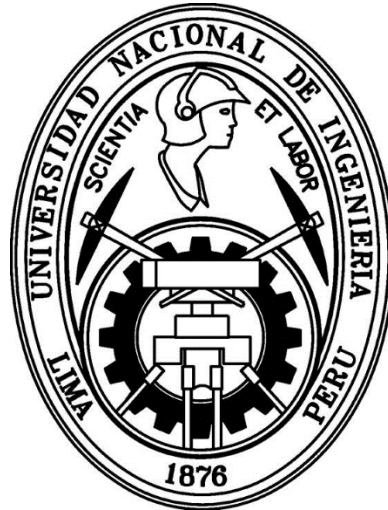


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS

UNIDAD DE POSGRADO Y SEGUNDA ESPECIALIZACIÓN
PROFESIONAL



**“CONTROL DE CALIDAD DE RADIOCIRUGÍA
ESTEREOTÁXICA DE MÚLTIPLES METÁSTASIS
INTRACRANEALES CON ARCOTERAPIA
VOLUMÉTRICA MODULADA, USANDO PELÍCULAS
DOSIMÉTRICAS Y TLD”**

TESIS

PARA OPTAR EL GRADO ACADÉMICO DE MAESTRO EN CIENCIAS
CON MENCIÓN EN FÍSICA MÉDICA

ELABORADO POR:

ANDRÉS MIGUEL GONZALES GÁLVEZ

ASESOR:

DR. MODESTO EDILBERTO MONTOYA ZAVALA

LIMA – PERÚ

2018

Dedicatoria

Todo el esfuerzo y desempeño puesto en este trabajo es dedicado a mis padres, Edith y Miguel, que me inculcaron buenos principios y valores, a mi querida esposa Alicia Milagros, por su amor incondicional, y al nuevo miembro de la familia, mi bebé.

Agradecimientos

En primer lugar, quiero agradecer a Dios, porque sin Él, nada de esto hubiera sido posible. Ya que Él me da la fortaleza necesaria para poder alcanzar mis metas.

Agradezco al Chao Family Comprehensive Cancer Center, Centro de Radioterapia de la Universidad de California (UC Irvine), California, Estados Unidos. Y a la vez, un profundo agradecimiento a Dante Roa, Ph.D., Físico Médico Peruano, que labora en el UC Irvine, y al que considero un gran amigo.

A la Universidad Nacional de Ingeniería, al Instituto Peruano de Energía Nuclear, y a los respectivos profesores de la maestría en Ciencias con mención en Física Médica, por formar parte de mi desarrollo profesional en el área de Física Médica.

A Mobius Medical Systems, LP, por el apoyo brindado para la utilización y manejo del software DoseLab Pro.

A mi asesor, el Dr. Modesto Montoya, por sus enseñanzas, por compartir su experiencia profesional y su buen humor. Sobre todo, porque es una persona que lucha por sacar adelante a la Física Médica en el Perú, siendo fundador de la Maestría en Ciencias con mención en Física Médica.

A todos aquellos que de una u otra manera colaboraron con un granito de arena para que cumpliera con esta meta.

A todos, ¡Muchas Gracias!

CONTENIDO

| | |
|-----------------------------|----|
| LISTA DE TABLAS | 7 |
| LISTA DE FIGURAS | 8 |
| LISTA DE ABREVIATURAS | 15 |
| RESUMEN | 16 |
| ABSTRACT | 17 |
| INTRODUCCIÓN | 18 |

CAPÍTULO 1

| | |
|---|-----------|
| FUNDAMENTO TEÓRICO | 20 |
| 1.1. Radiocirugía Estereotáxica usando la técnica de VMAT | 20 |
| 1.2. Índice de conformidad | 22 |
| 1.3. Acuerdo de Distancia (DTA) | 23 |
| 1.3.1. Criterios de dosis absorbida y DTA | 24 |
| 1.4. Algoritmo de cálculo gamma (γ) | 24 |
| 1.5. Prueba de Normalización Acordada (NAT) | 27 |
| 1.6. Películas Radiocrómicas Gafchromic EBT3 | 28 |

CAPÍTULO 2

| | |
|---|-----------|
| METODOLOGÍA | 31 |
| 2.1. Caracterización de la película Gafchromic EBT3 | 31 |
| 2.1.1. Repetibilidad | 33 |
| 2.1.2. Reproducibilidad y estabilidad | 34 |
| 2.1.3. Linealidad y sensibilidad | 34 |
| 2.1.4. Dependencia energética | 34 |
| 2.1.5. Dependencia de la tasa de dosis | 34 |

| | | |
|--------|---|----|
| 2.1.6. | Desvanecimiento | 34 |
| 2.2. | Planificación SRS con VMAT | 35 |
| 2.2.1. | Tomografía a <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 35 |
| 2.2.2. | Definición de volúmenes | 38 |
| 2.2.3. | Configuración de los haces de radiación | 39 |
| 2.2.4. | Índice de conformidad | 40 |
| 2.3. | Calibración de la película radiocrómica EBT3 | 40 |
| 2.3.1. | Protocolo de escaneo y obtención de la curva sensitométrica | 41 |
| 2.4. | Preparación del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza para la irradiación | 42 |
| 2.5. | Posicionamiento e Irradiación del <i>fantoma</i> antropomórfico | 45 |
| 2.6. | Análisis de películas EBT3 y TLD | 47 |
| 2.6.1. | Análisis de películas EBT3 | 47 |
| 2.6.2. | Análisis de dosímetros TLD | 49 |
| 2.7. | Control de calidad usando el ArcCHECK® | 53 |

CAPÍTULO 3

| | | |
|-------------------------|--|----|
| RESULTADOS | 48 | |
| 3.1. | Caracterización de las películas Gafchromic EBT3 | 55 |
| 3.1.1. | Repetibilidad | 55 |
| 3.1.2. | Reproducibilidad y estabilidad | 55 |
| 3.1.3. | Linealidad y sensibilidad | 56 |
| 3.1.4. | Dependencia Energética | 58 |
| 3.1.5. | Dependencia de la tasa de dosis absorbida | 59 |
| 3.1.6. | Desvanecimiento | 59 |
| 3.2. | Planificación SRS con VMAT | 60 |
| 3.2.1. | Índice de conformidad de los PTV | 62 |
| 3.3. | Calibración de la película Gafchromic EBT3 | 64 |
| 3.4. | Análisis de la película 1 | 65 |
| 3.4.1. | Perfiles horizontales | 68 |
| 3.4.2. | Perfiles verticales | 68 |
| 3.4.3. | Líneas de isodosis | 72 |

| | |
|---|------------|
| 3.4.4. Imagen de diferencia absoluta | 74 |
| 3.4.5. Imagen de diferencia porcentual | 75 |
| 3.4.6. Imagen Gamma | 76 |
| 3.4.7. Histograma Dosis - DTA | 77 |
| 3.4.8. Histograma dosis absorbida y diferencia porcentual | 78 |
| 3.4.9. Histograma diferencia porcentual | 79 |
| 3.4.10. Histograma valores gamma. | 80 |
| 3.4.11. Histograma valores NAT | 81 |
| 3.5. Análisis de la Película 2 | 84 |
| 3.6. Análisis de la Película 3 | 92 |
| 3.7. Análisis de la Película 4 | 104 |
| 3.8. Análisis de Dosímetros TLD | 112 |
| 3.8.1. <i>Chip factor</i> de TLD | 112 |
| 3.8.2. Calibración de los TLD | 112 |
| 3.8.3. Dosis absorbida de TLD | 114 |
| 3.8.4. Diferencia porcentual de dosis absorbida de TLD, película y Eclipse .. | 114 |
| 3.9. Control de Calidad con ArcCHECK® | 116 |
| | |
| CAPÍTULO 4: CONCLUSIONES | 119 |
| CAPITULO 5: RECOMENDACIONES | 120 |
| CAPITULO 6: Referencias bibliográficas | 121 |
| | |
| APÉNDICES | |
| A. Certificado de calibración cámara de ionización PTW N23333 del UC Irvine | 126 |
| B. Certificado de calibración cámara de ionización PTW TN30013 de Aliada . | 129 |

LISTA DE TABLAS

| | | |
|------------|---|-----|
| Tabla 1.1. | Espesor, densidad física y pesos de los componentes químicos de cada constituyente de la película radiocrómica EBT3 | 30 |
| Tabla 2.1. | Características de las películas dosimétricas Gafchromic EBT3 . | 32 |
| Tabla 2.2. | Composición del <i>Alderson Rando Phantom</i> (%) | 36 |
| Tabla 2.3. | Configuración de haces de radiación para el tratamiento de SRS | 39 |
| Tabla 2.4. | Características del lector de TLD utilizado | 51 |
| Tabla 2.5. | Características del ArchChek | 53 |
| Tabla 3.1. | Dosis absorbida en tejido sano obtenidos de la planificación en Eclipse V.11 | 61 |
| Tabla 3.2. | Valores de índice de conformidad, porcentaje de cobertura, D100 y D90 | 63 |
| Tabla 3.3. | Valores de calibración de las películas dosimétricas Gafchromic EBT3 | 64 |
| Tabla 3.4. | Resultados del análisis de la película 1 con software DoseLab Pro | 66 |
| Tabla 3.5. | Resultados del análisis de la película 2 con software DoseLab Pro | 83 |
| Tabla 3.6. | Resultados del análisis de la película 3 con software DoseLab Pro | 92 |
| Tabla 3.7. | Resultados del análisis de la película 4 con software DoseLab Pro | 104 |
| Tabla 3.8. | Datos de medidas de TLD – Set C | 113 |
| Tabla 3.5. | Correcciones de las lecturas de los TLD | 114 |
| Tabla 3.6. | Valor de fondo (BKG) de los TLD | 114 |
| Tabla 3.7. | Diferencia porcentual entre la dosis absorbida calculada en el planificador Eclipse y la dosis absorbida irradiada en TLDs . . . | 115 |
| Tabla 3.8. | Diferencia porcentual entre la dosis absorbida calculada en el planificador Eclipse y la dosis absorbida irradiada en la película . | 115 |

LISTA DE FIGURAS

| | | |
|--------------|---|----|
| Figura 1.1. | Imagen de análisis Gamma en 2D | 27 |
| Figura 2.1. | Condiciones de irradiación de la película dosimétrica | 33 |
| Figura 2.2. | <i>Alderson Rando Phantom</i> | 35 |
| Figura 2.3. | Tomógrafo Philips del UC Irvine y <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 37 |
| Figura 2.4. | Alineación con láser del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza para la tomografía | 37 |
| Figura 2.5. | Tomografía del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza fusionado con las diecinueve metástasis intracraneales de un paciente real. | 38 |
| Figura 2.6. | Planificación SRS Radiocirugía Estereotáctica de multiples metástasis en TPS Eclipse V.11, planificación con 5 arcos (1 arco de 358° y 4 arcos de 179°) | 40 |
| Figura 2.7. | Calibración de películas dosimétricas radiocrómicas Gafchromic EBT3 | 42 |
| Figura 2.8. | <i>Fantoma</i> antropomórfico de cabeza y película dosimétrica Gafchromic EBT3 | 43 |
| Figura 2.9. | Colocación de las películas dosimétrica Gafchromic EBT3 en cada capa del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza para la irradiación | 44 |
| Figura 2.10. | Dosímetro TLD que se introduce en el orificio de uno de los cortes del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 45 |
| Figura 2.11. | CBCT del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 46 |
| Figura 2.12. | CBCT visualizando el TLD colocado en el <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 46 |
| Figura 2.13. | Irradiación del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza con el acelerador lineal TrueBeam STX de la marca VARIAN del UC Irvine en California | 47 |
| Figura 2.14. | Película dosimétrica Gafchromic EBT3 rectangular irradiada en el <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 48 |
| Figura 2.15. | Película dosimétrica Gafchromic EBT3 ovalada irradiada en el <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 48 |

| | | |
|--------------|--|----|
| Figura 2.16. | Retirando la película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada del <i>fantoma</i> antropomórfico de cabeza | 49 |
| Figura 2.17. | Set de dosímetros TLD usados | 50 |
| Figura 2.18. | Lector de dosímetros TLD | 50 |
| Figura 2.19. | Porta TLD del lector dosimétrico | 52 |
| Figura 2.20. | Colocación del porta TLD dentro del lector | 52 |
| Figura 2.21. | CC usando el ArcCHECK® de Sun Nuclear y el acelerador Lineal TrueBeam STX de VARIAN en el UC Irvine, California | 54 |
| Figura 3.1. | Valores de dosis absorbida en las películas dosimétricas irradiados con haces de fotones de 6 MV, con un campo de 10,0 cm x 10,0 cm, DFS 100 cm y a profundidad de 5,00 cm, en un Trilogy/VARIAN. | 56 |
| Figura 3.2. | Gráfico dosis absorbida (Gy) Vs densidad óptica (DO) hasta una dosis absorbida de 38,7 Gy | 57 |
| Figura 3.3. | Gráfico del ajuste lineal de la curva Dosis absorbida (Gy) Vs Densidad Óptica (DO) hasta una dosis absorbida de 7,70 Gy . . | 57 |
| Figura 3.4. | Factor de corrección para la energía en función de los valores de energía para las películas, irradiadas con fotones de 6 MV y 10 MV, tamaño de campo 10,0 cm x 10,0 cm, profundidad de 5,0 cm | 58 |
| Figura 3.5. | Dependencia de la tasa de dosis absorbida para las películas Gafchromic EBT3, irradiadas con fotones de 6 MV, para un campo de 10,0 cm x 10,0 cm, DFS de 100 cm y profundidad de 5,00 cm | 59 |
| Figura 3.6. | Desvanecimiento de la densidad óptica en función del tiempo, para las películas irradiadas con un haz de fotones de 6,0 MV, tamaño de campo de 10,0 cm x 10,0 cm, DFS de 100 cm y profundidad de 5,00 cm | 60 |
| Figura 3.7. | HDV mostrando las curvas que representa a los volúmenes blancos y los volúmenes de los órganos de riesgo | 61 |
| Figura 3.8. | Curva de calibración de las películas dosimétricas Gafchromic EBT3 | 64 |
| Figura 3.9. | Película 1. (a) Curvas de isodosis en la planificación con | |

| | |
|---|----|
| ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida . . . | 66 |
| Figura 3.11. Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 1 | 64 |
| Figura 3.12. Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 1 | 68 |
| Figura 3.13. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la primera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1. | 69 |
| Figura 3.14. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la segunda región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1 | 69 |
| Figura 3.15. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera y cuarta región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1 | 70 |
| Figura 3.16. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la primera y segunda región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1. | 70 |
| Figura 3.17. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1 | 71 |
| Figura 3.18. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1 | 72 |
| Figura 3.19. Superposición de líneas de contorno de isodosis, comparando la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida en la película 1. | 73 |
| Figura 3.20. Líneas de contorno de isodosis, a la izquierda la dosis absorbida calculada y la derecha la dosis absorbida medida en la película 1. | 73 |
| Figura 3.21. Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color <i>wash</i> de la película 1 | 74 |

| | |
|---|----|
| Figura 3.22. Imagen de diferencia absoluta de la película 1 | 75 |
| Figura 3.23. Imagen diferencia porcentual de la película 1 | 76 |
| Figura 3.24. Imagen gamma de la película 1 | 77 |
| Figura 3.25. Histograma Dosis – DTA de la película 1 | 78 |
| Figura 3.26. Histogramas dosis absorbida vs diferencia porcentual de la película 1.79 | |
| Figura 3.27. Histograma diferencia porcentual de la película 1 | 80 |
| Figura 3.28. Histograma valores gamma de la película 1 | 81 |
| Figura 3.29. Histograma valores NAT de la película 1 | 82 |
| Figura 3.30. Película 2. (a) Curvas de isodosis en la planificación con ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida . | 83 |
| Figura 3.31. Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 2 | 84 |
| Figura 3.32. Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 2. | 84 |
| Figura 3.33. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) de la zona más oscura (foco de dosis absorbida) de la película 2 | 85 |
| Figura 3.34. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la región más oscura (foco de dosis absorbida) de la película 2 | 85 |
| Figura 3.35. Superposición de líneas de contorno de isodosis | 86 |
| Figura 3.36. Líneas de contorno de isodosis, a la izquierda la dosis absorbida calculada y la derecha la dosis absorbida medida de la película 2. | 86 |
| Figura 3.37. Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color wash de la película 2 | 87 |
| Figura 3.38. Imagen de diferencia absoluta de la película 2 | 87 |
| Figura 3.39. Imagen diferencia porcentual de la película 2 | 88 |
| Figura 3.40. Imagen gamma de la película 2 | 89 |
| Figura 3.41. Histograma Dosis – DTA de la película 2 | 90 |

