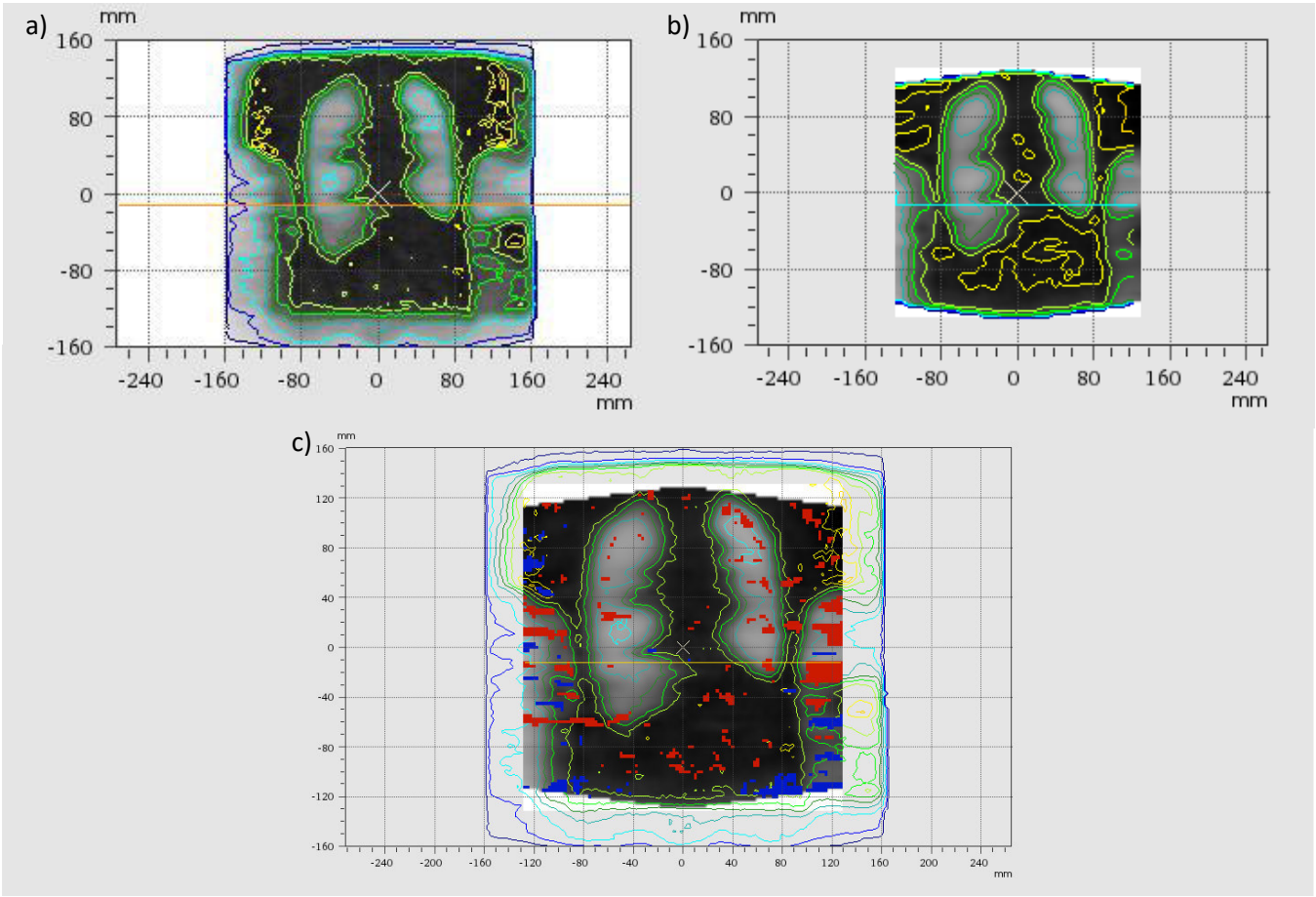
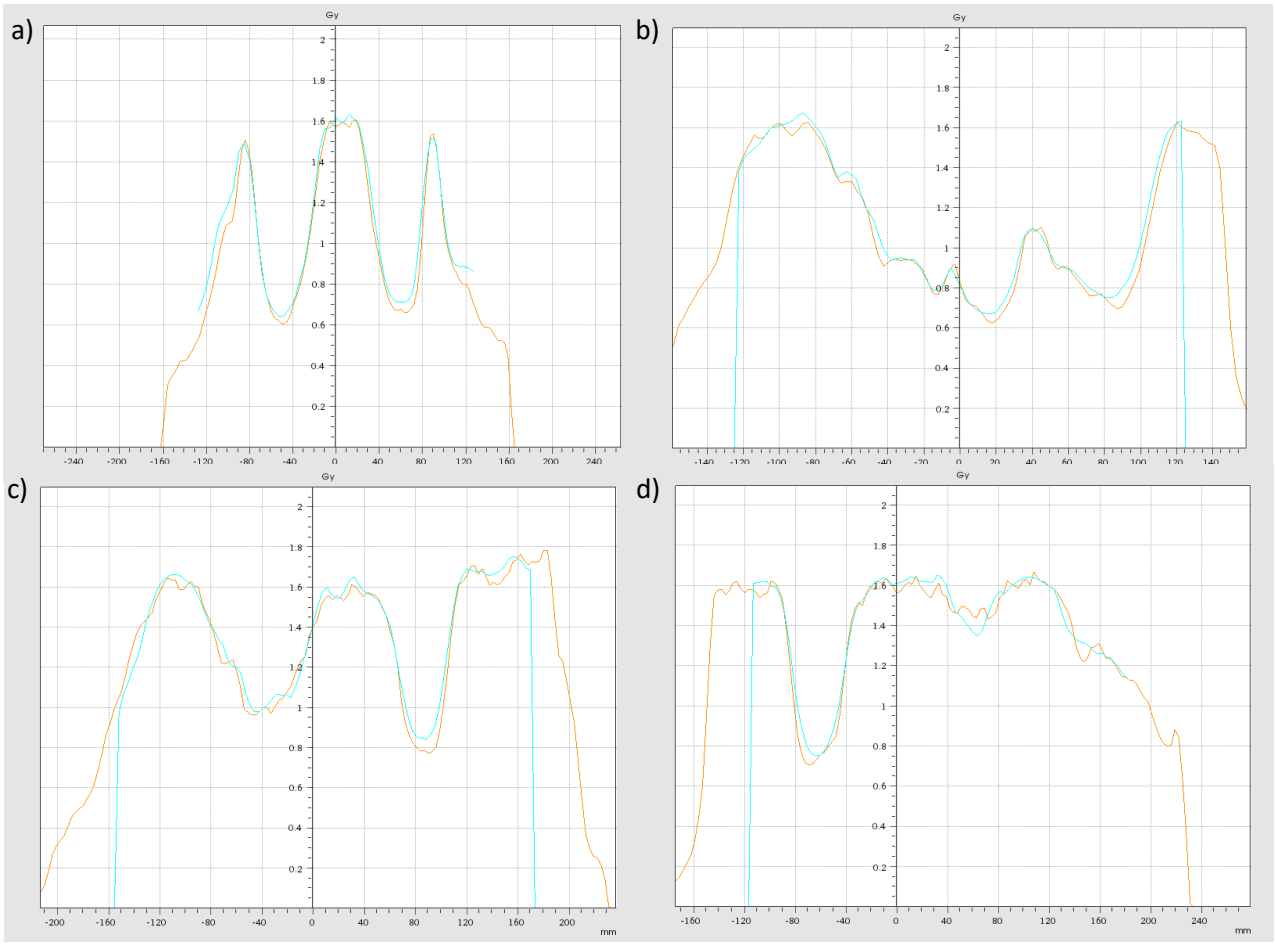


Imagen B.10. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.

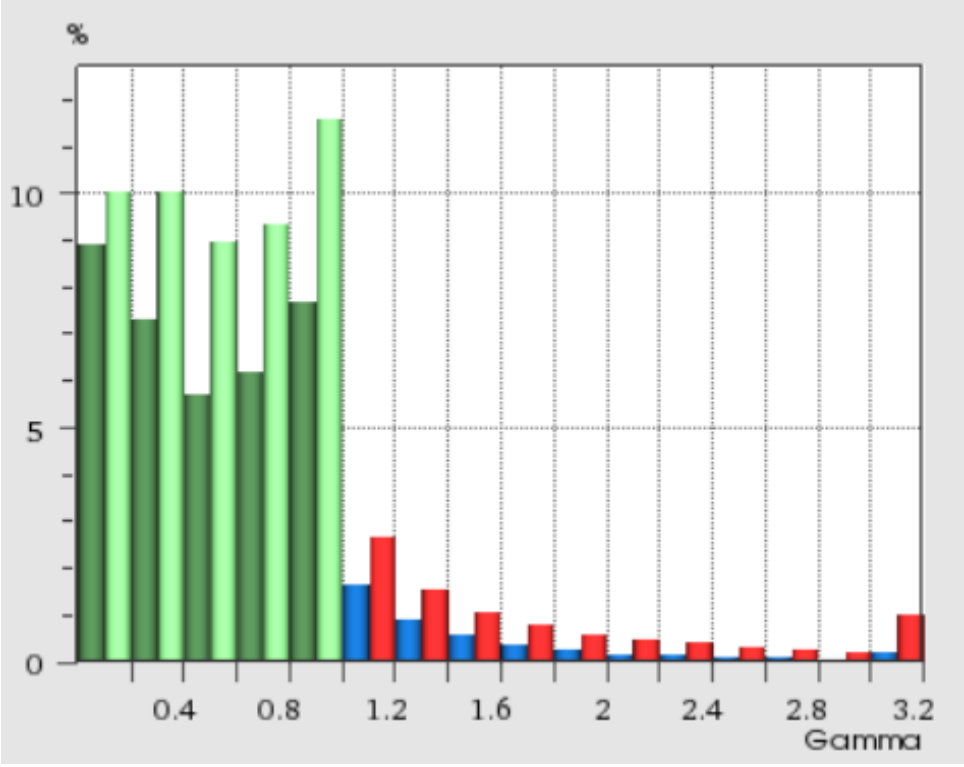


- Zona de solapamiento de arcos de los isocentros 2 y 3

Tabla B.2. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft.