| | | |
|--------------|---|----|
| Figura 3.42. | Histogramas de la película 2. (a) Se observó que en un amplio rango, no hay una diferencia significativa entre el número de píxeles medidos y calculados. (b) Muestra que la mayoría de los píxeles tienen una diferencia porcentual adecuada, tendiendo a cero. (c) Se observa que la mayoría de los píxeles cumplen el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, con valores entre 0,0 y 1,0. (d) Se observó que casi todos los píxeles pasaron el índice NAT con valores entre 0,0 y 2,0 | 91 |
| Figura 3.43. | Película 3. (a) Curvas de isodosis en la planificación con ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida. | 92 |
| Figura 3.44. | Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 3 | 93 |
| Figura 3.45. | Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 3 | 93 |
| Figura 3.46. | Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) de la primera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3 | 94 |
| Figura 3.47. | Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la segunda región oscura de la película 3 | 94 |
| Figura 3.48. | Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3 | 95 |
| Figura 3.49. | Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la primera y segunda región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3. | 96 |
| Figura 3.50. | Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) que cruza por el centro de la segunda región oscura (foco de dosis absorbida) | |

| | | |
|--------------|--|-----|
| | de la película 3 | 96 |
| Figura 3.51. | Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3 | 97 |
| Figura 3.52. | Superposición de líneas de contorno de isodosis, comparando la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 3 | 98 |
| Figura 3.53. | Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color <i>wash</i> de la película 3 | 99 |
| Figura 3.54. | Imagen de diferencia absoluta de la película 3 | 99 |
| Figura 3.55. | Imagen diferencia porcentual de la película 3 | 100 |
| Figura 3.56. | Imagen gamma de la película 3 | 101 |
| Figura 3.57. | Histograma Dosis – DTA de la película 3 | 102 |
| Figura 3.58. | Histogramas de la película 3. (a) Se observó que en el rango de dosis mayor de 1800 cGy, los píxeles calculados fueron mayores a los píxeles medidos, por eso salen las barras negativas. (b) Muestra que la mayoría de los píxeles tienen una diferencia porcentual adecuada, tendiendo a cero. (c) Se observa que la mayoría de los píxeles cumplen el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, con valores entre 0,0 y 1,0, pocos valores están entre 1,0 y 1,5. (d) Se observó que la mayoría de los píxeles pasaron el índice NAT, y algunos píxeles resultaron con valores de índice NAT elevados | 103 |
| Figura 3.59. | Película 4. (a) Curvas de isodosis en la planificación con ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida | 104 |
| Figura 3.60. | Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 4 | 105 |
| Figura 3.61. | Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis Absorbida medida de la película 4 | 105 |

| | | |
|--------------|--|-----|
| Figura 3.62. | Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 4 | 106 |
| Figura 3.63. | Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 4 | 106 |
| Figura 3.64. | Superposición de líneas de contorno de isodosis. Comparando la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 4 | 107 |
| Figura 3.65. | Líneas de contorno de isodosis. A la izquierda la dosis absorbida calculada y la derecha la dosis absorbida medida de la película 4. | 107 |
| Figura 3.66. | Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color <i>wash</i> de la película 4 | 108 |
| Figura 3.67. | Imagen de diferencia absoluta de la película 4 | 108 |
| Figura 3.68. | Imagen diferencia porcentual de la película 4 | 109 |
| Figura 3.69. | Imagen gamma de la película 4 | 110 |
| Figura 3.70. | Histograma Dosis – DTA de la película 4 | 110 |
| Figura 3.71. | Histogramas de la película 4. (a) Se observó que en un amplio rango, el número de píxeles medidos fue mayor al número de píxeles calculados, ya que las barras resultan positivas. (b) Muestra que la mayoría de los píxeles tienen una diferencia porcentual adecuada, tendiendo a cero. (c) Se observa que la mayoría de los píxeles cumplen el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, con valores entre 0,0 y 1,0, algunos valores están entre 1,0 y 1,5. (d) Se observó que la mayoría de píxeles pasaron el índice NAT con valores entre 0,0 y 2,0, algunos mostraron valores elevados | 111 |
| Figura 3.72. | Valores chip factor de TLDs | 112 |
| Figura 3.73. | Ajuste de la curva con datos experimentales en calibración de TLDs | 113 |
| Figura 3.74. | Informe del CC usando ArcCHECK con rotación de mesa . . | 117 |
| Figura 3.75. | Informe del CC usando ArcCHECK con mesa en 0° | 118 |

LISTA DE ABREVIATURAS

| | |
|--------------------|--|
| 2D: | Bidimensional |
| BKG: | Medida de fondo |
| CBCT: | Tomografía computarizada de haz cónico |
| CC: | Control de calidad |
| cGy: | centigray |
| CTV: | Volumen blanco clínico |
| D _{med} : | Dosis absorbida media |
| D _{ref} : | Dosis absorbida de referencia |
| DTA: | Acuerdo de distancia |
| HDV: | Histograma Dosis-Volumen |
| Fdes: | Factor de desvanecimiento |
| FFF: | Libre de filtro aplanador |
| Gy: | Gray |
| IC: | Índice de conformidad |
| IMRS: | Radiocirugía de intensidad modulada |
| IMRT: | Radioterapia de intensidad modulada |
| ISP: | Productos internacionales especializados |
| LINAC: | Acelerador lineal |
| MLC: | Colimador multiláminas |
| nC: | nanocoulomb |
| NAT: | Prueba de normalización acordada |
| DO: | Densidad óptica |
| OR: | Órganos de riesgo |
| PTV: | Volumen blanco de planificación |
| ROI: | Región de interés |
| RTOG: | Grupo de Radioterapia Oncológica |
| SRS: | Radiocirugía estereotáxica |
| TLD: | Dosímetro de termoluminiscencia |
| TPS: | Sistema de planificación de tratamiento |
| UC: | Universidad de California |
| VMAT: | Arcoterapia volumétrica modulada |
| V _{IP} : | Volumen isodosis de prescripción |
| V _{PTV} : | Volumen del PTV |

RESUMEN

Actualmente, el Perú cuenta con la tecnología para realizar tratamientos de Radiocirugía Estereotáxica (SRS) para tratar múltiples metástasis cerebrales intracraneales con técnicas modernas de radioterapia. La técnica de Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT), es capaz de tratar múltiples metástasis en el cerebro, al mismo tiempo y en una sola sesión de tratamiento, entregando una alta dosis absorbida y con un solo isocentro, reduciendo de esta manera el tiempo de tratamiento. Para las técnicas modernas de radioterapia como VMAT, es necesario realizar el control de calidad (CC) del tratamiento, comparando la dosis absorbida planificada y la dosis absorbida entregada por el acelerador lineal al paciente, más aún si se trata de un tratamiento de SRS usando VMAT, donde se necesita alta precisión y exactitud.

El objetivo de esta tesis es comprobar que la dosis absorbida planificada en el Sistema de Planificación de Tratamiento (TPS) es comparable con la dosis absorbida administrada al paciente, realizando todo el procedimiento del tratamiento de SRS a un paciente que tiene diecinueve metástasis intracraneales, iniciando con una tomografía y fusionando las imágenes del paciente a la tomografía de un *fantoma* antropomórfico de cabeza, planificando el tratamiento con la técnica de VMAT usando Eclipse V.11 y realizando el CC, irradiando con un acelerador lineal TrueBeam STX de la empresa VARIAN, usando un arreglo de diodos, películas dosimétricas Gafchromic EBT3 y dosímetros termoluminocentes (TLD). Como resultado, se obtuvo un índice gamma en el rango de 96,9 % y 99,5 % en el análisis de las películas radiocrómicas con los criterios de 3,0 % / 3,0 mm [33]. Se obtuvo también, una diferencia porcentual en el rango de 0,19 % a 3,84 % para las películas radiocrómicas EBT3 y en el rango de 0,35 % a 7,89 % para los TLD, en puntos específicos de medida.

Se concluye, mostrando una alternativa para realizar los controles de calidad de los tratamientos de SRS usando películas dosimétricas Radiocrómicas EBT3, debido a su resolución espacial.

ABSTRACT

Currently, Peru has the technology to perform Stereotactic Radiosurgery (SRS) treatments to treat multiple intracranial brain metastases with modern radiotherapy techniques. The Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) technique is able to treat multiple metastases in the brain, at the same time and in a single treatment session, delivering a high dose and with a single isocenter, reducing the treatment time in this way. For modern radiotherapy techniques such as VMAT, it is necessary to perform quality control of the treatment, comparing the planned dose and the delivered dose by the linear accelerator to the patient, even more so if it is a SRS treatment using VMAT, where it is needed high precision and accuracy.

The objective of this thesis is to verify that the planned dose in the Treatment Planning System (TPS) is comparable to the administered dose to the patient, performing the entire SRS treatment procedure to a patient who has nineteen intracranial metastases, beginning with a tomography and merging the patient's images to the tomography of an anthropomorphic head phantom, planning the treatment with the VMAT technique using Eclipse V.11 and performing the quality control, irradiating with a linear accelerator TrueBeam STX of the VARIAN Company, using a diode array, dosimetric films Gafchromic EBT3 and thermoluminescent dosimeters (TLD). As a result, a gamma index was obtained in the range of 96,9 % and 99,5 % in the analysis of the radiochromic films with the criteria of 3,0 % / 3,0 mm [33]. A percentage difference was also obtained in the range of 0,19 % to 3,84 % for the radiochromic films EBT3 and in the range of 0,35 % to 7,89 % for the TLDs at specific measurement points.

It is concluded, showing an alternative to perform the quality controls of SRS treatments using dosimetric films Radiocomic EBT3, due to their spatial resolution.

INTRODUCCIÓN

La Radiocirugía Estereotáxica o Stereotactic Radiosurgery (SRS) es considerada como una técnica especial de aplicación de las radiaciones. Este carácter especial viene dado por características que la diferencian de otros tratamientos radioterápicos. La radiocirugía fue ideada e iniciada por un neurocirujano, Lars Leksell en 1951 [1], con la idea de producir lesiones funcionales en el sistema nervioso central.

El uso de las técnicas modernas de Radioterapia Externa, como Arcoterapia Volumétrica Modulada o Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT), implica realizar un control de calidad (CC) del tratamiento en forma oportuna, para corroborar la mínima diferencia porcentual entre la dosis absorbida planificada y la dosis absorbida entregada por el acelerador lineal al paciente, sobre todo cuando se trata de la aplicación de SRS usando VMAT. Los equipos dosimétricos con arreglo de diodos tienen una gran ventaja con otros dosímetros, específicamente para los tratamientos de VMAT, ya que miden la dosis absorbida en varios puntos simultáneamente, y ofrece un menor tiempo de análisis. De manera que la utilización de diodos para el CC de los tratamientos de VMAT se convierte en una herramienta indispensable, ya que ofrecen un análisis efectivo y de manera inmediata a la toma de medidas. En el caso particular de SRS, se pueden tener lesiones menores de $1,0 \text{ cm}^3$ de volumen, por lo que se debe de tener detectores adecuados para medir la dosis absorbida en volúmenes pequeños. En la actualidad, ya se cuenta con la tecnología para tratar más de un tumor intracraneal de esas dimensiones y al mismo tiempo con SRS usando VMAT. Pero, existe una limitación en la verificación de la dosis absorbida para este tipo de tratamiento, no hay un sistema de CC para el caso particular de SRS, como un arreglo de diodos o un arreglo de cámaras de ionización, con una adecuada resolución espacial, considerándose excelente resolución espacial hasta un valor de $0,01 \text{ cm/pixel}$ [32], y que muestre de manera inmediata los resultados.

Esta tesis es de gran importancia, tiene un gran impacto social, ya que es un avance para el mejoramiento en la calidad de vida de las personas con tumores cerebrales menores

de 3,0 cm³ de volumen. El empleo de las películas dosimétricas para el CC en el tratamiento de Radiocirugía Estereotáxica es fundamental para verificar la mínima diferencia porcentual entre la dosis absorbida planificada y la dosis absorbida suministrada al paciente. De esta manera, se resuelve la deficiencia de resolución espacial que se tenía usando arreglo de diodos o arreglo de cámaras de ionización, para el caso particular del tratamiento de SRS.

Este trabajo está organizado en seis capítulos, se explica a continuación la estructura de la tesis:

En el capítulo 1, se muestra el fundamento teórico, señalando una visión general acerca de SRS usando VMAT, una moderna y nueva técnica de tratamiento para el Perú. Así como también, la definición del algoritmo de cálculo DTA y gamma. También se muestra una descripción de las películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 utilizadas para este trabajo. En el capítulo 2, se muestra la metodología y materiales utilizados y todo el proceso para la elaboración de esta tesis realizada en el Chao Family Comprehensive Cancer Center, Centro de Radioterapia de la Universidad de California (UC Irvine), en Estados Unidos. En el capítulo 3, se muestra los resultados obtenidos. Demostrando una manera confiable de realizar el CC para el tratamiento de SRS usando VMAT. En el capítulo 4, se muestra las conclusiones de esta tesis. En el capítulo 5, se muestra las recomendaciones, teniendo en cuenta el proceso del trabajo realizado. Y en el capítulo 6, se muestra las referencias bibliográficas.

Esta tesis responde a la necesidad de los Físico Médicos, dando una alternativa para realizar el CC del tratamiento de SRS planificado con VMAT usando películas radiocrómicas Gafchromic EBT3, para corroborar que la dosis absorbida calculada por el TPS es comparable con la dosis absorbida entregada al paciente.

CAPITULO 1

Fundamento Teórico

1.1. Radiocirugía Estereotáxica usando la técnica de VMAT

El término “radiocirugía”, definido por Lars Leksell en 1951 [1], fue concebido para referirse a una técnica de tratamiento radiante con la precisión y efectividad de la cirugía, pero sin la invasividad de la apertura del cráneo [2].

SRS es una terapia bien establecida para el manejo de la enfermedad intracraneal metastásica [3]. Más de la mitad de los pacientes con cáncer que desarrollan metástasis cerebrales, se presentan con más de una lesión [4], y SRS se ha utilizado cada vez más en los pacientes con lesiones múltiples. Es importante destacar que los ensayos controlados aleatorios han demostrado la eficacia de SRS para el tratamiento de uno a tres [5], de dos a cuatro [6], de uno a cuatro [7], de uno a diez [8] metástasis, e incluso los que tienen 10 o más lesiones [9]. Además, los estudios retrospectivos recientes han demostrado el beneficio de SRS para el manejo de más de cuatro lesiones de diversos tipos de tumores primarios [10-12].

La técnica SRS permite la entrega de grandes dosis absorbida en volúmenes de destino bien definidos mediante la generación de distribuciones de dosis absorbida muy conformadas. Varias formas de SRS se han desarrollado a lo largo de las últimas décadas, y cada tipo varía en la forma en que alcanza la irradiación precisa de destino. Gamma Knife (Elekta, Estocolmo, Suecia), CyberKnife (Accuray Inc., Sunnyvale, California), y la

radioterapia conformacional entregados por aceleradores lineales (LINACS) utiliza uno o más isocentros y típicamente implican reposicionamiento del paciente durante una sola sesión y el tratamiento secuencial de múltiples lesiones [13]. SRS Más recientemente, la Radiocirugía de Intensidad Modulada (IMRS) ha sido utilizada por su capacidad para variar la intensidad de pequeños haces que están segmentados por un colimador multiláminas (MLC) [13-14]. Esta técnica mejora la conformidad de la dosis absorbida, especialmente para lesiones grandes e irregulares, y disminuye la dosis absorbida al tejido cerebral sano [15,16]. Al igual que con las técnicas anteriores SRS, IMRS para los pacientes con múltiples metástasis intracraneales ha sido entregado normalmente de una manera secuencial [16].

En comparación con la radioterapia fraccionada tradicionalmente, SRS para el tratamiento de lesiones múltiples proporciona el total de la dosis absorbida en una fracción única en un solo día. Sin embargo, se requiere más tiempo para entregar una fracción SRS. Por otra parte, las lesiones separadas se tratan típicamente en forma secuencial usando isocentros discretos, con tiempo de tratamiento proporcional al número de isocentros y una duración de hasta varias horas. La tolerancia del paciente de SRS se vuelve más importante con sesiones de tratamiento más largos, ya que puede ser incómodo para sentar inmovilizado durante períodos prolongados. Además, largos tiempos de tratamiento interrumpen la programación del tratamiento de otros pacientes, ya que un solo paciente ocupa una máquina de tratamiento durante varias horas, particularmente en instalaciones sin una máquina SRS dedicada [17].