Parámetros	3 mm Distancia al acuerdo 3 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	793 595 (71.2%)
	Pasaron	681 325 (85.9%)
	Fallaron	112 270 (14.1%)
	Resultado	85.9%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen B.11. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft en la zona de solapamiento del 2do y 3er arco con criterios de 3%/3mm.



Axial

Imagen B.12. Líneas de isodosis del corte axial a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

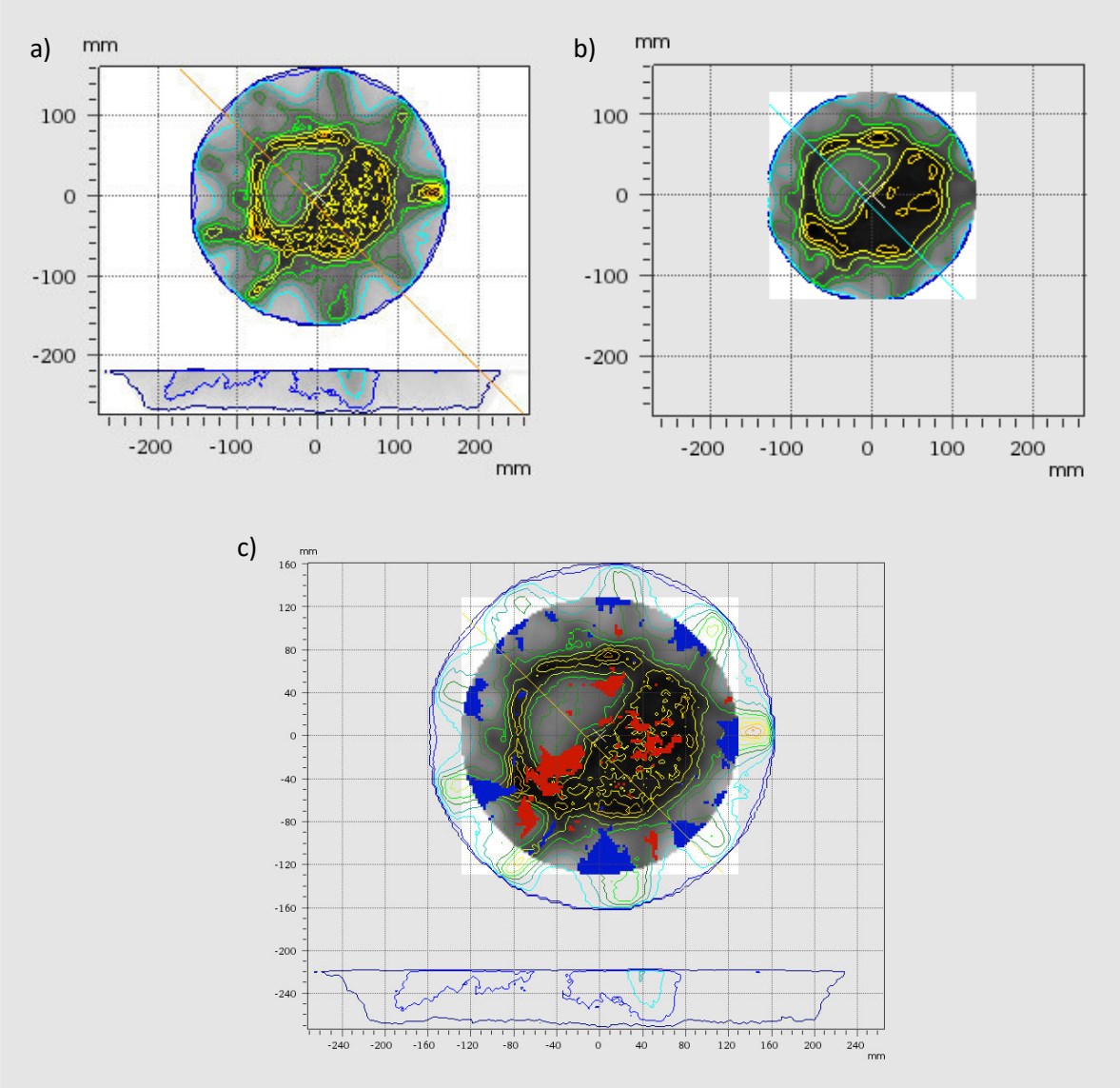
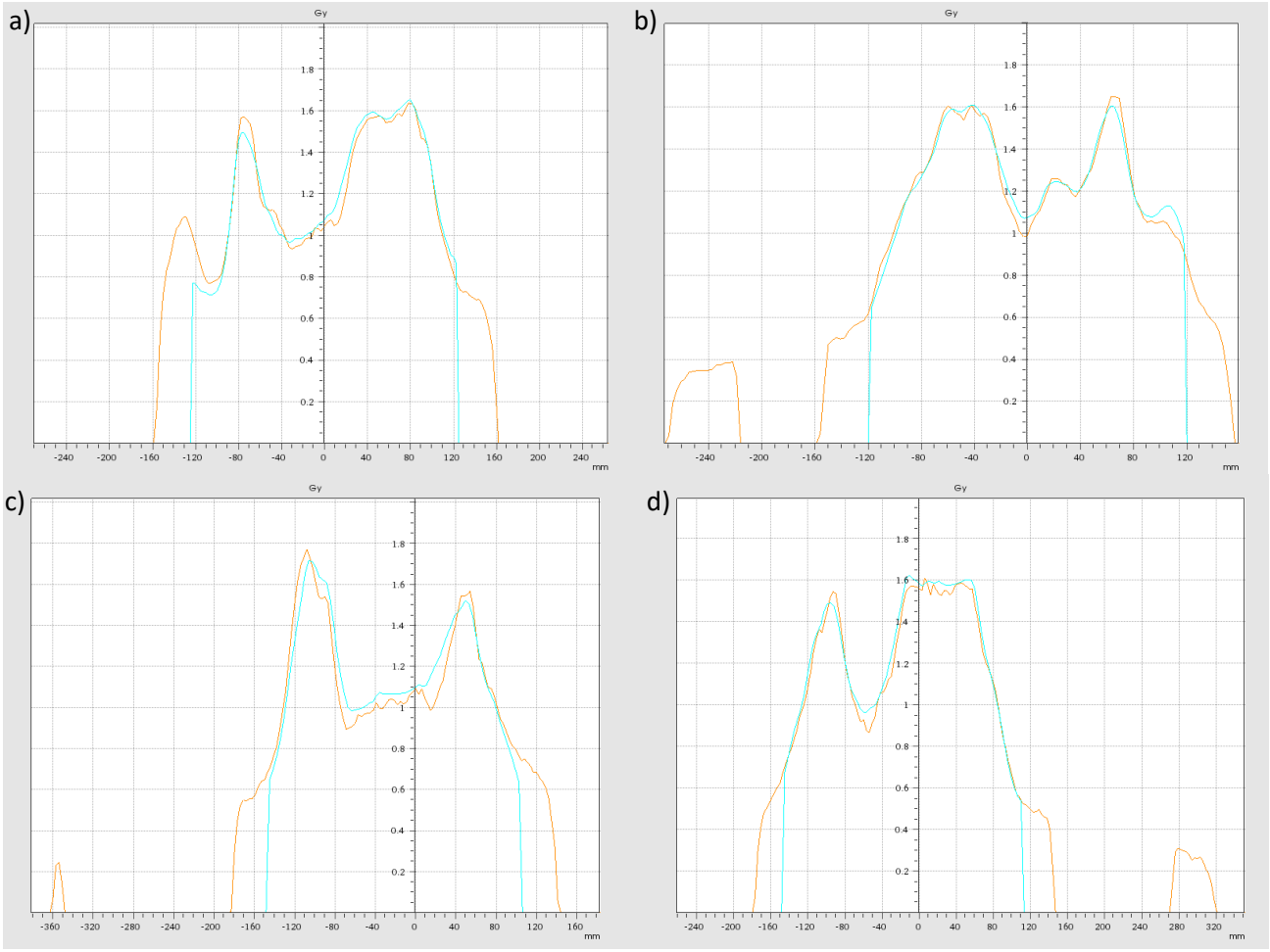


Imagen B.13. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Sagital

Imagen B.14. Líneas de isodosis del corte sagital a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