Con modulación de intensidad, ahora es posible diseñar planes de tratamiento SRS para múltiples metástasis intracraneales utilizando un único isocentro. De este modo, se puede tratar simultáneamente varios objetivos sin necesidad de desplazamientos de isocentro, lo que reduce significativamente los tiempos de tratamiento [17]. Este enfoque es ventajoso para los pacientes y los médicos en las clínicas ocupadas.

Se han publicado recientemente sobre las implicaciones dosimétricas de la técnica IMRS de único isocentro y se demuestra que la meta de cobertura uniforme con mínima dosis absorbida excesiva de los tejidos normales es factible [14-21].

VMAT es una técnica en la que el gantry gira continuamente durante la aplicación del tratamiento, mientras que otros parámetros cambian, variando en cada grado de rotación la dosis absorbida y la posición del MLC dinámico. La dosis absorbida variable por grado se consigue mediante la modulación de la fluencia, variando la tasa de dosis absorbida o la velocidad de rotación del gantry. El sistema de control del acelerador lineal mueve el gantry a la velocidad máxima tanto como sea posible para minimizar el tiempo de tratamiento [22].

En la actualidad, hay varias publicaciones de tratamientos de SRS usando VMAT [23-31], donde los resultados son muy comparables en términos de control tumoral y toxicidad a los enfoques convencionales de radiocirugía. Una de las principales ventajas es que se pueden tratar múltiples metástasis cerebrales con un solo isocentro, reduciendo el tiempo de tratamiento, optimizando la eficiencia del flujo de trabajo institucional y más importante aún, maximizando la comodidad del paciente y la experiencia del tratamiento. Convirtiéndose el tratamiento de SRS usando VMAT, con un solo isocentro en una excelente alternativa de tratamiento para los pacientes con múltiples metástasis intracraneales.

1.2. Índice de conformidad

El Grupo de Radioterapia Oncológica (RTOG) en sus directrices para radiocirugía en 1993, Shaw et al. [56] propusieron tres indicadores ampliamente utilizados que se pueden usar para describir la calidad de los planes. El primer indicador viene dado por [56]:

$$\mathbf{IC}_{\mathbf{RTOG}} = \frac{V_{\mathbf{IP}}}{V_{\mathbf{PTV}}} \quad (1.1)$$

donde $V_{\mathbf{IP}}$ es el volumen de la isodosis de prescripción y $V_{\mathbf{PTV}}$ es el volumen del PTV. Cada blanco en la base de datos ha sido marcado por un neurocirujano y posteriormente calculado por el software de planificación. El $V_{\mathbf{IP}}$ correspondiente se determinó mediante la

construcción de una esfera que abarca la línea de isodosis del 50 % y luego se determinó el volumen de la esfera que recibió la isodosis de prescripción mediante el histograma dosis-volumen. Esta estrategia se ha empleado para reducir el tiempo de cálculo [53] .

El índice de conformidad (IC) del RTOG (Ec. 1.1) es fácil de interpretar. Un IC igual a 1,0 corresponde a una conformación ideal. Un índice de conformidad superior a 1,0 indica que el volumen irradiado es mayor que el volumen blanco e incluye los tejidos sanos. Si el índice es menor que 1,0, el volumen blanco es sólo parcialmente irradiado. Conforme a las directrices del RTOG, los rangos de valores del IC se han definido para determinar la calidad de la conformación, pero un valor de 1,0 rara vez se obtiene. Si el IC se sitúa entre 1,0 y 2,0, el tratamiento es considerado que cumple con el plan de tratamiento, un índice entre 2,0 y 2,5 ó 0,9 y 1,0 se considera que viola el protocolo pero en una pequeña proporción y un índice inferior a 0,9 ó mayor a 2,5 viola el protocolo completamente. Con este índice, el cumplimiento del plan de tratamiento puede sólo puede evaluarse mediante la visualización del histograma dosis-volumen HDV [53] .

1.3. Acuerdo de Distancia (DTA)

El concepto de Acuerdo de distancia (DTA) se introdujo para evaluar mejor las porciones de alto gradiente de comparaciones de dosis absorbida. DTA se define como la distancia de un píxel en la referencia (medido) de distribución al píxel más cercano en el evaluado (calculado) de distribución con la misma dosis absorbida. El DTA para una comparación perfecta con un cambio artificial de 3,0 mm sería 0,0 – 3,0 mm para todos los píxeles.

Diferencias absolutas son muy útiles para las áreas de gradiente de baja dosis absorbida. Sin embargo, para las regiones de alta gradiente un desplazamiento de 1,0 mm puede producir hasta una diferencia de dosis absorbida del 25 % [32].

1.3.1. Criterios de dosis absorbida y DTA

Los valores de DTA se calculan generando varios conjuntos de líneas de isodosis correspondientes en las distribuciones de dosis absorbida medidas y calculadas. Se determina la distancia mínima de cada píxel de la línea de isodosis medida a la línea de isodosis calculada más cercana. La interpolación bilineal se realiza para asignar valores de DTA a cualquier píxel que no tenga una línea de isodosis medida. Estas distancias se calculan con precisión de subpíxel debido a la interpolación de los niveles de isodosis.

Los valores típicos para el análisis son generalmente 2,0 % / 2,0 mm, 3,0 % / 3,0 mm (muy típico) [33], o 5,0 % / 3,0 mm. Los valores fuera de este rango se dice que "fracasan". No es probable que el 100 % de los píxeles pasen estos criterios, por lo que las clínicas también establecen una tasa de aprobación estándar.

AAPM TG-119 [33] afirma que debería ser posible lograr una tasa de aprobación del cálculo gamma de 90 % para criterios de 3,0 % / 3,0 mm [33], pero también especifica que este valor debe ajustarse en base a las técnicas de medición de cada clínica [32].

1.4. Algoritmo de cálculo gamma (γ)

Una forma intuitiva de comparar dos distribuciones de dosis absorbida es realizar una diferencia en valor absoluto de la dosis absorbida medida y la calculada por el TPS, entonces las regiones con valores mayores a cero indican una diferencia de dosis absorbida entre ambas distribuciones de dosis absorbida. Así se puede establecer un criterio que indique que bajo un umbral determinado se acepte que las distribuciones de dosis absorbida son similares en la región examinada. Por ejemplo, se puede tomar como umbral el 4,0 % de dosis absorbida prescrita. Con este planteamiento, se presenta un problema en las regiones de alto gradiente de dosis absorbida, donde una pequeña desalineación de las dos distribuciones de dosis absorbida causa que muchas regiones no pasen el criterio de aceptación, llevando a una mala interpretación de igualdad entre la dosis absorbida medida

y la calculada. Por ello, una herramienta muy útil para comparar dos distribuciones de dosis absorbida es usar el método de Low et al [34], en el cual se compara las diferencias de dosis absorbida y se adiciona el criterio de DTA, con esto se busca que la diferencia de dosis absorbida sea aceptable dentro de una región y no en una coordenada específica, como en el ejemplo anterior.

Si se llama dosis absorbida de referencia (D_{ref}) a la calculada por un TPS, y dosis absorbida medida (D_{med}) a la que se obtiene con las películas radiocrómicas, entonces el cálculo formal de función gamma en dos dimensiones (2D) es un elipsoide formado por dos radios de criterio, un ΔD_M que representa un porcentaje de la dosis absorbida máxima, y Δd_M el radio DTA. En general los estándares clínicos toman $\Delta D_M = 3,0 \%$ y $\Delta d_M = 3,0$ mm. Luego, el índice gamma centrado en un punto de medida r_{med} , buscará la menor distancia en los puntos de referencia r_{ref} , de la siguiente forma [32]:

$$\gamma(r_{med}) = \min\{\Gamma(r_{med}, r_{ref})\} \quad (1.2)$$

$$\Gamma(r_{med}, r_{ref}) = \sqrt{\left(\frac{|r_{med}-r_{ref}|}{\Delta d_M}\right)^2 + \left(\frac{D_{med}(r_{med})-D_{ref}(r_{ref})}{\Delta D_M}\right)^2} \quad (1.3)$$

Luego, si $\gamma(r_{med}) > 1,0$ el cálculo falla y si $\gamma(r_{med}) \leq 1,0$ el cálculo pasa. El algoritmo que calcula la función gamma para el caso de una matriz de dosis absorbida 2D de coordenadas (i, j) es:

- Calcular el criterio de distancia creando una matriz de tamaño t_x y t_y a partir del tamaño de radio, es decir 3,0 mm, 5,0 mm, 7,0 mm, etc., haciendo una relación de equivalencia entre pixel y mm. Con el centro de la matriz en $tc_x = t_x/2$ y $tc_y = t_y/2$, se calcula la distancia del centro a todos los puntos de la matriz [k l] y dividiendo sobre Δd_M haciendo [32]:

$$r(k, l) = \sum_{k=0}^{t_x} \sum_{l=0}^{t_y} \frac{\sqrt{(tc_x-k)^2+(tc_y-l)^2}}{\Delta d_M} \quad (1.4)$$

- Calcular las diferencias de dosis absorbida entre D_{ref} y D_{med} creando una región de interés (ROI) con un tamaño igual que la matriz anterior $[t_x t_y]$ en D_{ref} y restarla de un punto $D_{med}(x, y)$, haciendo esto punto a punto por toda la matriz de referencia (de forma similar a la aplicación de un filtro espacial en procesamiento de imágenes), haciendo [32]:

$$D(k, l) = \sum_{k=1}^{t_x} \sum_{l=1}^{t_y} \frac{(D_{ref}(k+i, l+j) - D_{med}(x, y))}{\Delta D_M} \quad (1.5)$$

Donde el índice $x = i + t_c x$ e $y = j + t_c y$.

- Para realizar la matriz gamma $\gamma(x, y)$ a partir de $D(k, l)$ y $r(k, l)$ se deben computar de la siguiente forma [32]:

$$\gamma(x, y) = \sum_{i=1}^{T_x - t_x} \sum_{j=1}^{T_y - t_y} \text{mínimo}(D(k, l)^2 + r(k, l)^2) \quad (1.6)$$

Imágenes de diferencia son más útiles en áreas de gradiente de bajas dosis absorbida, y las imágenes DTA son más útiles en zonas de gradiente de dosis absorbida alta. Para abordar esta cuestión, el valor gamma fue creado por el Dr. Dan Menor al integrar las diferencias de dosis absorbida relativas y DTA con sus criterios. Valores gamma de 1,0 o menos "pasan" los criterios.

DoseLab Pro utiliza el este algoritmo para los cálculos gamma. Puede establecer el radio de búsqueda (hasta qué punto en la distribución calculada para buscar el valor más bajo) y la resolución (cuánto interpolar las imágenes en busca de píxeles intermedios que pueden tener valores más bajos) en las preferencias. En general, los cálculos gamma son más precisos cuando se utiliza un gran radio de búsqueda y de alta resolución interpolada.

Para evaluar los resultados de la prueba de gamma en la práctica, usted debe buscar principalmente el porcentaje de píxeles que pasan la prueba de gamma y una imagen bidimensional de valores que muestra qué áreas de la comparación fracasaron y por cuánto [32].

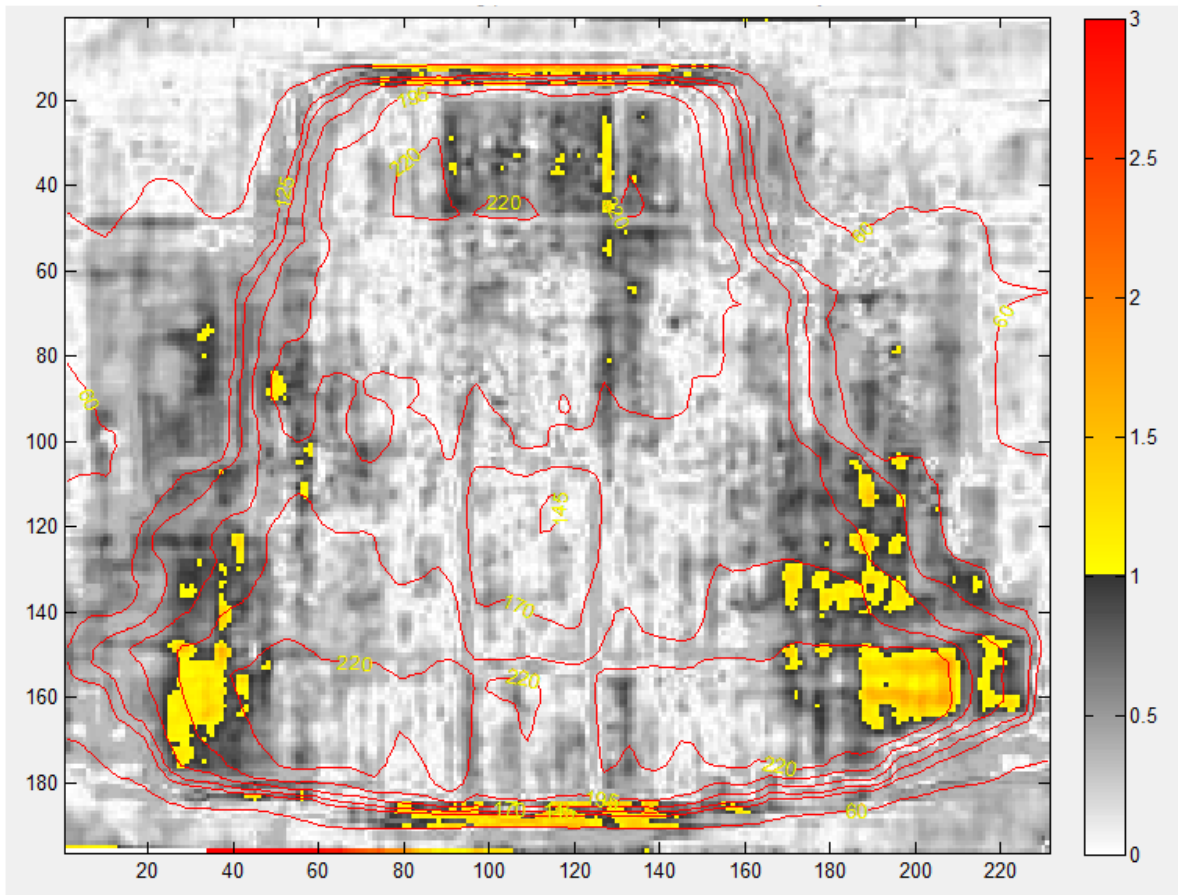


Figura 1.1. Imagen de análisis Gamma en 2D, obtenida del software DoseLab PRO

1.5. Prueba de Normalización Acordada (NAT)

Valores de Prueba de Normalización Acordada o Normalized Agreement Test (NAT) y el índice NAT fueron creados por el Dr. Childress [35], poco después se introdujeron los cálculos gamma. Valores de NAT se pueden mostrar como una imagen 2D. El índice de NAT es un solo número que representa la calidad general de la comparación (similar al porcentaje de píxeles que pasan gamma).

- Valores NAT se calculan hallando la menor diferencia: la diferencia porcentual local en relación con el criterio de la dosis absorbida o la DTA en relación con el criterio de DTA. Estos criterios no se combinan como si estuvieran en cálculos gamma. Los valores NAT se multiplican por el porcentaje de dosis absorbida (mayor de dosis absorbida calculada o medida dividida por la dosis absorbida de referencia) porque la

diferencia porcentual local puede ser muy grande para pequeñas dosis absorbida. Dado que los valores de NAT se definen como el número de píxeles que superan a los criterios especificados, los píxeles que "pasan" tienen un valor de 0, en lugar de un rango de 0 a 1,0 como valores gamma.

- El índice NAT es el promedio de todos los valores NAT y es renormalizado para la dosis absorbida media en la comparación. Un índice NAT de 10 significa que el pixel promedio superó los criterios de un 10 %. Índices NAT pequeños indican una mejor comparación. Un índice NAT de 0 indica que todos los píxeles pasaron los criterios, lo cual es inusual debido a la utilización de diferencia porcentual local.

Los cálculos NAT son más sensibles que los cálculos gamma en áreas de baja dosis absorbida, debido a su uso de la diferencia porcentual local. Reescalando la diferencia de dosis absorbida porcentual local permite que áreas fallen sin abrumar a la comparación con los valores grandes. Por lo tanto, el índice NAT es capaz de dar cuenta de la magnitud de la desviación de cada píxel de sus criterios, en lugar de únicamente el número de píxeles que pasaron [32].

1.6. Películas Radiocrómicas Gafchromic EBT3

La película radiocrómica se ha convertido en una importante herramienta para verificar las distribuciones de dosis absorbida en radioterapia altamente conformada tales como IMRT. La película radiocrómica Gafchromic EBT3 tiene la misma composición y espesor de la capa sensible de las películas EBT2 anteriores, pero su configuración capa simétrica permite al usuario eliminar la dependencia de orientación de lado, que se informó para las películas EBT2. Las características más importantes de las películas EBT3 han sido investigadas, tales como la respuesta a los niveles de alta dosis absorbida, sensibilidad a la orientación del escáner, coloración post-irradiation, la energía, dependencia de la tasa de dosis absorbida, y la dependencia de orientación con respecto al lado de la película.

El método más utilizado actualmente para el CC del tratamiento de IMRT, consiste

en la entrega del plan de IMRT a un *fantoma* y luego comparar la distribución de dosis absorbida 2D calculado por el TPS con el valor medido por películas radiocrómicas que tienen una alta resolución espacial y ofrecen el beneficio de ser auto revelables.

En el 2011, International Specialty Products (ISP) en Wayne, New Jersey, lanzó la película Gafchromic EBT3. La película EBT3 se hace mediante la laminación de una capa activa entre dos capas de poliéster idénticos, lo que hace el producto más robusto y permite la inmersión en agua. Mientras que la composición de la capa activa y la respuesta es sin cambios, la mejora EBT3 es: la estructura simétrica que evitar los errores potenciales en las mediciones de densidad óptica debido al lado de barrido en EBT2, el sustrato de poliéster mate que evita la formación de anillos de Newton, y la presencia de las marcas de referencia que permite la revelación automática de la película [36].

IMRT QA es una de las principales aplicaciones de destino de EBT3. En particular, Reinhardt et al. [37] midieron EBT3 respuesta a fotones y la exposición de protones, el análisis de uniformidad de la película, la dependencia de orientación de la película, y la coloración después de la exposición. Este estudio tiene como objetivo investigar las características más relevantes de esta película, centrando la atención en su aplicación al CC de IMRT, en combinación con un escáner de superficie plana para documentos.

La película utilizada en este estudio fue GAFCHROMIC EBT3, con dimensiones de 8" x 10". La película fue manejado de acuerdo con los procedimientos descritos en el informe AAPM TG-55 [38].

La estructura de la película EBT3 se muestra en la Figura 1.3. La película está compuesta por una capa activa, nominalmente de 28,0 μm de espesor, intercalada entre dos sustratos de 125 μm de poliéster mate. Esta estructura simétrica elimina la necesidad de mantener un registro de qué lado de la película está frente a la fuente de luz del escáner [36]. La capa activa contiene el componente activo, un colorante marcador, estabilizadores y otros componentes que le dan a la película su respuesta dependiente de la energía cercana. El espesor de la capa activa variará levemente entre diferentes lotes de producción [44, 45].

Tabla 1.1. Espesor, densidad física y pesos de los componentes químicos de cada constituyente de la película radiocrómica EBT3 [47].

| Capa | Espesor (μm) | $\rho(\text{g}/\text{cm}^3)$ | w_H | w_{Li} | w_C | w_O | w_{Al} |
|------------------------|---------------------------|------------------------------|-------|----------|-------|-------|----------|
| Base de poliéster mate | 125 | 1,35 | 0,364 | | 0,455 | 0,182 | |
| Material activo | 28 | 1,2 | 0,568 | 0,006 | 0,276 | 0,133 | 0,016 |
| Base de poliéster mate | 125 | 1,35 | 0,364 | | 0,455 | 0,182 | |

CAPITULO 2

Metodología

2.1. Caracterización de la película Gafchromic EBT3

El proceso de caracterización de las películas dosiméticas Gafchromic EBT3 fue realizado con un acelerador lineal Trilogy/VARIAN con energía de fotones de 6 MV y 10 MV, del servicio de radioterapia de la Clínica “ALIADA Oncología Integral” en Lima Perú.

Todos las películas pertenecían a un mismo lote y fueron almacenados y manipulados en ambientes adecuados.

Para minimizar algún efecto indeseable que podrían aparecer en el proceso pos o procesamiento de las películas, perjudicando los resultados finales, para cada conjunto de medidas las películas fueron procesadas en las mismas condiciones, en un escáner EPSON EXPRESSION 10000 XL del servicio de radioterapia de la Clínica Aliada Oncología Integral.

Las características técnicas de la película dosimétrica GAFChromic EBT3 utilizada, incluyen [45]:

- Rango de dosis absorbida: 1,0 cGy hasta > 40 Gy.
- Rango de dosis óptimo: 0,2 Gy a 10 Gy, más adecuado para aplicaciones como IMRT y VMAT.

- Se desarrolla en tiempo real sin tratamiento posterior a la exposición;
- Dependencia energética: diferencia de respuesta mínima de 100keV en el rango de MV;
- Cerca del equivalente de tejido;
- Alta resolución espacial: puede resolver funciones de hasta 25 μm o menos.
- Nueva tecnología patentada que incorpora un tinte marcador en la capa activa:
 - Permite una corrección de no uniformidad mediante el uso de dosimetría multicanal.
 - Disminuye la sensibilidad a la luz UV / visible.
- Estable a temperaturas de hasta 60 ° C.

Tabla 2.1. Características de las películas dosimétricas Gafchromic EBT3 [45]

| Nombre | Detalle |
|--|--|
| Fabricante | Gafchromic |
| Configuración | Capa activa (28,0 μm) intercalada entre 125 μm de sustrato de poliéster-mate. |
| Tipo | EBT3 |
| Tamaño | 8,0" x 10,0" |
| Rango de dosis absorbida | 1,0 cGy hasta > 40 Gy |
| Espectro de absorción | 636 nm |
| Dependencia energética | < 5,0 % diferencia en la densidad óptica neta cuando se expone a 100 keV y 18,0 MeV |
| Respuesta de fraccionamiento de dosis | < 5,0 % diferencia en la densidad óptica neta para una sola dosis de 25 Gy y cinco dosis acumulativas de 5,0 Gy a los 30 min. intervalos |
| Respuesta a la tasa de dosis | < 5,0 % de diferencia en la densidad óptica neta para exposiciones de 10 Gy a velocidades de 3,4 Gy/min y 0,034 Gy/min |
| Estabilidad a la luz | < 5,0 x 10 ⁻³ cambio en la densidad óptica por 1000 lux-día |
| Estabilidad en la oscuridad (estabilidad antes de la exposición) | < 5,0 x 10 ⁻⁴ cambio de densidad óptica/día a 23 ° C, < 2,0 x 10 ⁻⁴ cambio de densidad óptica/día refrigerado |
| Uniformidad | Mejor que \pm 3,0 % en la respuesta sensitométrica de la media |
| Características dosimétricas | - Auto revelado - No requiere procesamiento - No depende de la energía - Resistente al agua - Estabilidad a luz ambiente |

2.1.1. Repetibilidad

Para realizar esta prueba, las películas fueron colocadas como se muestra en la Figura 2.1 con varias películas de acrílico, haciendo un total de 5,0 cm por arriba y 5,0 cm por debajo de la película a irradiar. Fueron utilizados fotones de 6,0 MV, DFS de 100 cm, profundidad de 5,0 cm, tasa de dosis absorbida de 400 UM/min, campos de 10,0 cm x 10,0 cm, se irradió 300 UM, dando una dosis absorbida de 2,89 Gy, medida con una cámara de ionización FARMER PTW TN30013 de 0,60 cm³, cuyo certificado de calibración se encuentra en el apéndice B, colocada en la misma posición de la película dosimétrica, en el centro del haz de radiación.

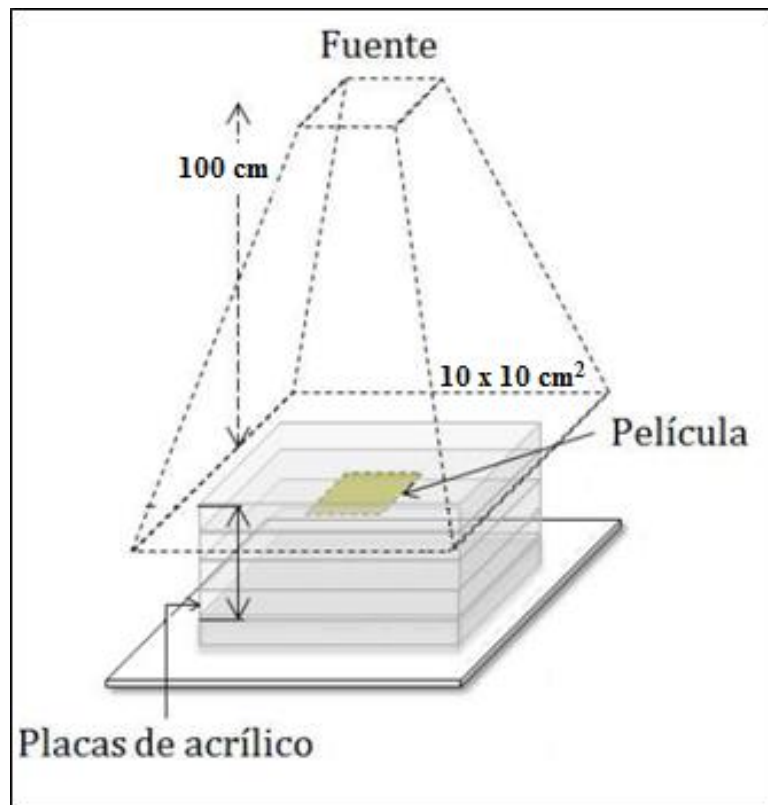


Figura 2.1. Condiciones de irradiación de la película dosimétrica. Se irradió 300 UM, con fotones de 6,0 MV, DFS 100 cm, a 5,0 cm de profundidad, tasa de dosis absorbida de 400UM/min, campo de 10,0 cm x 10,0 cm. Figura modificada [43].

2.1.2. Reproducibilidad y estabilidad

Las películas fueron irradiados en las mismas condiciones que en la prueba anterior de repetibilidad (ítem 2.1.1), irradiadas individualmente, una después de otra. Las películas fueron leídas y analizadas 24 horas después de la irradiación.

2.1.3. Linealidad y sensibilidad

Para realizar esta prueba las películas fueron colocadas en las mismas condiciones de la prueba de repetibilidad (ítem 2.1.1), para ser irradiados con valores de dosis absorbida de 0,97 Gy hasta 38,74 Gy.

2.1.4. Dependencia Energética

Para realizar esta prueba las películas fueron colocadas en las mismas condiciones de la prueba de repetibilidad (ítem 2.1.1) y fueron irradiadas con energía de fotones de 6,0 MV y 10 MV, tamaño de campo 10,0 cm x 10,0 cm, DFS de 100 cm (Linac), dosis absorbida de 2,89 Gy y profundidad de 5,0 cm.

2.1.5. Dependencia de la tasa de dosis absorbida

Para realizar esta prueba las películas fueron colocadas en las mismas condiciones de la prueba de repetibilidad (ítem 2.1.1) y fueron irradiadas con tasa de dosis absorbida de 100, 200, 300, 400, 500, 600 y 1000 UM/min.

2.1.6. Desvanecimiento

Para la prueba de desvanecimiento se colocó e irradió una película en las mismas condiciones de la prueba de repetibilidad (ítem 2.1.1), con la misma dosis absorbida 2,89 Gy, y se realizó el escaneo de la película a lo largo de 21 días consecutivos, escaneándola una vez al día, tomando como normalización el primer día de escaneo de la película, que fue un día después de la irradiación.

2.2. Planificación SRS con VMAT

Paciente con diecinueve metástasis intracraneales, el cual fue planificado en TPS Eclipse V.11 y tratado con SRS usando VMAT en un acelerador lineal TrueBeam STX, en el Chao Family Comprehensive Cancer Center, Centro de Radioterapia de la Universidad de California (UC Irvine), California, Estados Unidos de América y presentado en el *51st Annual Meeting of the ASTRO 2009, Chicago, IL* [43].

2.2.1. Tomografía a *fantoma* antropomórfico de cabeza

El *Alderson Rando Phantom* representa un varón de 175 cm (5 pies 9 pulgadas), 73,5 kg (162 libras). El *fantoma* se corta transversalmente de forma horizontal en rodajas de 2,5 cm de grosor. Cada rebanada tiene orificios que están taponados con pasadores equivalentes a huesos equivalentes a tejidos blandos o equivalentes de tejido pulmonar que pueden ser reemplazados por pasadores de TLD [51].

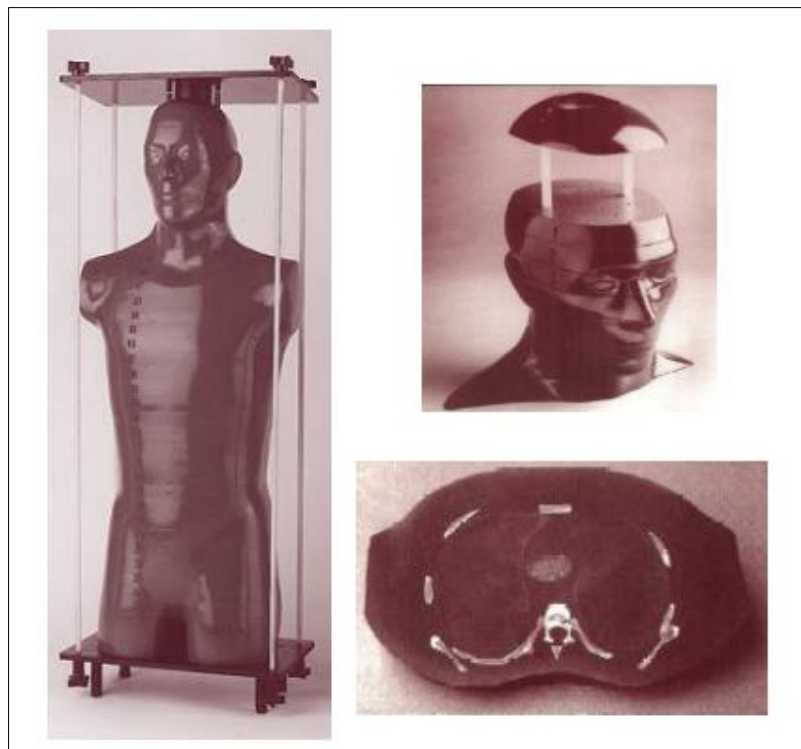


Figura 2.2. *Alderson Rando Phantom* [52]. Es un *fantoma* de cuerpo completo, pero en esta tesis sólo se usó la parte de la cabeza.

Está formado por un esqueleto involucrado por goma similar química y físicamente a los tejidos blandos, y está construido con 8,8 % de hidrógeno, 66,8 % de carbono, 3,1 % de nitrógeno y 21,1 % de oxígeno, con una densidad de alrededor de 1,00 g/cm³. El tejido pulmonar está formado por 5,7 de hidrógeno, 74,0% de carbono, 2,0% de nitrógeno y 18,1% de oxígeno, con una densidad de alrededor de 0,320 g/cm³. Las composiciones de los tejidos del *fantoma* se describen en la Tabla 2.2. El torso y la cabeza están estructurados en 3,5 secciones transversales de 2,5 cm cada una [52].

Tabla 2.2. Composición del *Alderson Rando Phantom* (%) [52]

| Elemento | Pulmón | Músculo | Esqueleto |
|------------------------------------|---------------|----------------|------------------|
| H | 5,74 | 8,87 | 3,4 |
| C | 73,94 | 66,81 | 15,5 |
| N | 2,01 | 3,10 | 4,2 |
| O | 18,4 | 21,13 | 43,5 |
| Na | - | - | 0,1 |
| Mg | - | - | 0,2 |
| P | - | - | 10,3 |
| S | - | - | 0,3 |
| Ca | - | - | 22,5 |
| Sb | 0,16 | 0,08 | - |
| Densidad (g/cm³) | 0,32 | 1,00 | 1,92 |

Se realizó una tomografía al *fantoma* antropomórfico de cabeza en las instalaciones de UC Irvine, California - Estados Unidos de América. Se utiliza un tomógrafo simulador de la marca Philips, modelo Brilliance, de 16 cortes, capaz de un espesor de corte axial de 0,85 mm y un escaneo angular de $\pm 20,0$ grados. Se guardan las imágenes en formato DICOM. Se usaron cortes de 1,00 mm de espesor para el escaneo.