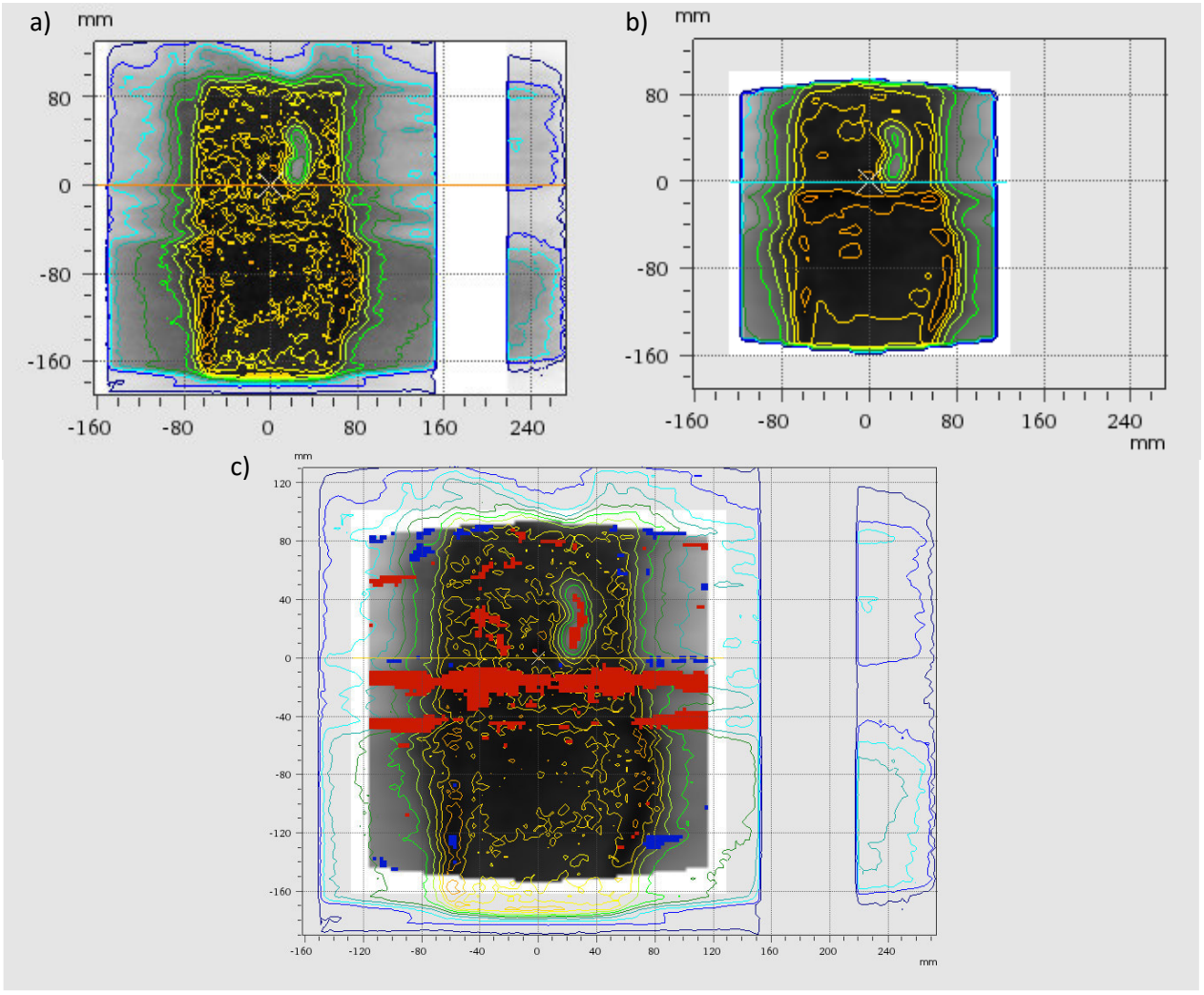
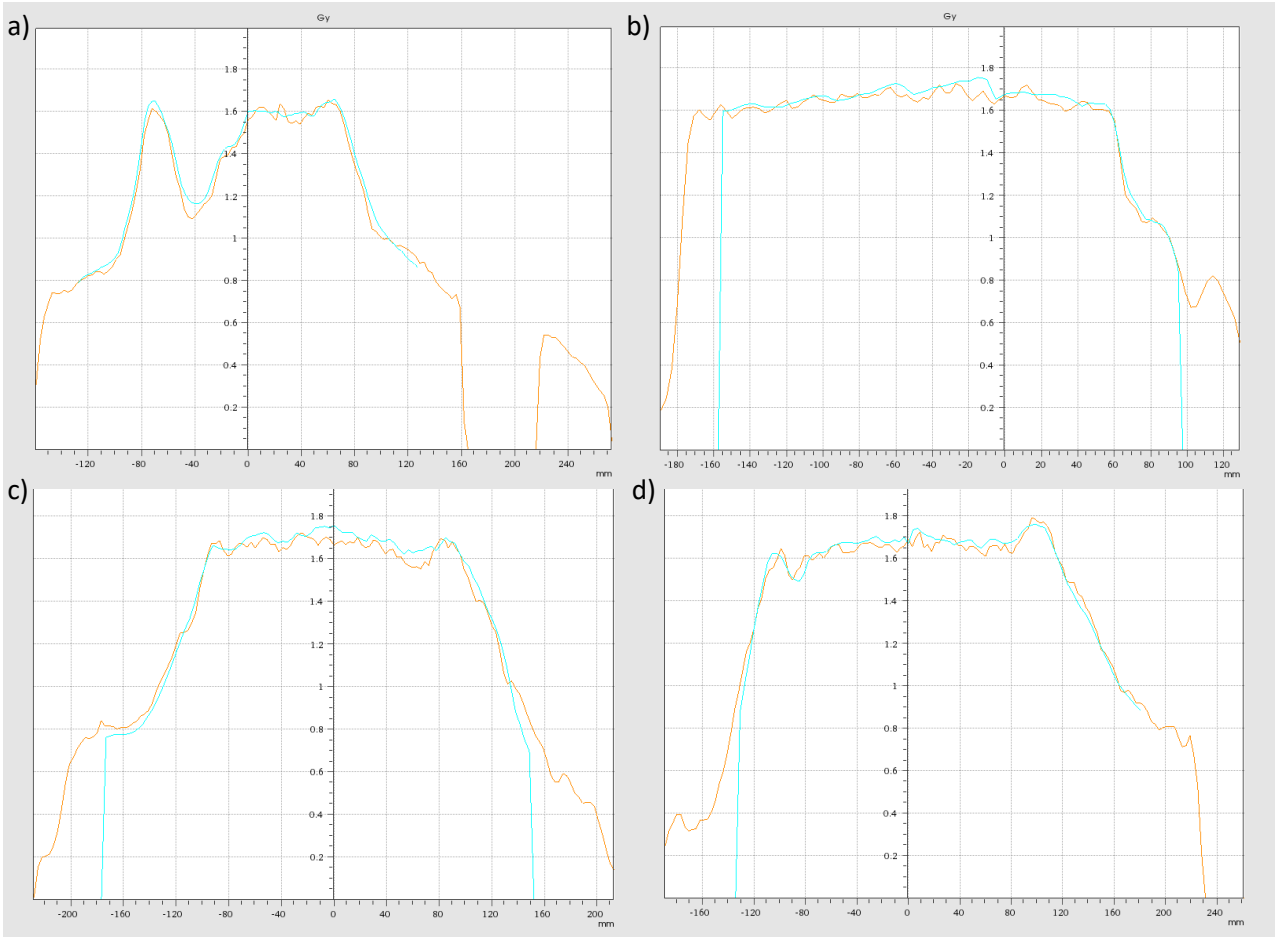


Imagen B.15. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



Coronal

Imagen B.16. Líneas de isodosis del corte coronal a) calculadas en el plan de tratamiento b) obtenidas en el control de calidad. c) Comparación entre la dosis calculada en el plan de tratamiento y la obtenida en el control de calidad.