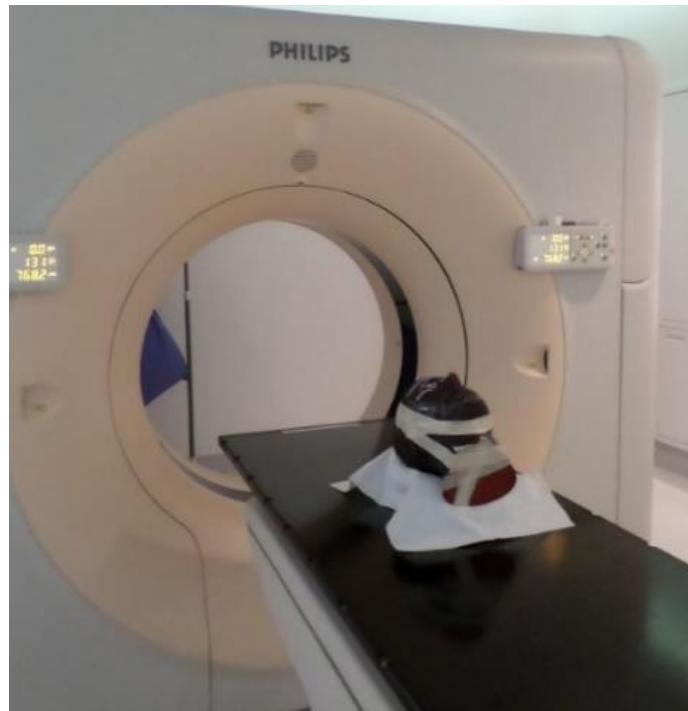


Figura 2.3. Tomógrafo Philips del UC Irvine y *fantoma* antropomórfico de cabeza. Ya que será un caso de SRS, el estudio tomográfico se realizó con cortes de 1,00 mm de espesor [Foto tomada por el autor].

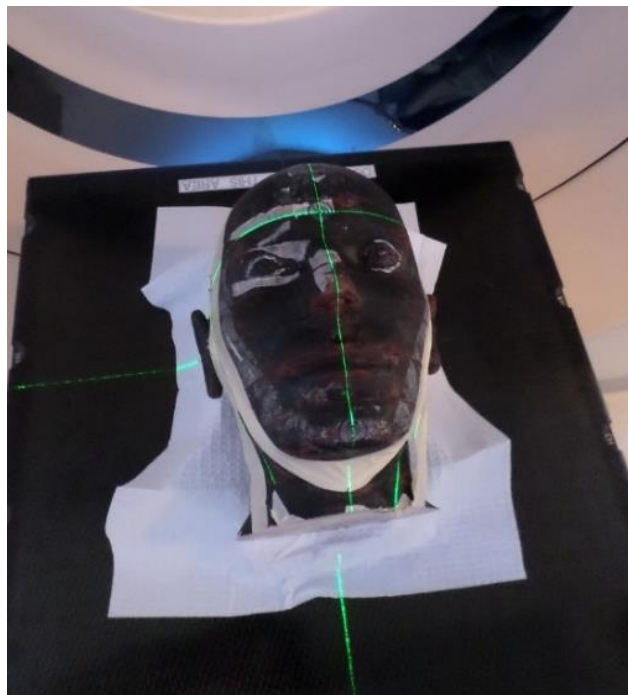


Figura 2.4. Alineación con láser del *fantoma* antropomórfico de cabeza para la tomografía. Se alineó, de manera que el láser vertical vertical esté prácticamente en el centro del *fantoma* y el láser horizontal se hizo coincidir con uno de los cortes del *fantoma* [Foto tomada por el autor]

2.2.2. Definición de volúmenes

La tomografía realizada del *fantoma* antropomórfico de cabeza se fusiona con la tomografía de un paciente con diecinueve metástasis intracraneales, donde se definieron los Volúmenes Blanco Clínico (CTVs) y los órganos de riesgo (OR) por el neurocirujano y el radiooncólogo.

Los Volúmenes Blanco de Planificación (PTVs) para cada lesión se generó mediante la adición de un margen de 1,0 mm a cada CTV. Al momento de realizar la planificación del tratamiento, se definen los CTVs y PTVs como “Alta Resolución”, esta es una opción en el TPS Eclipse V.11.

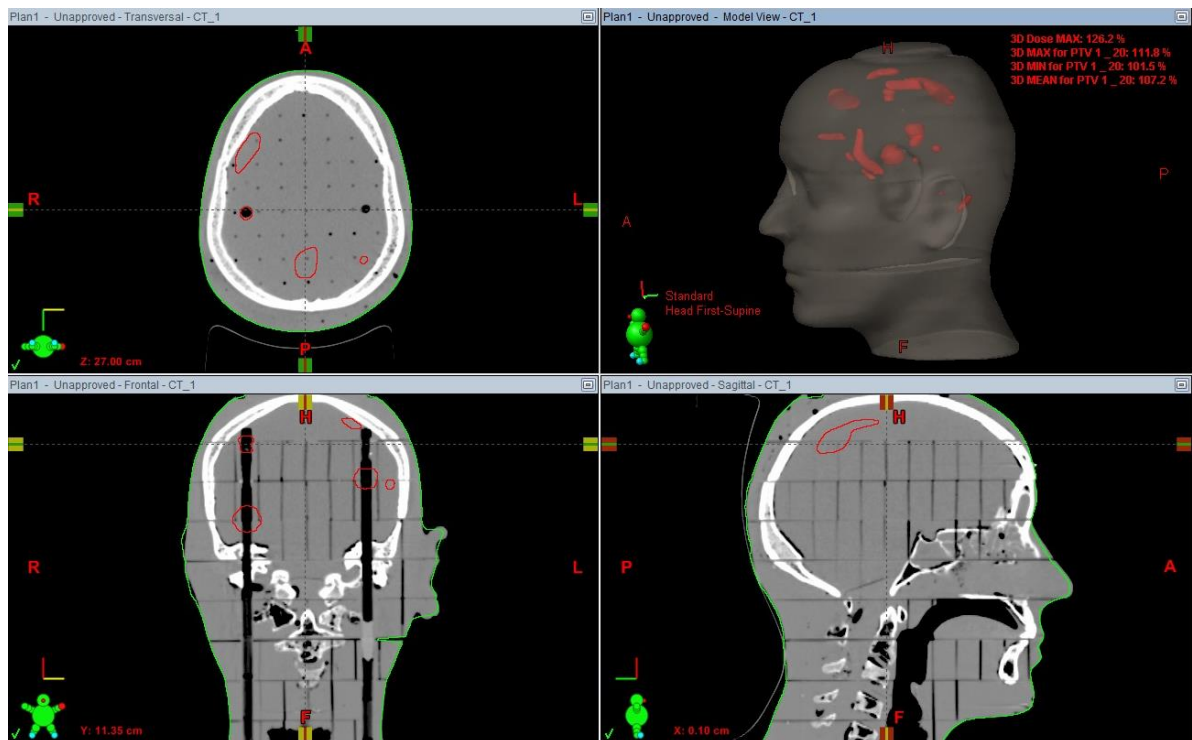


Figura 2.5. Tomografía del *fantoma* antropomórfico de cabeza fusionado con las diecinueve metástasis intracraneales de un paciente real.

2.2.3. Configuración de los haces de radiación

Se realiza la planificación sobre el *fantoma* antropomórfico de cabeza, con los volúmenes blanco de las diecinueve metástasis intracraneales definidas por el neurocirujano y radiooncólogo. Se planifica el tratamiento de SRS con la técnica VMAT en el TPS ECLIPSE V.11, con una grilla de cálculo de 0,10, para la irradiación se emplea un acelerador lineal de la marca VARIAN, modelo TrueBeam STX, con sistema de multiláminas High Definition 120 Leaf MLC, energía de fotones de 6 MV en el modo libre de filtro aplanador (FFF), con una tasa de dosis absorbida de 1400 UM/min.

Al usar el modo FFF, se retiró el filtro aplanador del haz de radiación, eso produjo que la tasa de dosis absorbida aumente hasta a 1400 UM/min con la energía de 6 MV, por lo que el tiempo del tratamiento disminuye considerablemente.

Se utilizó un único isocentro para los diecinueve PTVs. En esta configuración, el isocentro no se colocó sobre una lesión en partículas, sino en una posición en la cual los diecinueve PTVs estén dentro del campo de irradiación. La dosis absorbida se prescribió a la curva de isodosis 100% con relación a un punto de referencia dentro de una lesión. La dosis prescrita fue de 20,0 Gy para lesiones < 1,00 cm³, 18,0 Gy para lesiones entre 1,00 cm³ y 3,00 cm³ y 16,0 Gy para lesiones > 3,00 cm³.

Tabla 2.3. Configuración de haces de radiación para el tratamiento de SRS

| Campo | Técnica | Energía | Gantry | Colimador | Mesa | Campo X | Campo Y | MU |
|-------|---------|---------|---------------------------|-----------|------|---------|---------|------|
| Arc 1 | VMAT | 6X-FFF | 181° Sent. Horario 179° | 45° | 0° | 14,7 | 14,3 | 3146 |
| Arc 2 | VMAT | 6X-FFF | 179° Sent. Antihorario 0° | 45° | 330° | 14,7 | 14,3 | 2101 |
| Arc 3 | VMAT | 6X-FFF | 0° Sent. Horario 179° | 45° | 300° | 14,7 | 14,3 | 2262 |
| Arc 4 | VMAT | 6X-FFF | 0° Sent. Antihorari 181° | 45° | 30° | 14,7 | 13,8 | 1368 |
| Arc 5 | VMAT | 6X-FFF | 181° Sent. Horario 0° | 45° | 60° | 14,7 | 14,3 | 1845 |



Figura 2.6. Planificación SRS Radiocirugía Estereotáctica de multiples metástasis en TPS Eclipse V.11, planificación con 5 arcos (1 arco de 358° y 4 arcos de 179°).

2.2.4. Índice de conformidad

Luego de realizar el plan de tratamiento, y observando el HDV, se calculó manualmente los valores de IC de cada PTV con la fórmula (Ec. 1.1). También se encontraron los valores del volumen de cada PTV, volumen de isodosis prescrita, el porcentaje de cobertura a los PTV, D100, que representa la curva de isodosis que cubre el 100 % del volumen del PTV y D90, que representa la curva de isodosis que cubre el 90,0 % del volumen del PTV. También se calcula las respectivas incertidumbres, según la referencia [54]

2.3. Calibración de la película radiocrómica EBT3

Las películas fueron expuestas en un *fantoma* de agua sólida compuesto por láminas de 30,0 cm × 30,0 cm (PTW, Freiburg, Alemania), con 12,0 cm de agua sólida por debajo de la película y 1,40 cm por arriba de la película. La distancia fuente-película fue

100 cm + 1,40 cm (D_{máx}) = 101,4 cm. Se cortaron muestras de la película (2,00 cm x 2,50 cm) y se irradiaron perpendicularmente con energía de 6 MV en modo FFF, con tamaño de campo de 10,0 cm × 10,0 cm en el isocentro y tasa de dosis absorbida de 1400 UM/min.

Las películas fueron expuestas a los niveles de dosis absorbida de 2, 4, 8, 16, 18, 20, 22, 26, 30 Gy. Adicionalmente, también se realizó la calibración de los TLD en las mismas dosis absorbida irradiadas de las películas.

2.3.1. Protocolo de escaneo y obtención de la curva sensitométrica

Se utilizó un escáner de superficie plana, Epson Expression 10000XL (Seiko Epson Corp., Nagano, Japón), y su software asociado, EPSON SCAN V3.04, se utilizó para leer todas las películas radiocrómicas.

Todas las películas se escanearon un día después de la irradiación, por recomendación del fabricante, ya que las variaciones producidas en el color de la película con el tiempo, deben ser lo suficientemente pequeñas para no dar lugar a errores significativos en su uso para aplicaciones clínicas.

Las imágenes fueron adquiridas en el modo de transmisión y orientación horizontal, según lo recomendado por el fabricante, ya que el artefacto respuesta lateral sobre los escáneres CCD es menor en esta orientación en comparación con orientación vertical. Imágenes [39] RGB-positivas se recogieron a una profundidad de 48,0 bits por canal de color con una resolución espacial de 72,0 dpi correspondientes a un tamaño de píxel de 0,350 mm × 0,350 mm, y se guarda en formato tiff.

Mediciones y análisis de imágenes se realizaron en un ROI de 1,50 cm × 1,50 cm. Además, una exploración a una película sin irradiar se obtuvo en el mismo ROI para tener en cuenta la lectura de radiación de fondo natural.

Imágenes en bruto, de las películas irradiadas fueron importadas al software

DoseLab Pro (Mobius Medical Systems, LP), para su posterior procesamiento de imágenes. Para reducir el ruido de la imagen inherente, el software permite considerar la radiación de fondo natural de cada película escaneada, generando otra imagen teniendo en cuenta la película de fondo sin irradiar.

Los valores de respuesta del escáner fueron convertidos para cada canal a la densidad óptica (DO) neta, y la curva sensitométrica se calculó utilizando definiciones dadas por Devic et al. [40-41].

La reproducibilidad del escáner de superficie plana, que se obtiene de exploración repetidamente una película en diferentes momentos, estaba por debajo de 0,20 %. Falta de uniformidad de película y las variaciones de película a película de medida a partir de tres películas de un solo lote, siguiendo el método propuesto por Saur et al. [42], eran menos de 1,00 %.



Figura 2.7. Calibración de películas dosimétricas radiocrómicas Gafchromic EBT3. Se observa diferente contraste de las películas, mientras mayor sea la dosis absorbida suministrada, mayor será el oscurecimiento de la película [Foto tomada por el autor].

2.4. Preparación del *fantoma* antropomórfico de cabeza para la irradiación

Se procedió colocando las películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 en el interior del *fantoma* antropomórfico de cabeza. Se colocó una película en cada uno de los primeros cuatro cortes de la parte superior del *fantoma*, donde se ubican las lesiones.

En un inicio se cortó las películas de forma rectangular, pero luego se cortaron con la forma del contorno del *fantoma*, para observar si había pérdida de información en las dosis absorbida a evaluar, pero no se encontró diferencia significativa.



Figura 2.8. *Fantoma* antropomórfico de cabeza y película dosimétrica Gafchromic EBT3 [Foto tomada por el autor].



Figura 2.9. Colocación de las películas dosimétrica Gafchromic EBT3 en cada capa del *fantoma* antropomórfico de cabeza para la irradiación. Se colocaron cuatro películas en el interior del *fantoma* [Foto tomada por el autor].

Adicionalmente, se le colocó TLD en los orificios de los cuatro primeros cortes del *fantoma* antropomórfico de cabeza, en los mismos cortes en los que se colocaron las películas. Para la caracterización de los TLD se tomó como referencia el trabajo de (Lozano IB, 2011) [48].

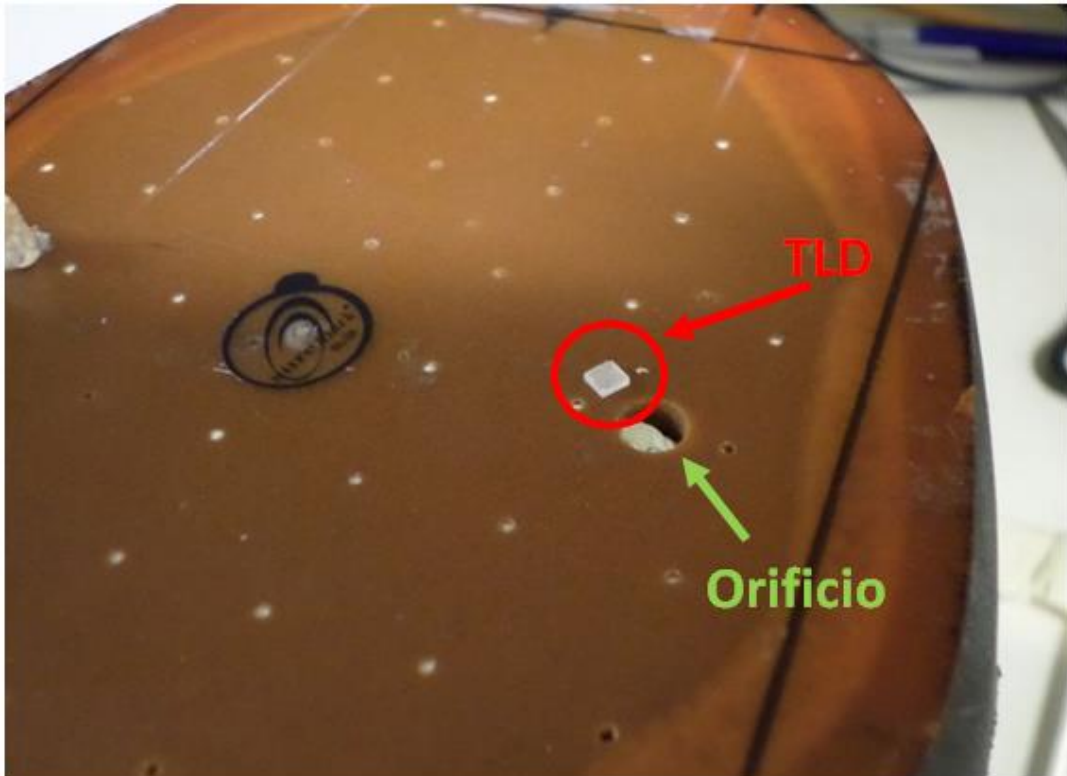


Figura 2.10. Dosímetro TLD que se introduce en el orificio de uno de los cortes del *fantoma* antropomórfico de cabeza [Foto tomada por el autor].