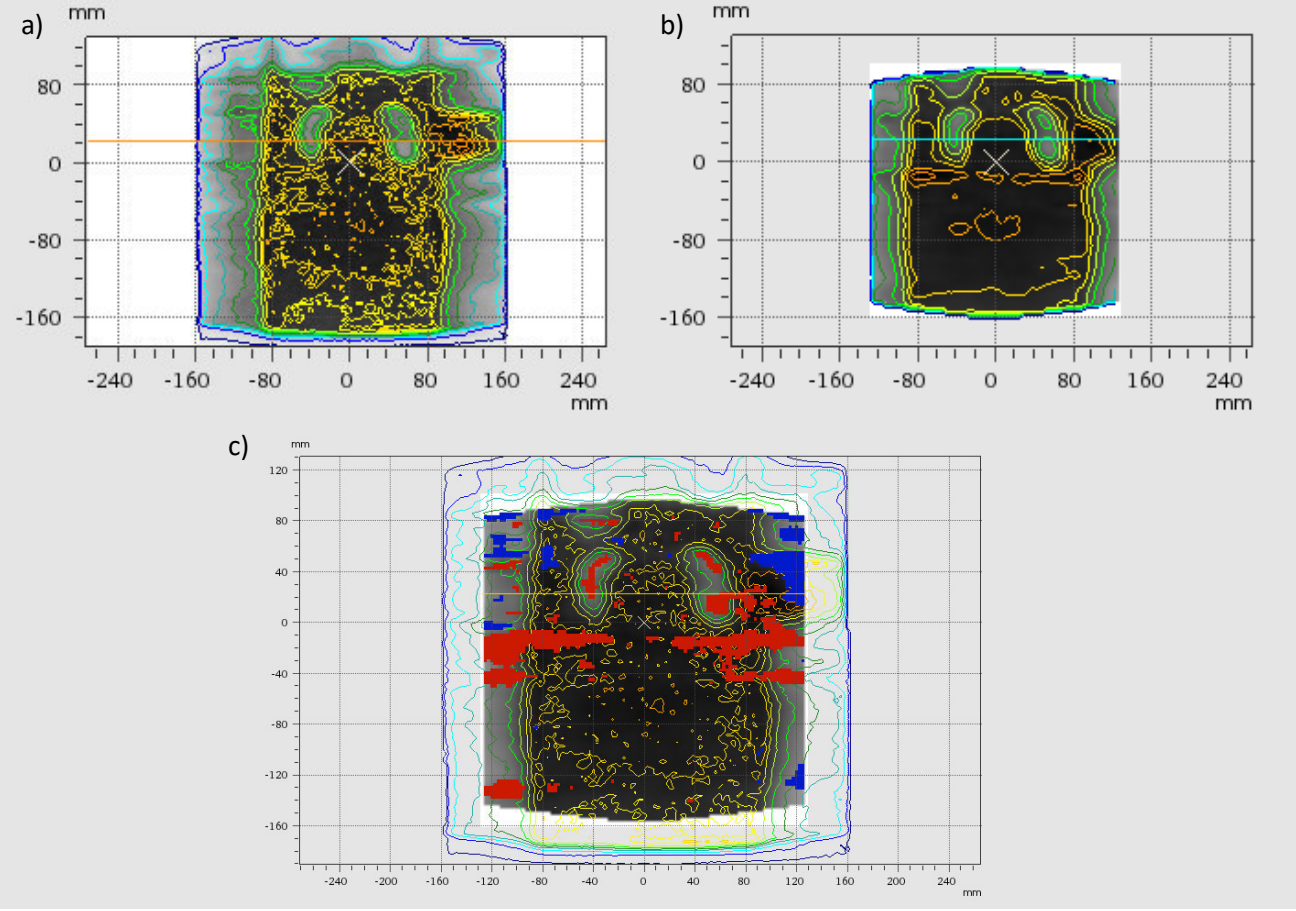
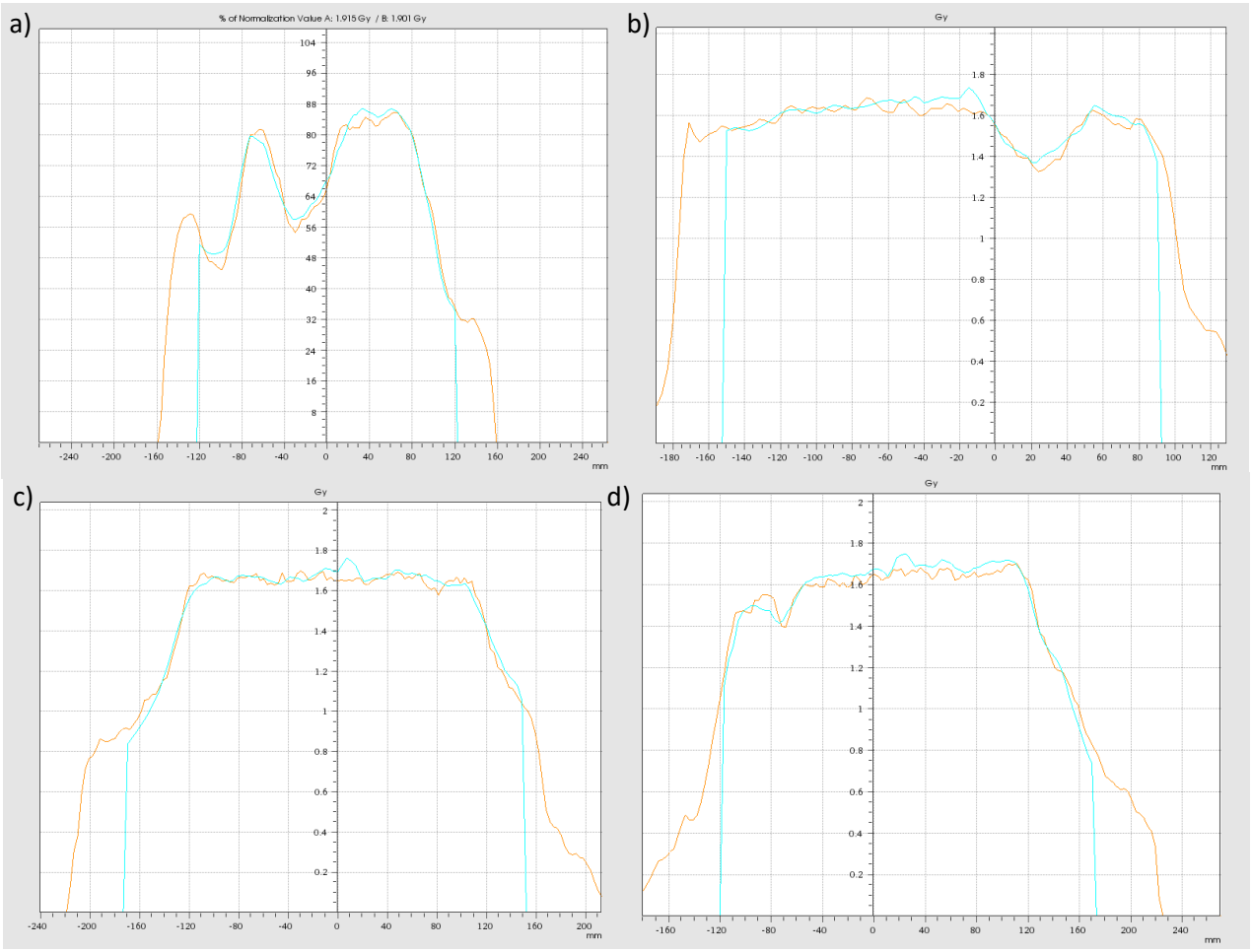


Imagen B.17. Perfiles a) LR (izquierda - derecha) b) TG (objetivo - cañón) c) Diagonal de pendiente positiva d) Diagonal de pendiente negativa de la distribución de dosis calculada en el TPS comparados con los de la distribución obtenida en el control de calidad.



ANEXO C

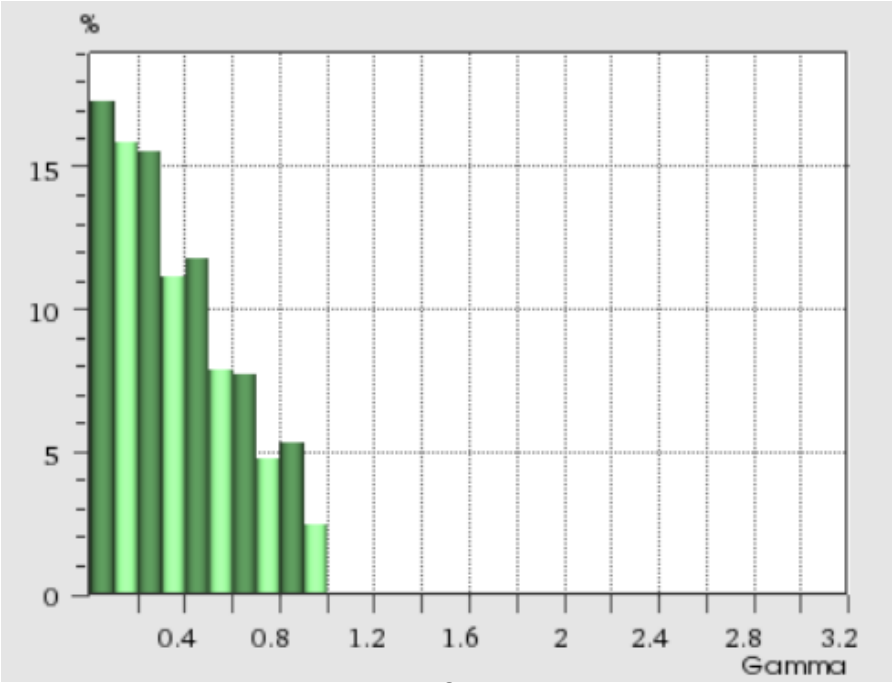
Evaluación gamma individual de isocentros

- Criterio de aceptación 5%/5mm en el Isocentro 1.

Tabla C.1. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft.

Parámetros	5 mm Distancia al acuerdo 5 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	608 465 (54.6%)
	Pasaron	608 393 (100%)
	Fallaron	72 (0%)
	Resultado	100%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen C.1. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 1er isocentro con criterios de 5%/5mm.

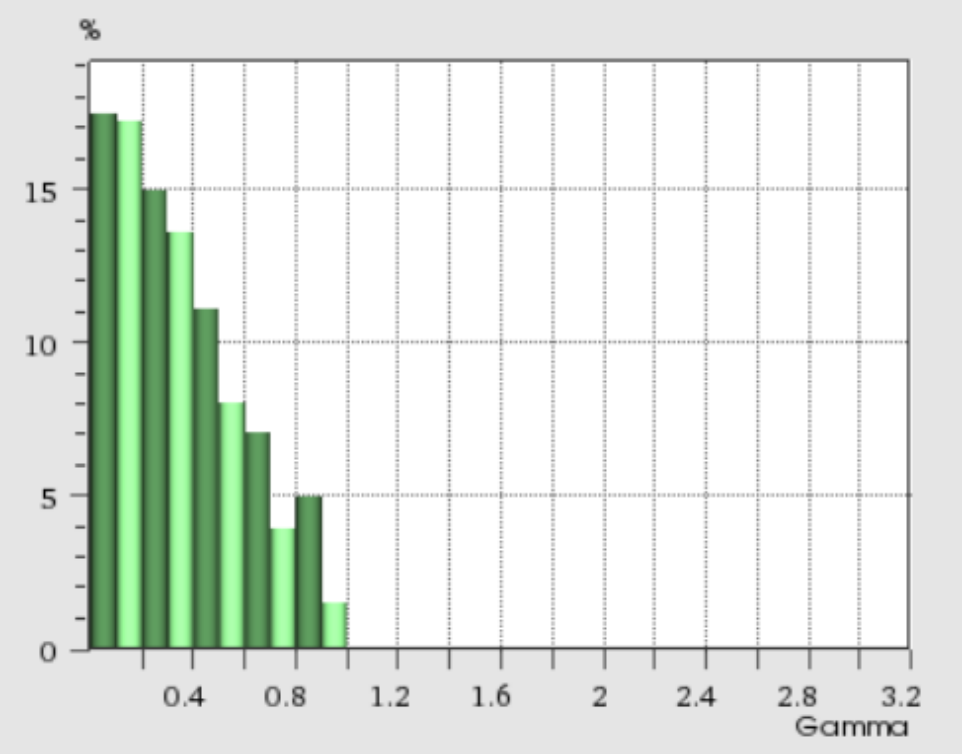


- Criterio de aceptación 5%/5mm en el Isocentro 2.