2.5. Posicionamiento e Irradiación del *fantoma* antropomórfico

Se realizó la verificación del posicionamiento (Figura 2.11) usando el Cone Beam CT o tomografía computarizada de haz cónico (CBCT), luego se procedió con la irradiación del tratamiento en el *fantoma* antropomórfico de cabeza con las películas dosimétricas Gafchromic EBT3 en su interior, con el acelerador lineal TrueBeam STX. Se empleó fotones de 6 MV y en el modo FFF. Según la planificación SRS con ECLIPSE V.11, se realizó cinco arcos, uno axial de 358° con mesa en 0° y los otros cuatro arcos de 180° con una rotación de mesa determinada, de 30°, 60°, 330° y 300°.

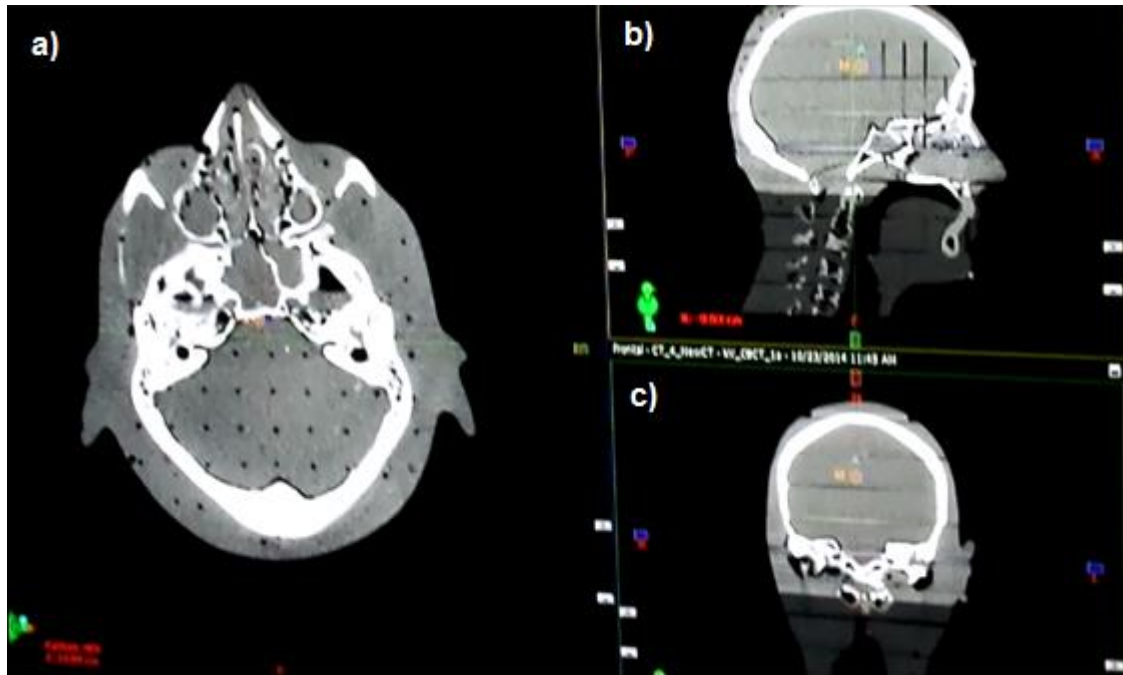


Figura 2.11. CBCT del *fantoma* antropomórfico de cabeza. (a) Vista axial. (b) Vista sagital y (d) Vista coronal, se realizó para verificar el correcto posicionamiento [Foto tomada por el autor].

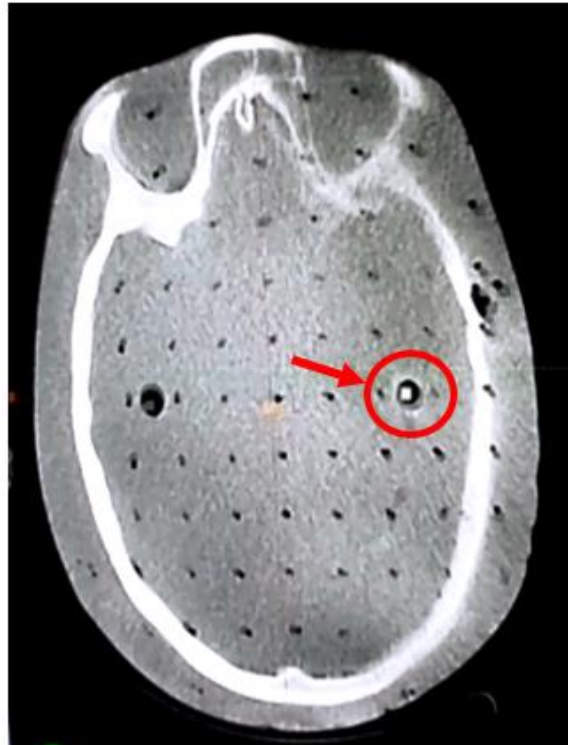


Figura 2.12. CBCT visualizando el TLD colocado en el *fantoma* antropomórfico de cabeza. En este corte axial se observó en uno de los agujeros del *fantoma*, la posición del TLD colocado [Foto tomada por el autor].

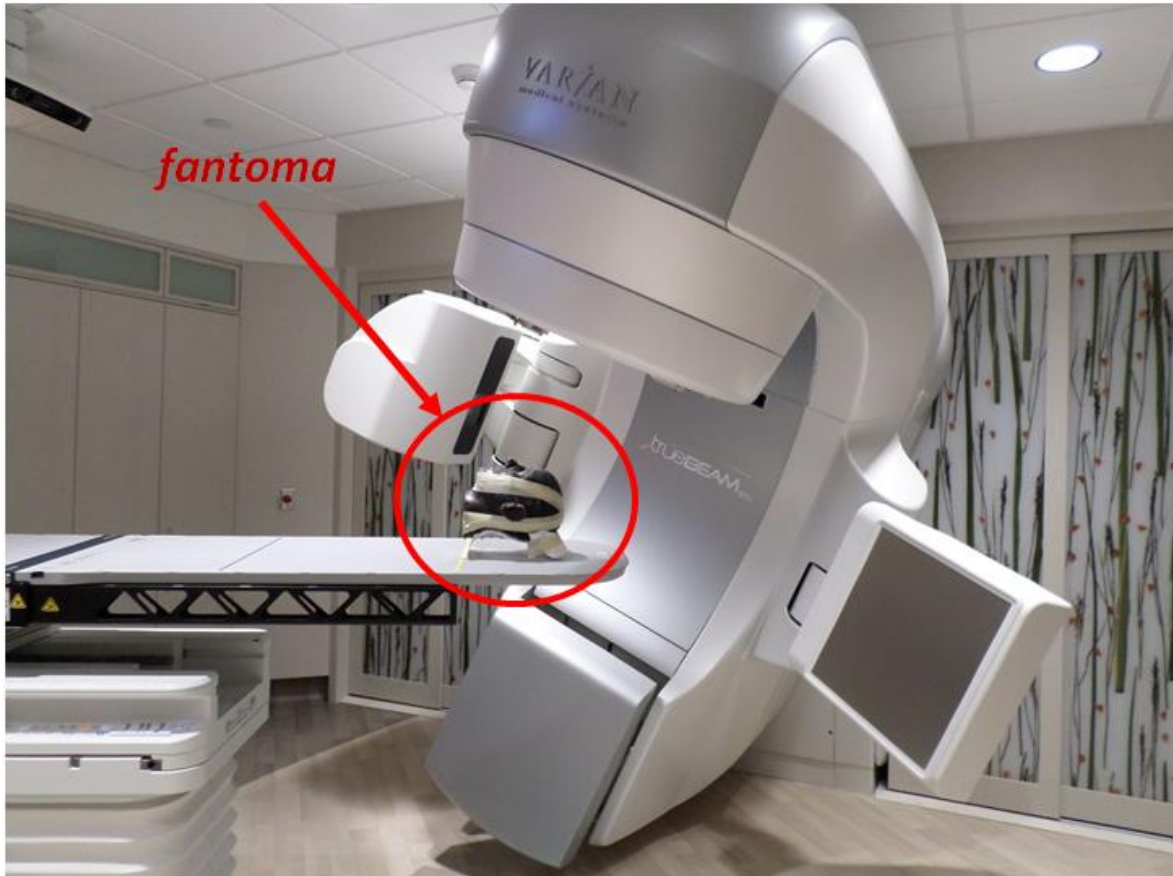


Figura 2.13. Irradiación del *fantoma* antropomórfico de cabeza con el acelerador lineal TrueBeam STX de la marca VARIAN del UC Irvine en California [Foto tomada por el autor].

2.6. Análisis de películas EBT3 y TLD

2.6.1. Análisis de películas EBT3

Luego de la irradiación, se procedió a retirar las películas dosimétricas irradiadas del *fantoma*, se guardaron en un sobre cerrado donde no llegaba la luz, y luego de un tiempo de 24 horas aproximadas, se escanearon las películas en el escáner EPSON Expression 10000XL.



Figura 2.14. Película dosimétrica Gafchromic EBT3 rectangular irradiada en el *fantoma* antropomórfico de cabeza. En un primer momento se cortó las películas de forma rectangular [Foto tomada por el autor].



Figura 2.15. Película dosimétrica Gafchromic EBT3 ovalada irradiada en el *fantoma* antropomórfico de cabeza. Se cortó las películas con la forma de la superficie del *fantoma*) [Foto tomada por el autor].

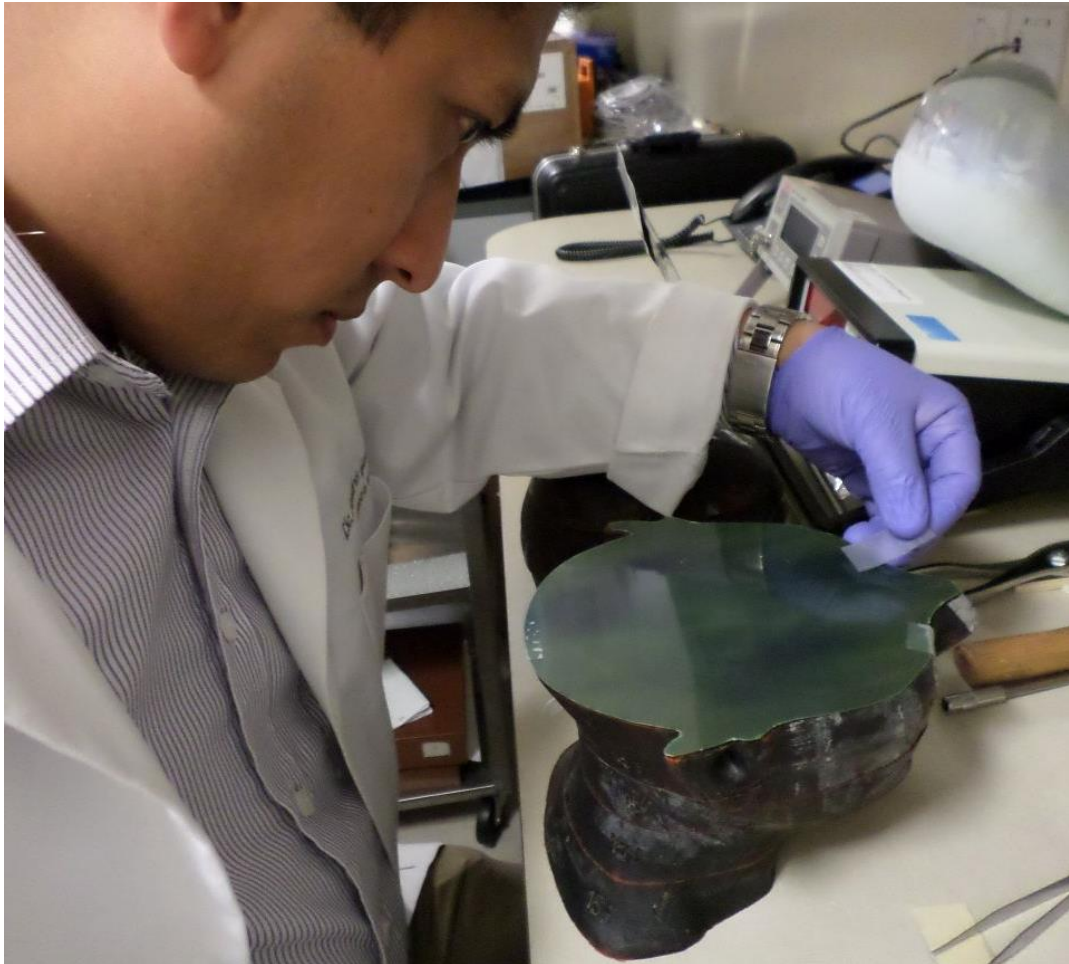


Figura 2.16. Retirando la película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada del *fantoma* antropomórfico de cabeza. Se usaron guantes durante todo el procedimiento de manipulación de las películas [Foto tomada por el autor].

2.6.2. Análisis de dosímetros TLD

En primer lugar, para la pre-irradiación los TLD se sometieron a 400 °C por una hora y seguidamente a 100 °C por dos horas, según la recomendación del fabricante.

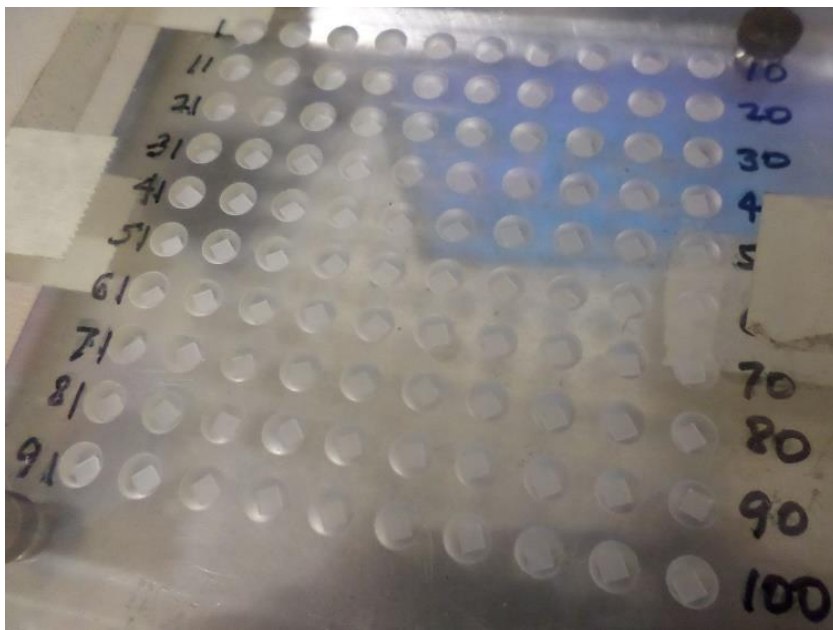


Figura 2.17. Set de dosímetros TLD usados [Foto tomada por el autor].

Para la lectura de los TLD, se utilizó un lector de la marca HARSHAW TLD, modelo 5500 de lectura automática [Foto tomada por el autor].



Figura 2.18. Lector de dosímetros TLD.