Tabla C.2. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft.

Parámetros	5 mm Distancia al acuerdo 5 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	645 088 (57.9%)
	Pasaron	645 023 (100%)
	Fallaron	65(0%)
	Resultado	100%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen C.2. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 2do isocentro con criterios de 5%/5mm.

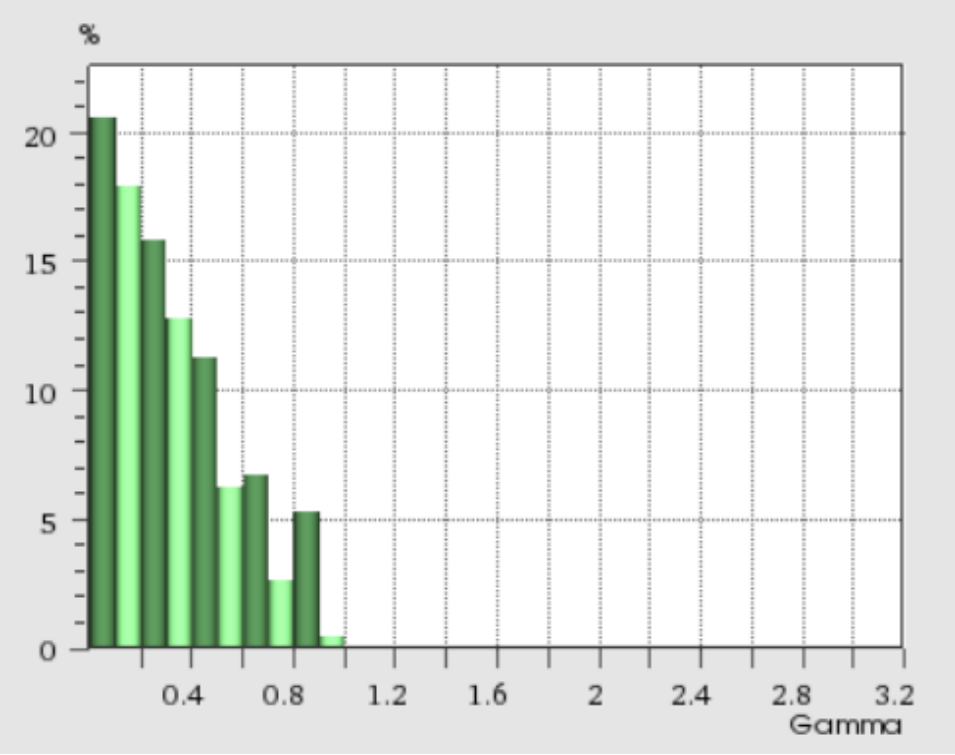


- Criterio de aceptación 5%/5mm en el Isocentro 3.

Tabla C.3. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft.

Parámetros	5 mm Distancia al acuerdo 5 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	636 208 (57.1%)
	Pasaron	635 849 (99.9%)
	Fallaron	359(0.1%)
	Resultado	99.9%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen C.3. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 3er isocentro con criterios de 5%/5mm.

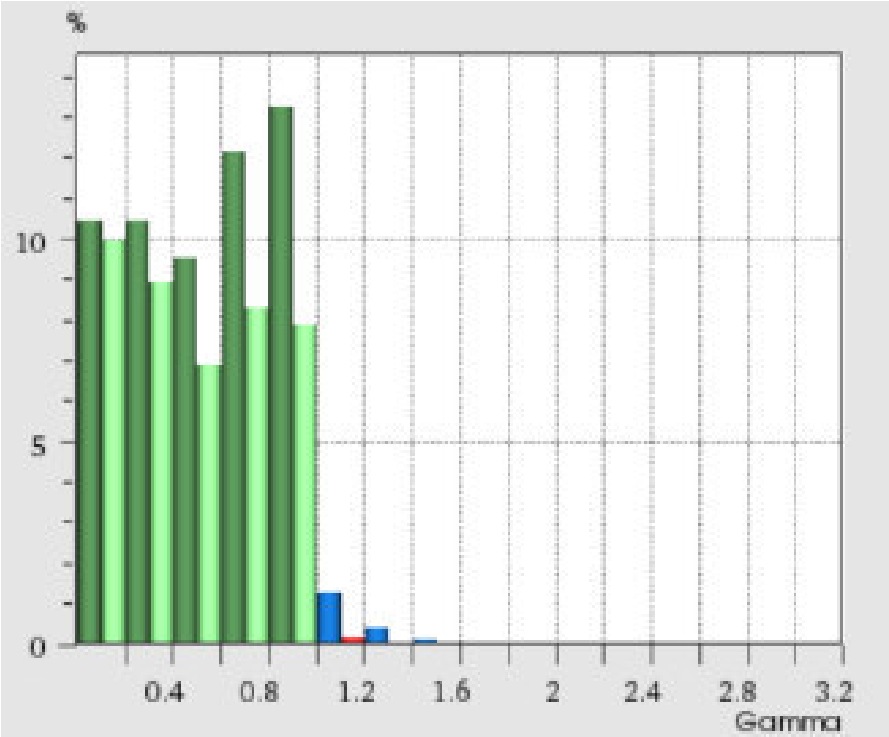


- Criterio de aceptación 3%/3mm en el Isocentro 1.

Tabla C.4. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft

Parámetros	3 mm Distancia al acuerdo 3 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	608 465 (54.6%)
	Pasaron	595 698 (97.9%)
	Fallaron	12 767(2.1%)
	Resultado	97.9%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen C.4. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 1er isocentro con criterios de 3%/3mm.

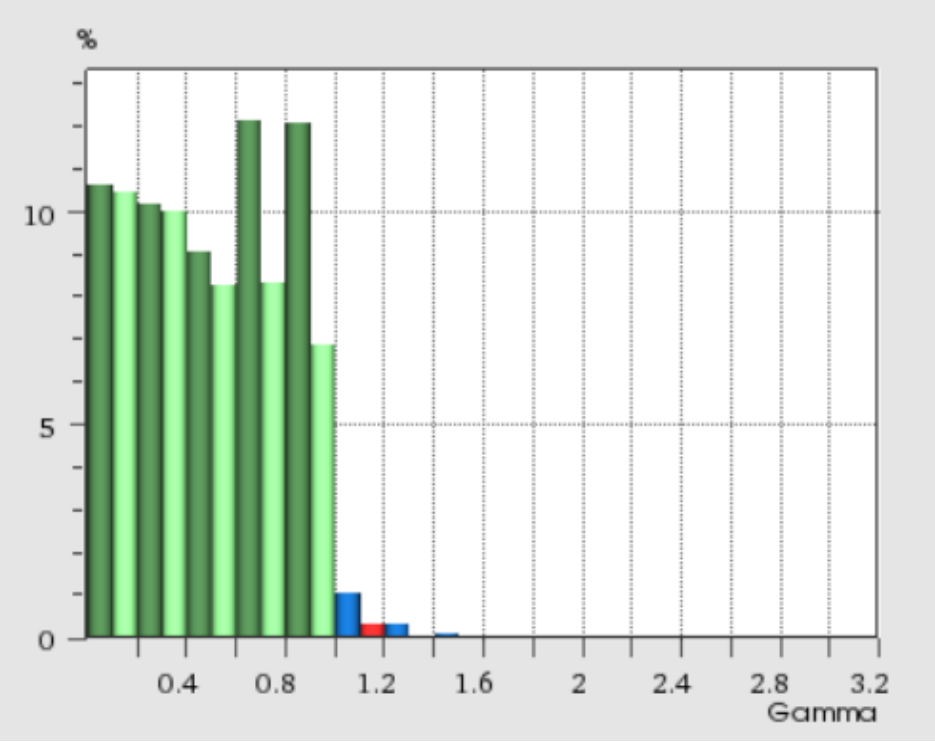


- Criterio de aceptación 3%/3mm en el Isocentro 2.

Tabla C.5. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft.

Parámetros	3 mm Distancia al acuerdo 3 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	645 088 (57.9%)
	Pasaron	632 129 (98%)
	Fallaron	12 959(2%)
	Resultado	98%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen C.5. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 2do isocentro con criterios de 3%/3mm.

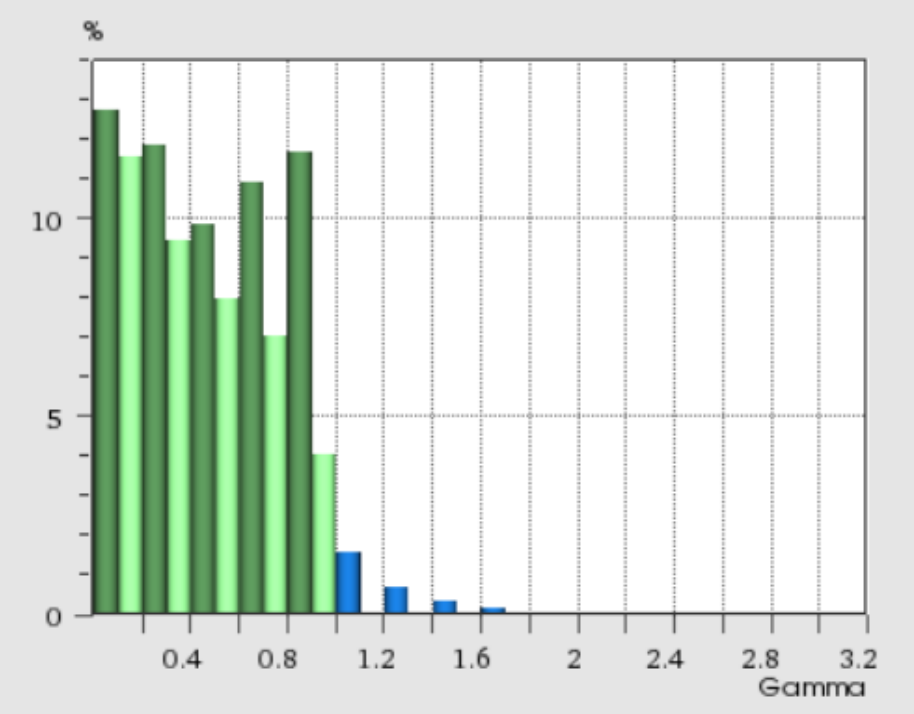


- Criterio de aceptación 3%/3mm en el Isocentro 3.