Fuente: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/HARSHAWTLD5500>

Tabla 2.4. Características del lector de TLD utilizado [49]

| Nombre | Detalle |
|---|--|
| Uniformidad de lotes | ± 30 % factor estandar |
| Descripción | Modelo 5500 TLD Reader Instrument |
| Rango de dosis | Rango de medición: 10,0 μ Gy a 1,0 Gy (lineal) y 1,0 Gy a 20,0 Gy (supralineal) |
| Umbral de detección | $< 10,0 \mu$ Gy para 10 lecturas secuenciales de un dosímetro no expuesto |
| Reutilización del dosímetro | > 500 |
| Rango dinámico | 7 décadas |
| Tasa de flujo | Caudal: regulado internamente a 400 litros por hora, si se proporciona una presión específica |
| Altura (métrico) | 48,0 cm |
| Humedad | Funciones dentro de las especificaciones después de una exposición de 24 horas al 95 % y posterior recuperación de 6 horas |
| Linealidad | Mejor que 1,0 % |
| PMTs | Refrigerador PMT termoelectrónico para una máxima estabilidad de ganancia |
| Tipo de radiación | Fotones, electrones, neutrones |
| Luz de referencia | LED estabilizado por temperatura |
| Repetibilidad | para dosis de 1,0 mGy (100 mrad) 137Cs, $> 2,0$ % de desviación estándar de 10 mediciones secuenciales |
| Estabilidad | Estabilidad del HV: $\pm 0,005$ % por hora, $\pm 0,02$ % por 8 horas |
| Temperatura de funcionamiento (métrico) | 15°C a 40°C |
| Temperatura de almacenamiento (métrico) | -10°C a 60°C |
| Perfiles de tiempo y temperatura | Múltiples ciclos de calentamiento programables y lineales incluyen recocido previo a la lectura, adquisición y ciclos de recocido posteriores a la lectura; Tiempo de ciclo típico por detector: típicamente 30 segundos |
| Fuente de alimentación | 100/120/220/240 VAC |
| Masa | 40,0 kg |
| Exposición a la luz ambiental | Funciones dentro de las especificaciones cuando se expone a luz ambiental de hasta 1,000 Lux con tapa en el lector |
| Usar con | Materiales de TLD de Thermo Scientific, Accesorios de TLD de Thermo Scientific |
| Tipo de detector | Detector de termoluminiscencia |
| Sensibilidad | Depende de la configuración Usado |
| Tipo | Lector de dosímetro de radiación |

Se tuvo mucho cuidado de no agarrar los TLD con la mano, sino con pinzas y mucho orden para no confundir las lecturas que correspondían a cada TLD. Cada TLD se colocó en un espacio vacío, comenzando por la posición 1, consecutivos y en sentido horario, dentro del porta TLD (Figura 2.17) para su lectura.

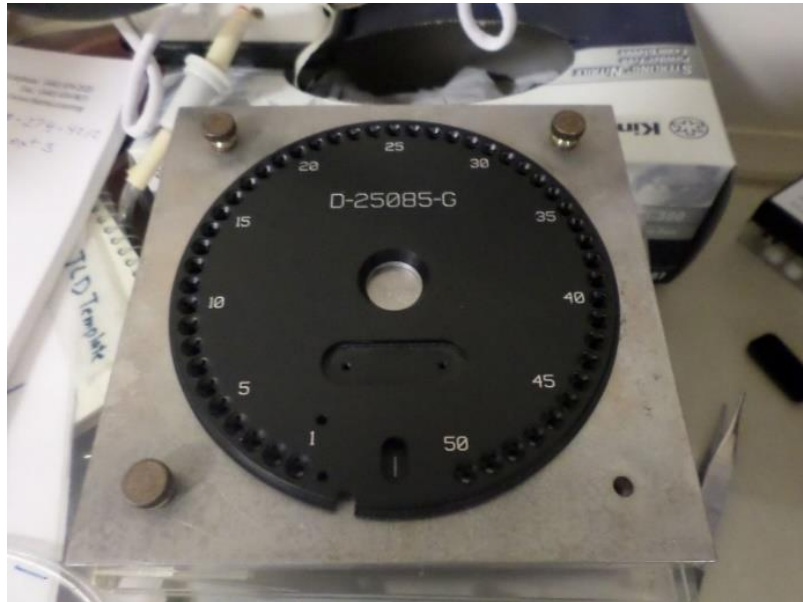


Figura 2.19. Porta TLD del lector dosimétrico [Foto tomada por el autor].



Figura 2.20. Colocación del porta TLD dentro del lector. Fuente: <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/HARSHAWTLD5500>

2.7. Control de calidad usando el ArcCHECK®

Luego, se realizó el CC usando el ArcCHECK® de Sun Nuclear, que cuenta con una matriz cilíndrica de 1386 diodos. Las especificaciones técnicas se detallan en la Tabla 2.5.

Tabla 2.5. Características del ArchChek [50]

| Nombre | Detalle |
|-----------------------------------|---|
| Tipo de detector | Detectores de diodos SunPoint |
| Cantidad de detectores | 1386 |
| Tamaño active del detector | 0,8 mm x 0,8 mm |
| Dimensiones | Longitud: <ul style="list-style-type: none"> • Sección de matriz = 32,38 cm (12,75 in) • Longitud total = 44.29 cm (17.44 in) Diámetro: <ul style="list-style-type: none"> • Sección de matriz = 26,59 cm (10,47 in) • Sección electrónica = 28,42 cm (11,19 in) • Cavidad central = 15,0 cm |
| Espacio entre detectores | 1,0 cm a lo largo de la longitud cilíndrica, 1,0 cm a lo largo de la circunferencia |
| Densidad cilindro externo | 3,28 ± 0,1 g/cm ² (equivalente de agua) |
| Backscatter | 3.3 ± 0.1 g/cm ² |
| Profundidad física del detector | 2,9 cm |
| Geometría de matriz | Distribución helicoidal (HeliGrid) |
| Material Phantom | PMMA (Acrílico) |
| Volumen del detector | 0,000019 cm ³ |
| Sensibilidad | 0,4 nC/Gy |
| Estabilidad del detector | 0,5 %/kGy a 6,0 MV |
| Radiación medida | Fotones, Co-60 hasta 25 MV |
| Tasa de dosis | Hasta 18,0 cGy/s (continuo o pulsado) |
| Dependencia de la tasa de dosis: | ± 1,0 % , 75,0 cm - 250 cm SSD |
| Tasa de dosis máxima no pulsada | 200 cGy/s |
| Max Dose/Pulse | 0,2 cGy |
| Frecuencia de actualización | 50,0 ms |
| Inclinómetros | Cantidad 2: uno para la rotación del cilindro y otro para el ángulo del plano coronal (inclinación). El rango es de 0 a +/- 180 grados, y la precisión es de +/- 0,5 grados |
| Funcionamiento | 90 - 240 Vac, 47 - 63 Hz |
| Rango de voltaje | 18 VDC ± 3,6 VDC |
| Potencia de funcionamiento normal | < 12,0 W |
| Temperature | Funcionamiento: 18 °C hasta 30 °C (64 °F) |

| | |
|------------------------------|--|
| | hasta 86 °F) Almacenamiento: -30 °C hasta +50° C (-22 °F a 122 °F) |
| Humedad relativa | Funcionamiento: 20 % hasta 80 % Almacenamiento: 10% hasta 90% (sin condensación) |
| Número de cables de conexión | 1,0 (Un único cable de alimentación y datos), con 8 pines DIN bi-direccional |
| Dimensiones | 27,0 cm x 43,0 cm |
| Masa | 16,0 kg |
| Requisitos de la computadora | 4,0 GB RAM, 1 puerto USB 2,0, procesador Dual-core (2,4 GHz o superior), espacio en disco duro de 5,0 GB, tarjeta de video OpenGL hardware accelerated VRAM de 32 MB, color de 32 bits |



Figura 2.21. CC usando el ArcCHECK® de Sun Nuclear y el acelerador lineal TrueBeam STX de VARIAN en el UC Irvine, California [Foto tomada por el autor].

CAPITULO 3

Resultados

3.1. Caracterización de las películas Gafchromic EBT3

3.1.1. Repetibilidad

La Figura 3.2, presenta el comportamiento de las medidas de dosis absorbida con sus respectivas incertezas, utilizando un haz de fotones de 6 MV para 2,89 Gy. Los resultados de las absorbancias obtenidas muestran que las películas presentan un comportamiento con una incertidumbre de 0,001.

3.1.2. Reproducibilidad y estabilidad

En la Figura 3.1, se tiene el comportamiento de las medias de 4 medidas de las películas irradiadas con una dosis absorbida de 2,89 Gy para fotones de 6 MV, normalizadas para el valor de la primera película dosimétrica.

En el estudio de reproducibilidad y estabilidad, se observa que el grado de concordancia entre los resultados de las medidas realizadas con diferentes películas irradiadas (en las mismas condiciones). Para este trabajo fue utilizado el mismo lote de las películas.

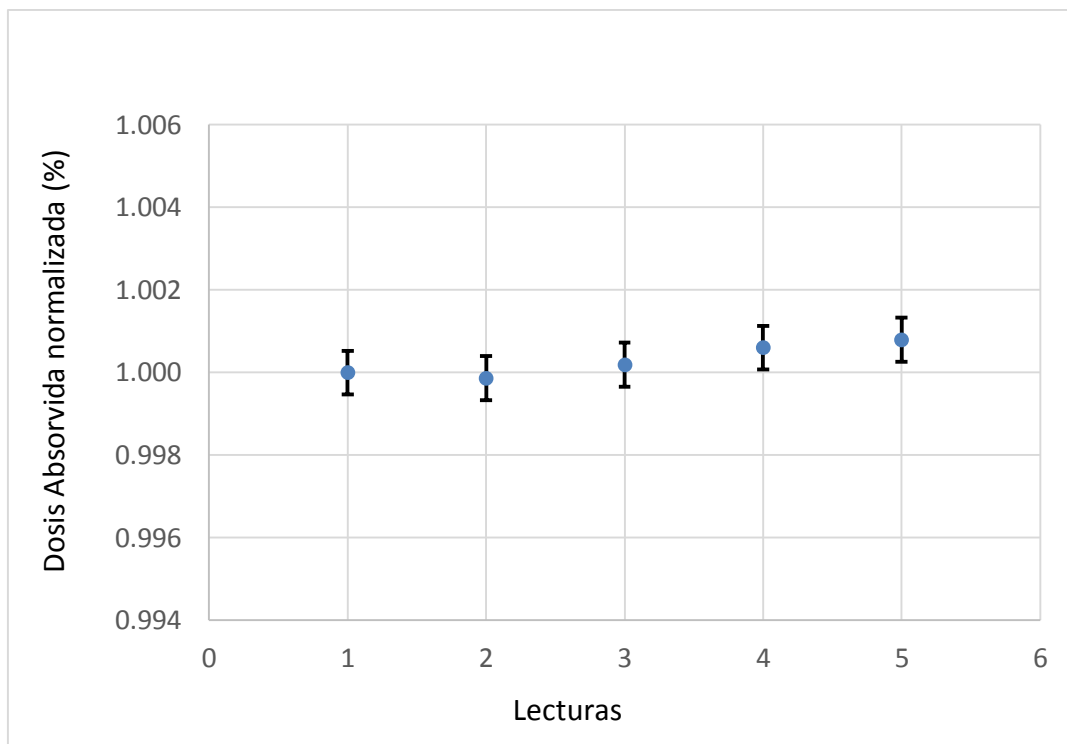


Figura 3.1. Valores de dosis absorbida en las películas dosimétricas irradiados con haces de fotones de 6 MV, con un campo de 10,0 cm x 10,0 cm, DFS 100 cm y a profundidad de 5,00 cm, en un Trilogy/VARIAN.

3.1.3. Linealidad y sensibilidad

Se presenta el comportamiento de las medidas de las lecturas de densidad óptica (DO) con un haz de fotones de 6 MV para diferentes valores de dosis absorbida. A partir de 10,0 Gy se presenta el efecto de saturación como se observa en la Figura. 3.2 y en la Figura 3.3 se observa un comportamiento lineal hasta una dosis absorbida menor de 10,0 Gy.

La ecuación de la recta está representada de la siguiente manera:

$$DO = 378122 \cdot D + 10^7 \quad (3.1.)$$

Siendo:

DO: Densidad óptica
D(Gy): Dosis absorbida

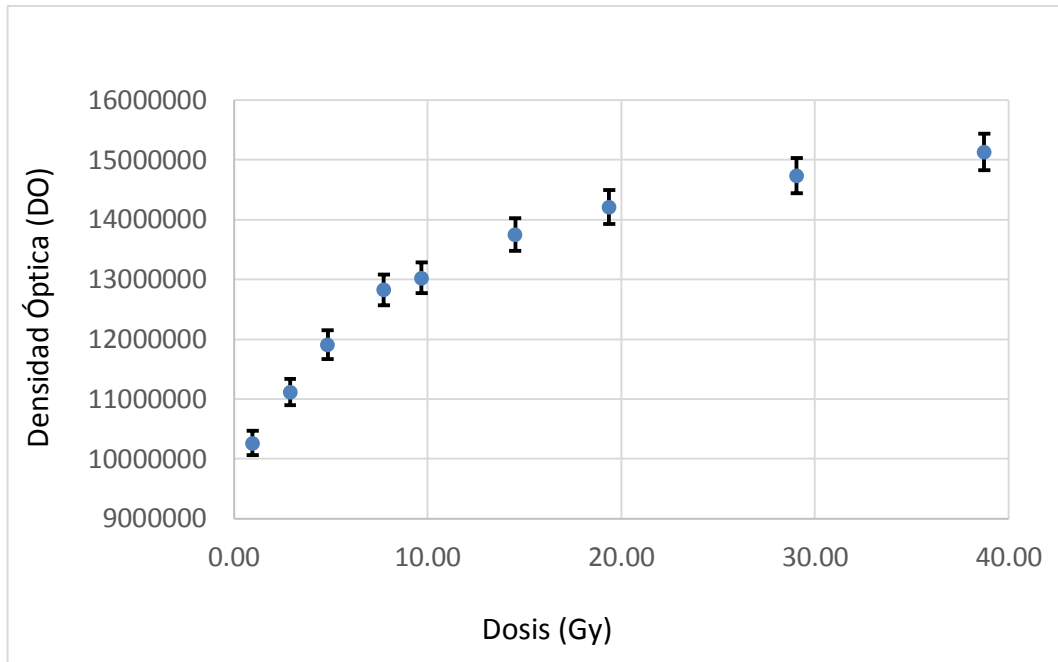


Figura 3.2. Gráfico dosis absorbida (Gy) Vs densidad óptica (DO) hasta una dosis absorbida de 38,7 Gy. Se observó un comportamiento lineal hasta una dosis absorbida menor a 10,0 Gy, a partir de 10,0 Gy en adelante se observó el efecto de saturación.

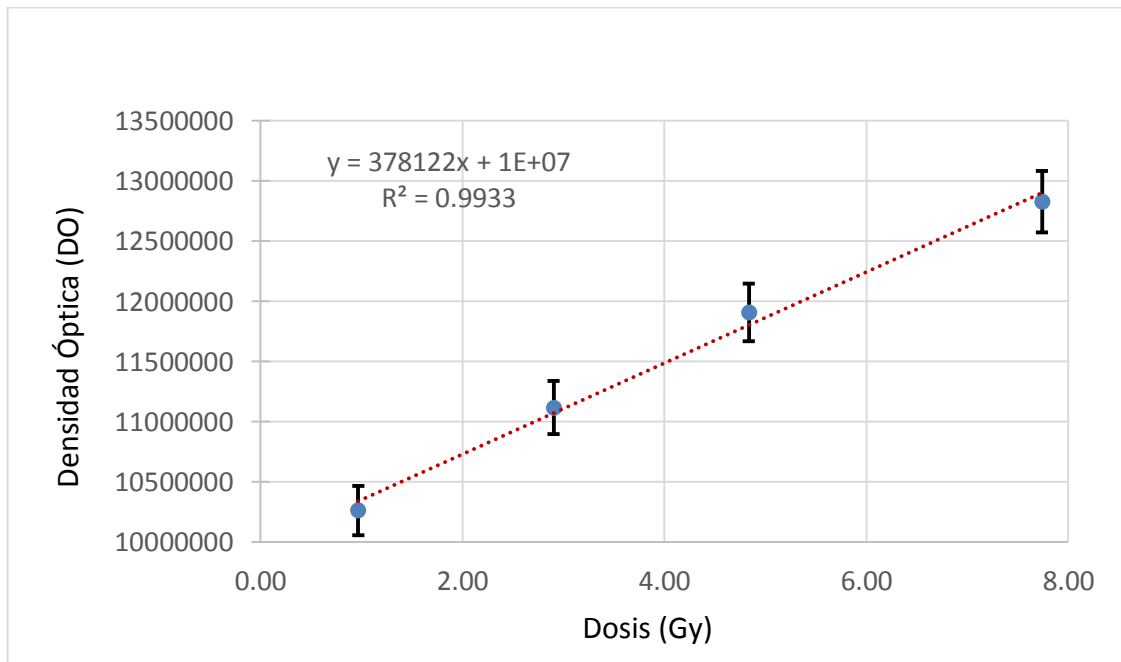


Figura 3.3. Gráfico del ajuste lineal de la curva Dosis absorbida (Gy) Vs Densidad Óptica (DO) hasta una dosis absorbida de 7,70 Gy. Como la dosis absorbida fue menor de 10,0 Gy, se observó un comportamiento lineal, tal como lo señala Casanova V y col. [36].