Tabla C.6. Estadísticas obtenidas en el análisis gamma en el software Verisoft.

Parámetros	3 mm Distancia al acuerdo 3 % Diferencia de dosis referente a la máx dosis del volumen calculado Suprimir dosis por debajo del 10% del valor normalizado	
Estadísticas	Número de vóxels	1 113 945
	Vóxeles evaluados	636 208 (57.1%)
	Pasaron	617 271 (97%)
	Fallaron	18 937(3%)
	Resultado	97%
Configuración	Criterio para pasar	Gamma ≤ 1.0
	Verde	90% a 100%
	Amarillo	75% a 90%
	Rojo	0% a 75%

Imagen C.6. Resultados de la evaluación gamma en el software VeriSoft del 3er isocentro con criterios de 3%/3mm.



ANEXO D

Gráficos de comparación de tasa de aprobación en la evaluación de los tres isocentros.

- Isocentros

Imagen D.1. Comparación de la tasa de aprobación en los tres isocentros para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm.

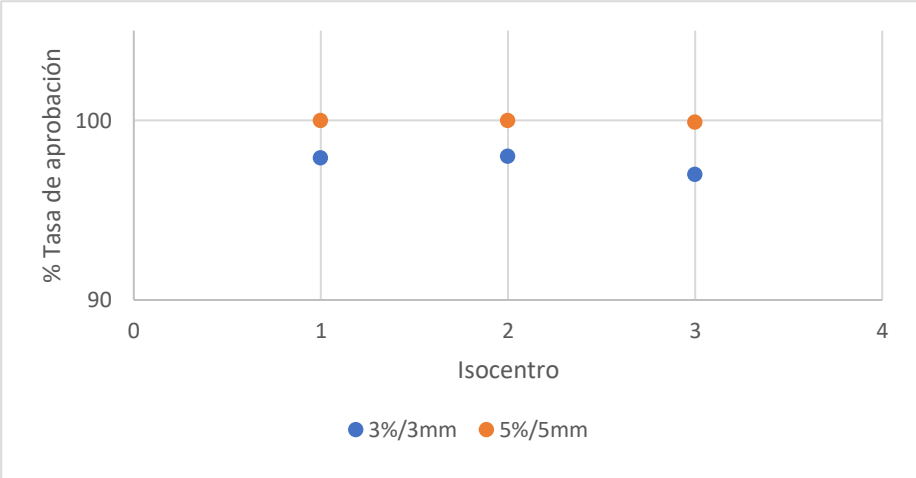


Imagen D.2. Comparación de la tasa de aprobación en el primer isocentro para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm.

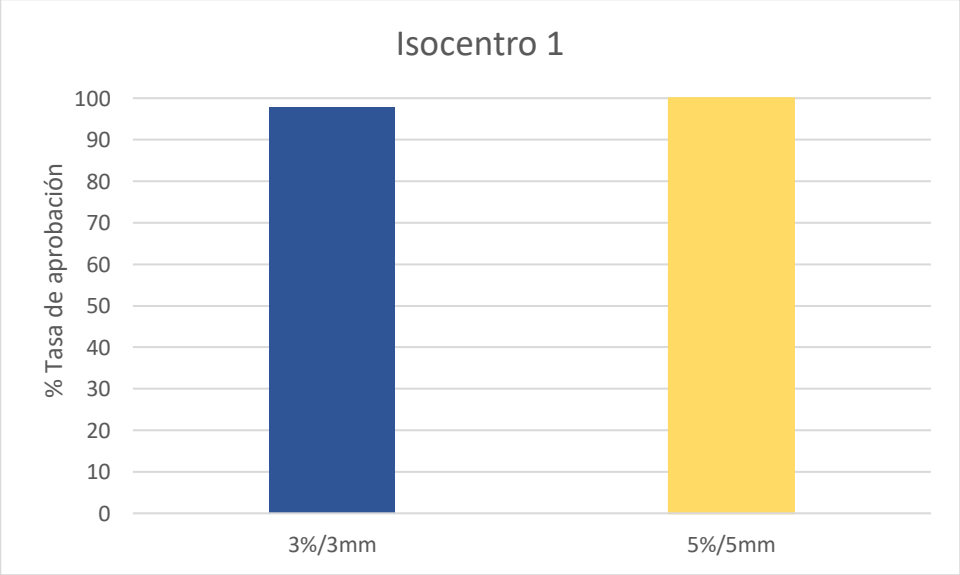


Imagen D.3. Comparación de la tasa de aprobación del segundo isocentro para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm.

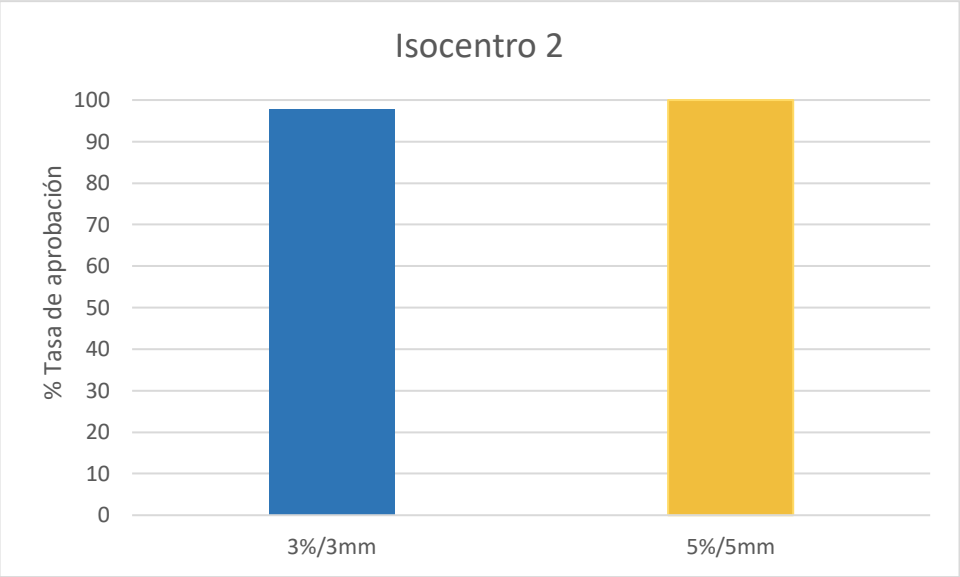
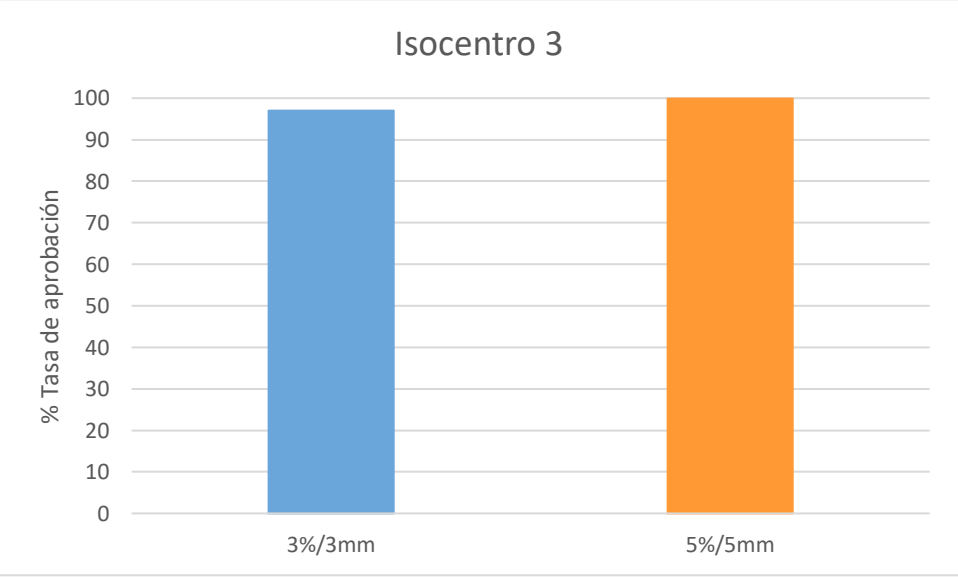


Imagen D.4. Comparación de la tasa de aprobación del tercer isocentro para criterios de aceptación de 3%/3mm y 5%/5mm.



ANEXO E

Reportes de análisis gamma en el software VeriSoft

- Zona de solapamiento de los arcos de los isocentros 1 y 2 con 5%/5mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

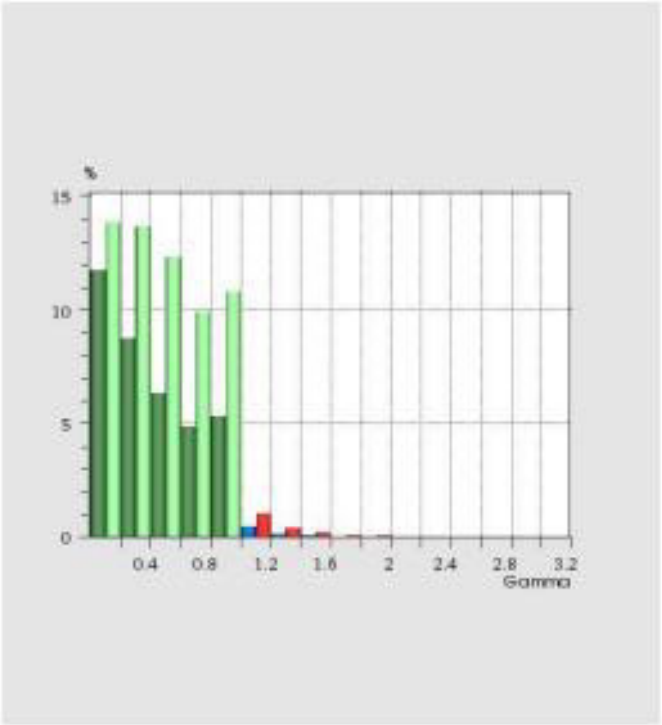
5.0 mm Distance-To-Agreement
5.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 2.052 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	793,595 (71.2 %)
Passed	772,570 (97.4 %)
Failed	21,025 (2.6 %)
Result	97.4 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Zona de solapamiento de los arcos de los isocentros 2 y 3 con 5%/5mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

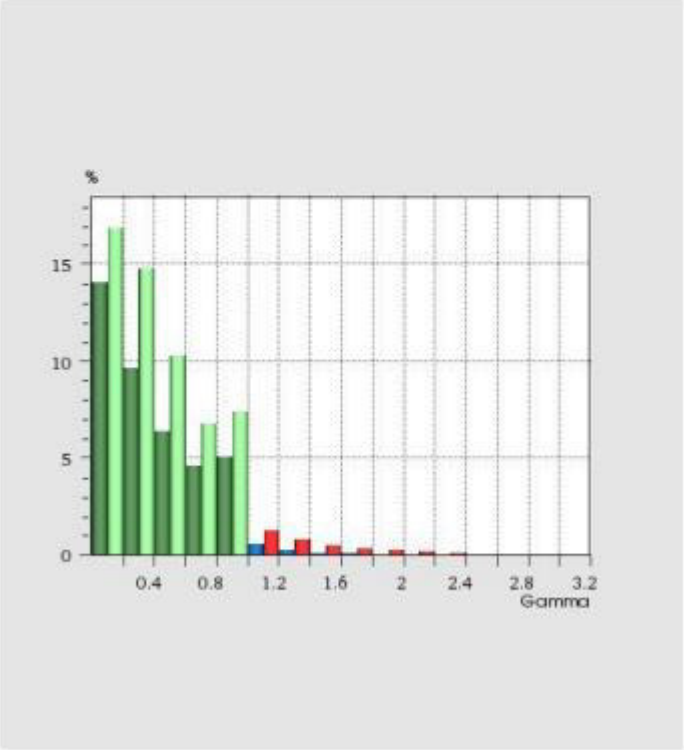
5.0 mm Distance- To- Agreement
5.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 1.901 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	793,595 (71.2 %)
Passed	759,079 (95.7 %)
Failed	34,516 (4.3 %)
Result	95.7 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Zona de solapamiento de los arcos de los isocentros 1 y 2 con 3%/3mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

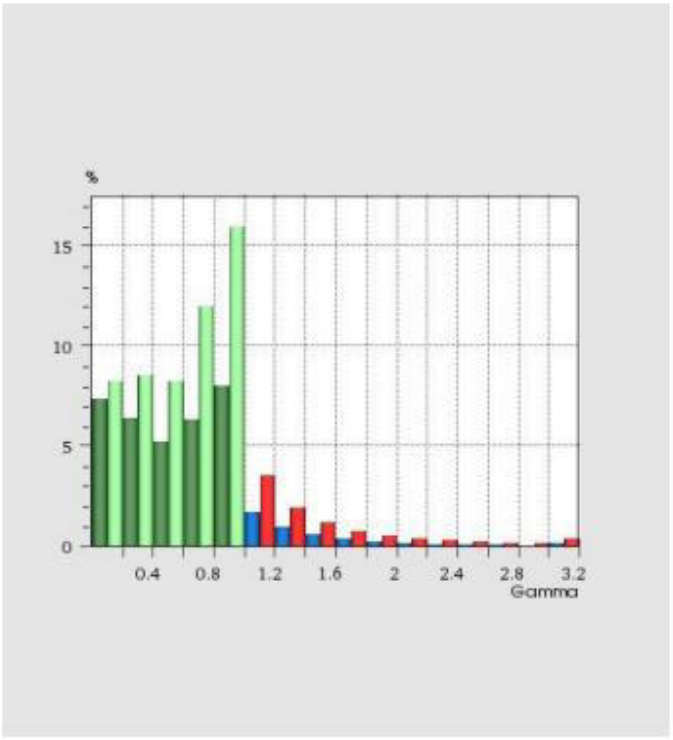
3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 2.052 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	793,595 (71.2 %)
Passed	683,316 (86.1 %)
Failed	110,279 (13.9 %)
Result	86.1 % (Yellow)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Zona de solapamiento de los arcos de los isocentros 2 y 3 con 3%/3mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

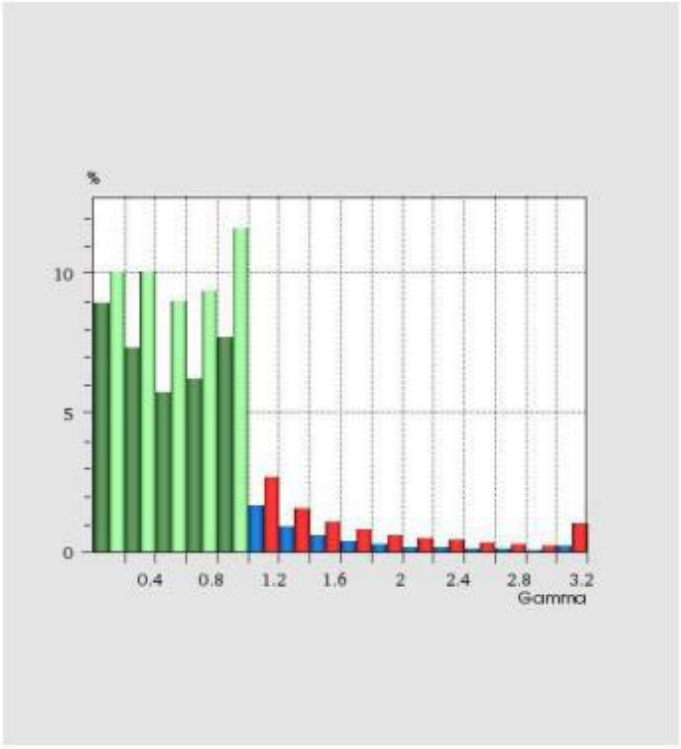
3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 1.901 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	793,595 (71.2 %)
Passed	681,325 (85.9 %)
Failed	112,270 (14.1 %)
Result	85.9 % (Yellow)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Isocentro 1 con 5%/5mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

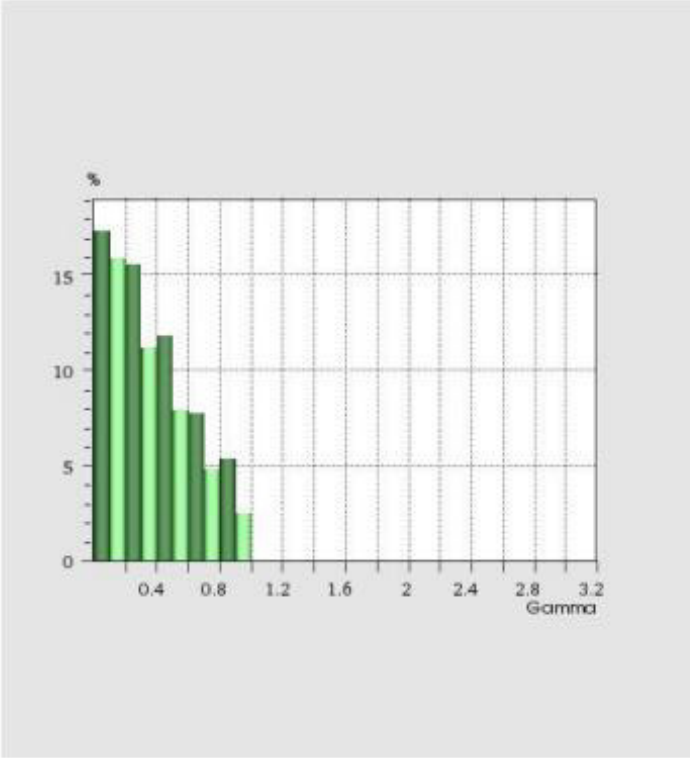
5.0 mm Distance- To- Agreement
5.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 2.051 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	608,465 (54.6 %)
Passed	608,393 (100.0 %)
Failed	72 (0.0 %)
Result	100.0 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Isocentro 2 con 5%/5mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

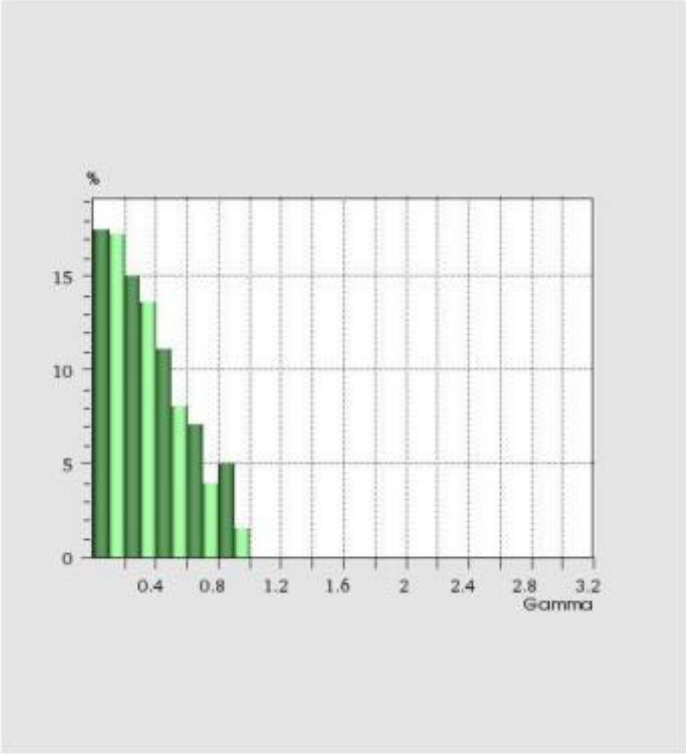
5.0 mm Distance- To- Agreement
5.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 1.728 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	645,088 (57.9 %)
Passed	645,023 (100.0 %)
Failed	65 (0.0 %)
Result	100.0 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Isocentro 3 con 5%/5mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

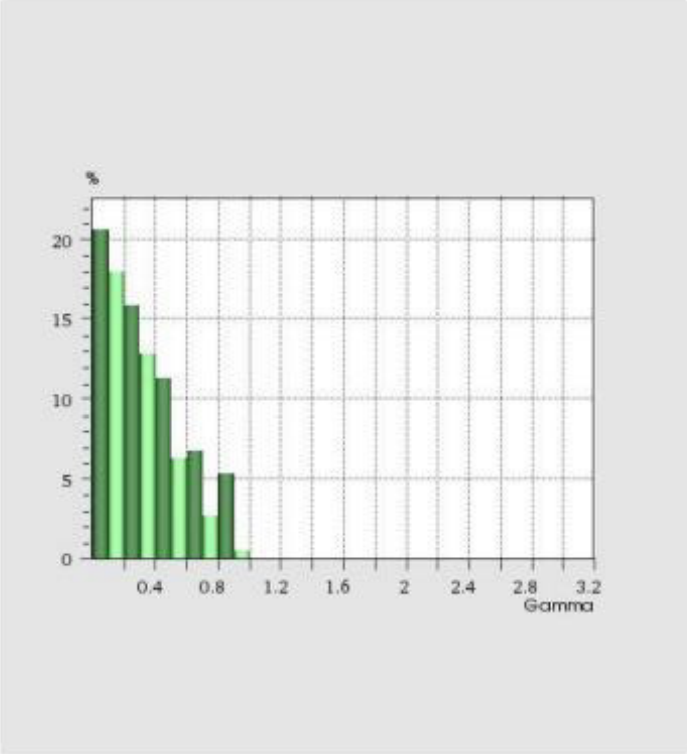
5.0 mm Distance- To- Agreement
5.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 1.741 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	636,208 (57.1 %)
Passed	635,849 (99.9 %)
Failed	359 (0.1 %)
Result	99.9 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Isocentro 1 con 3%/3mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

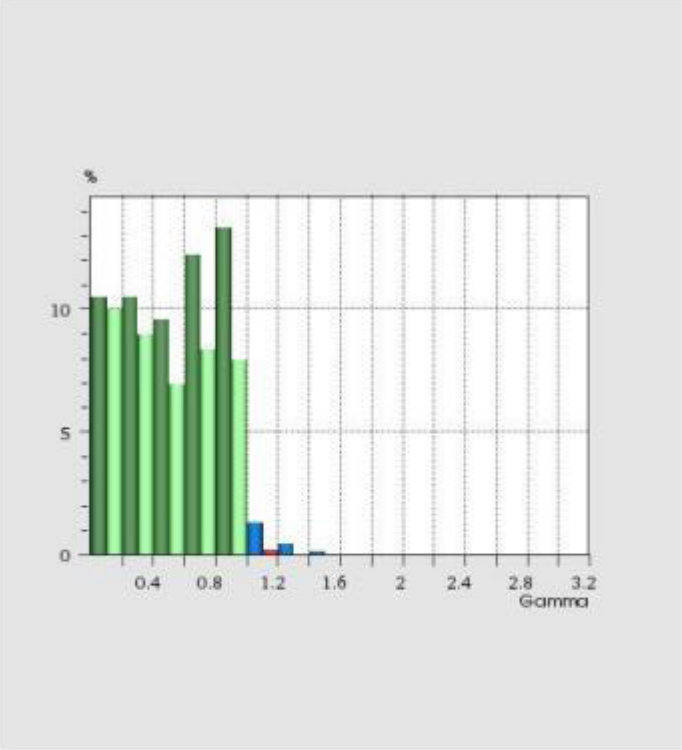
3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 2.051 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	608,465 (54.6 %)
Passed	595,698 (97.9 %)
Failed	12,767 (2.1 %)
Result	97.9 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Isocentro 2 con 3%/3mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

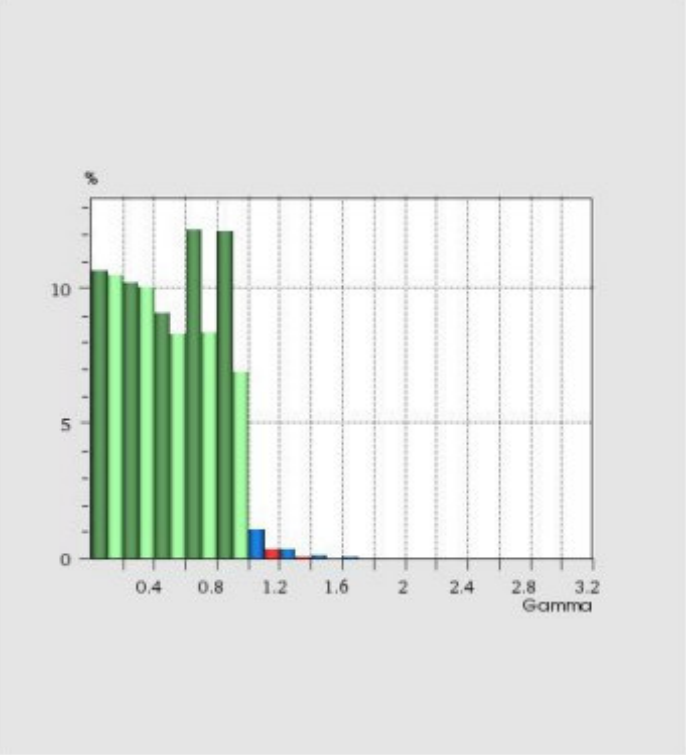
3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 1.728 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	645,088 (57.9 %)
Passed	632,129 (98.0 %)
Failed	12,959 (2.0 %)
Result	98.0 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.

- Isocentro 3 con 3%/3mm.

Administrative Data

Institution	
Physicist	
PatientID	000124
Patient Name	FANTOMA NINO, AP
Comment	

Volume Analysis - Parameters

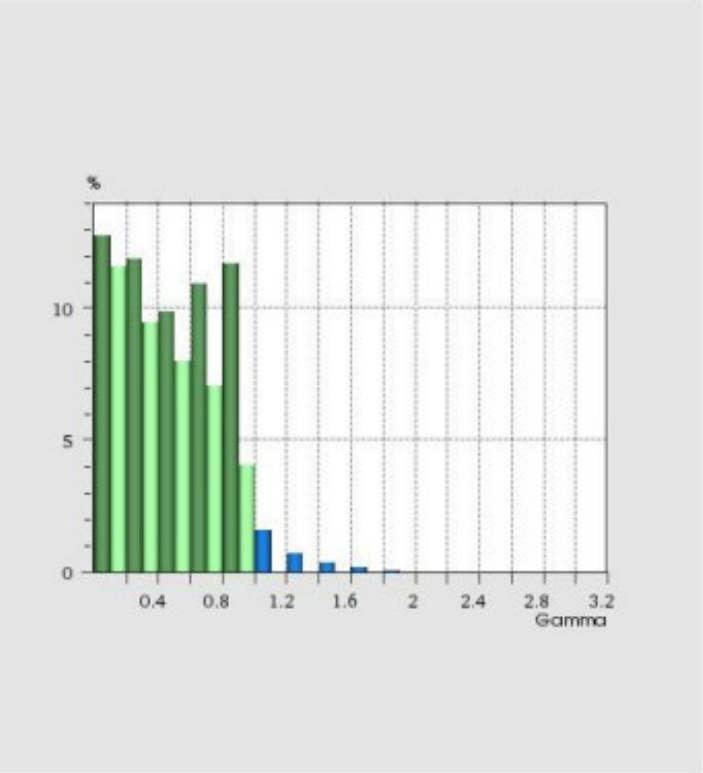
3.0 mm Distance- To- Agreement
3.0 % Dose difference with ref. to max. dose of calculated volume
Suppress dose below 10.0 % of the normalization value (= 1.741 Gy) of Data Set B
Option "Use 2nd and 3rd pass" selected

Statistics

Number of Voxels	1,113,945
Evaluated Voxels	636,208 (57.1 %)
Passed	617,271 (97.0 %)
Failed	18,937 (3.0 %)
Result	97.0 % (Green)

Settings

Passing criteria	Gamma ≤ 1.0
Green	90.0 % to 100.0 %
Yellow	75.0 % to 90.0 %
Red	0.0 % to 75.0 %



I hereby confirm that I have checked all data mentioned above and that the radiologic treatment according to this data shall / shall not proceed.