3.1.4. Dependencia Energética

Se obtuvieron los valores de los factores de corrección para la energía normalizada para el valor de energía de ^{60}Co , que es presentado en la Figura 3.4. Los datos obtenidos tienen un comportamiento lineal con un coeficiente de corrección $R^2 = 1,0$, teniendo una dependencia energética no significativa. La relación de los factores de corrección para la energía en función de los valores de la energía es dada por:

$$F_e = +1,0000 - 0,0003(E) \quad (3.2.)$$

Donde:

F_e : Factor de energía
 E : Energía

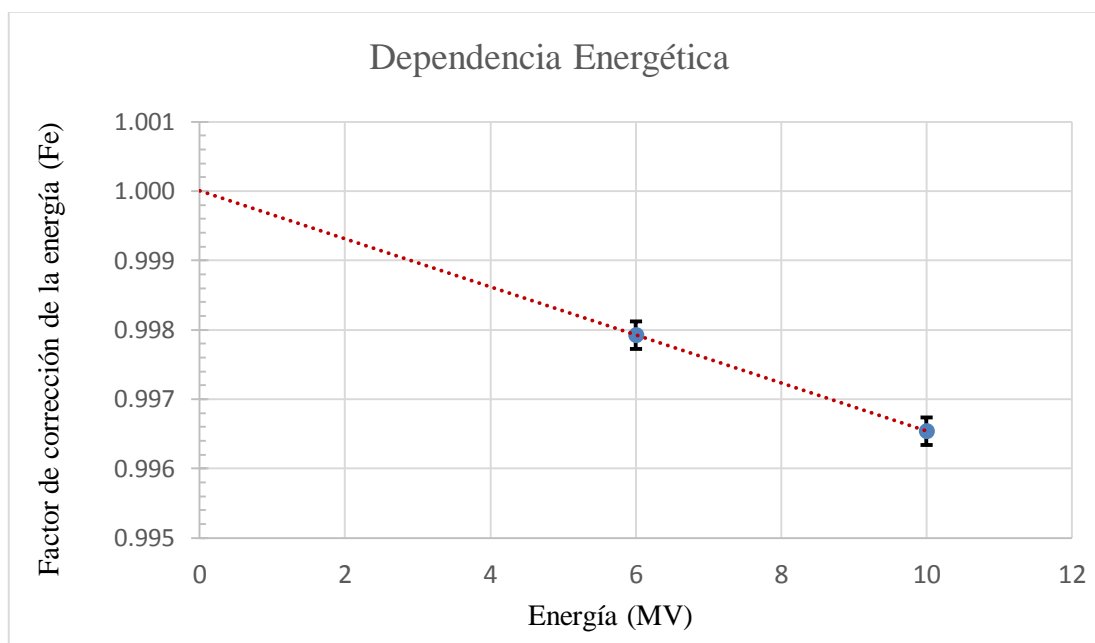


Figura 3.4. Factor de corrección para la energía en función de los valores de energía para las películas, irradiadas con fotones de 6 MV y 10 MV, tamaño de campo 10,0 cm x 10,0 cm, profundidad de 5,0 cm.

3.1.5. Dependencia de la tasa de dosis absorbida

En la Figura 3.5 se presenta la DO normalizada en función de la tasa de dosis absorbida (UM/min), obteniendo como resultado que las películas no presentan una dependencia considerable con la tasa de dosis absorbida.

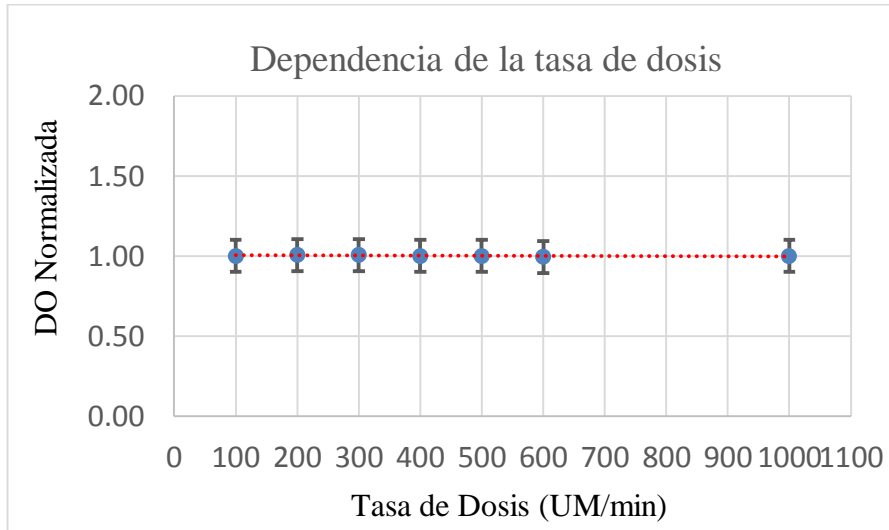


Figura 3.5. Dependencia de la tasa de dosis absorbida para las películas Gafchromic EBT3, irradiadas con fotones de 6 MV, para un campo de 10,0 cm x 10,0 cm, DFS de 100 cm y profundidad de 5,00 cm.

3.1.6. Desvanecimiento

En esta prueba de desvanecimiento se consiguió mostrar un periodo de estabilidad de respuesta de la película para un intervalo de 21 días, la película se almacenó con un protector a la luz y en su respectiva caja. Los resultados presentaron un desvanecimiento poco significativo. La figura 3.6. se presenta el comportamiento de las medidas de DO normalizado con respecto del tiempo, con $R^2 = 0,997$, para un ajuste lineal de:

$$F_{des} = +1,0002 - 0,0003 (t) \quad (3.3.)$$

Donde:

- F_{des} : Factor de desvanecimiento
- t : Tiempo (días)

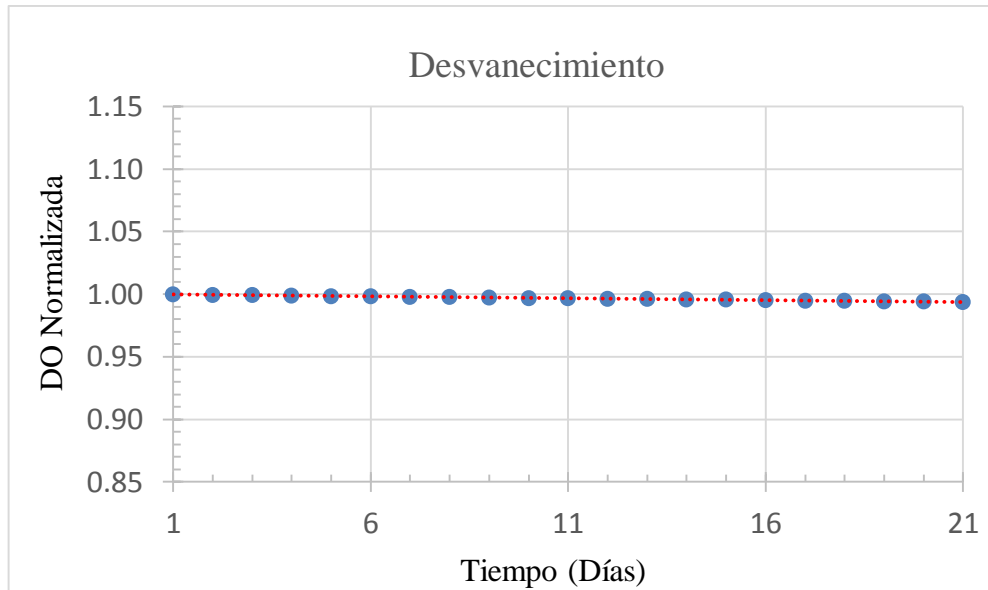


Figura 3.6. Desvanecimiento de la densidad óptica en función del tiempo, para las películas irradiadas con un haz de fotones de 6,0 MV, tamaño de campo de 10,0 cm x 10,0 cm, DFS de 100 cm y profundidad de 5,00 cm.

3.2. Planificación SRS con VMAT

La figura 3.7, muestra el histograma dosis-volumen, donde cada línea de color representa el volumen de una estructura contorneada, las líneas que están a la derecha que caen con una pendiente pronunciada son los PTV, que representan las 19 metástasis intracraneales, y las líneas que están a la izquierda representan los OR. Claramente se observa que la dosis absorbida de la mayoría de los OR está por debajo de los 6,00 Gy. La línea punteada de color rosada, representa el cerebro y tiene una D_{med} de 7,50 Gy. En la Tabla 3.1, se muestran los valores de dosis absorbida en los órganos de riesgo considerados como el cerebro, cristalinos, tronco cerebral, nervios ópticos, y ojos.

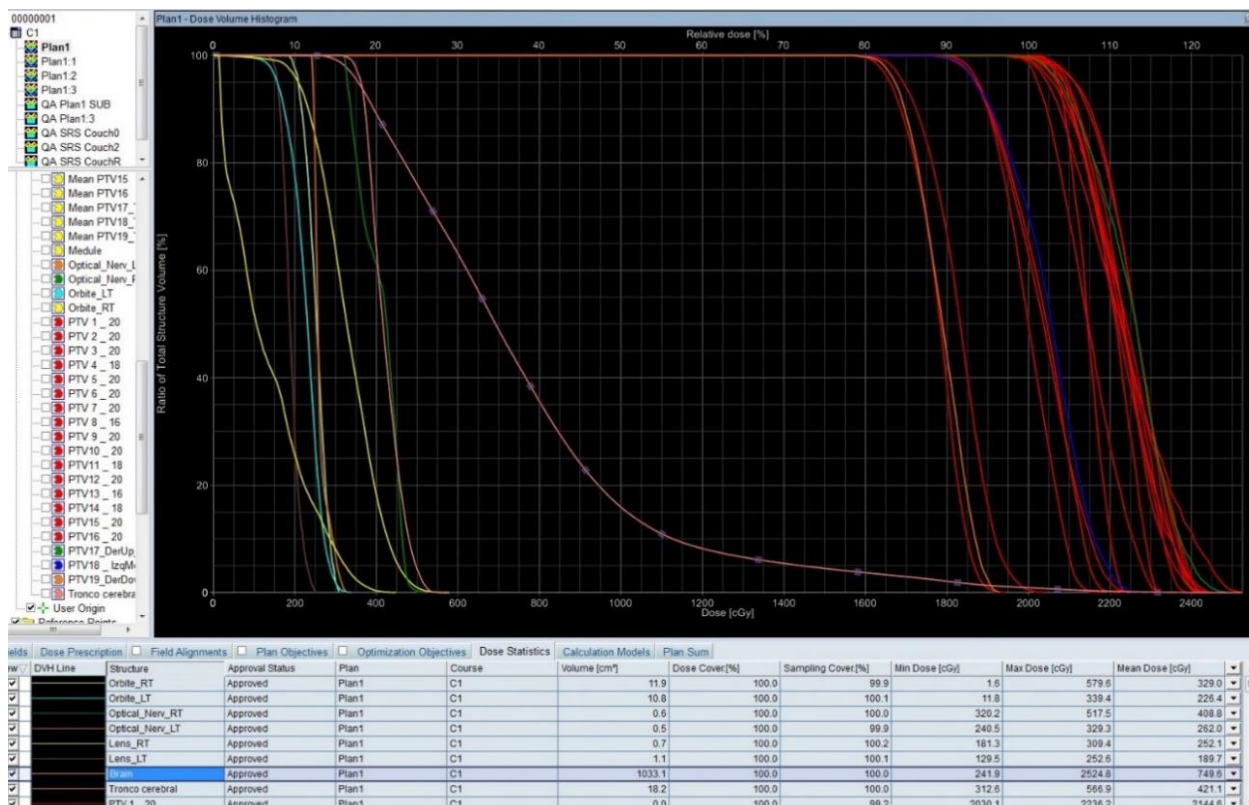


Figura 3.7. HDV mostrando las curvas que representa a los volúmenes blancos y los volúmenes de los órganos de riesgo. En el eje X se representa la dosis (cGy) y en el eje Y se representa el porcentaje de volumen de las estructuras. Las líneas que están a la derecha son los PTVs y las líneas que están a la izquierda son los órganos sanos.

Tabla 3.1. Dosis absorbida en tejido sano obtenidos de la planificación en Eclipse V.11

| Órgano | Dosis absorbida (Gy) | |
|-------------------|----------------------|--------------------|
| Cerebro | Dmed = 7,50 ± 0,01 | |
| Cristalino Der | Dmax = 3,09 ± 0,01 | Dmed = 2,52 ± 0,01 |
| Cristalino Izq | Dmax = 2,53 ± 0,01 | Dmed = 1,90 ± 0,01 |
| Tronco Cerebral | Dmax = 5,67 ± 0,01 | |
| Nervio óptico Der | Dmax = 5,18 ± 0,01 | |
| Nervio óptico Izq | Dmax = 3,29 ± 0,01 | |
| Ojo Der | Dmax = 5,70 ± 0,01 | Dmed = 3,29 ± 0,01 |
| Ojo Izq | Dmax = 3,39 ± 0,01 | Dmed = 2,26 ± 0,01 |

3.2.1. Índice de conformidad de los PTV

La Tabla 3.1, presenta los valores de IC de las 19 metástasis intracraneales, así como también los respectivos porcentajes de cobertura de la dosis prescrita, la dosis absorbida al 100 % del volumen del PTV (D100) y la dosis absorbida al 90,0 % del volumen del PTV (D90), obtenidos del HDV en la planificación, en el TPS Eclipse V.11. con un haz de fotones de 6 MV en modo FFF, para un acelerador lineal TrueBeam STX. Se planificaron 3 lesiones a 16,0 Gy, 4 lesiones a 18,0 Gy y 12 lesiones a 20,0 Gy, debido a su volumen $> 3,00 \text{ cm}^3$, entre el intervalo de $[1,00 \text{ cm}^3; 3,00 \text{ cm}^3]$, y $< 1,00 \text{ cm}^3$, respectivamente.

Los resultados de IC de las 19 metástasis intracraneales están dentro de los valores esperados [53], siendo el menor valor de $1,28 \pm 0,03$ y el mayor valor de $3,49 \pm 0,32$. Los cálculos de incertidumbres se realizaron según la referencia [54].

Tabla 3.2. Valores de índice de conformidad, porcentaje de cobertura, D100 y D90

| # | PTV | Dosis (Gy) | Volumen PTV (cm ³) | Volumen Isodosis (cm ³) | Índice de Conformidad | Cobertura (%) | D100 (Gy) | D90 (Gy) |
|----|--------|------------|--------------------------------|-------------------------------------|-----------------------|---------------|--------------|--------------|
| 1 | PTV 1 | 20,0 | 0,025 ± 0,005 | 0,04563 ± 0,000003 | 1,82 ± 0,37 | 100 ± 0,00 | 20,3 ± 0,005 | 20,8 ± 0,024 |
| 2 | PTV 2 | 20,0 | 0,595 ± 0,005 | 0,95280 ± 0,000080 | 1,60 ± 0,01 | 99,8 ± 0,029 | 19,7 ± 0,034 | 21,1 ± 0,008 |
| 3 | PTV 3 | 20,0 | 0,355 ± 0,005 | 0,67813 ± 0,000003 | 1,91 ± 0,03 | 99,6 ± 0,003 | 19,5 ± 0,029 | 21,5 ± 0,024 |
| 4 | PTV 4 | 18,0 | 1,205 ± 0,005 | 1,93113 ± 0,000003 | 1,60 ± 0,01 | 99,5 ± 0,003 | 17,7 ± 0,029 | 19,1 ± 0,019 |
| 5 | PTV 5 | 20,0 | 0,805 ± 0,005 | 1,30209 ± 0,000009 | 1,62 ± 0,01 | 99,8 ± 0,003 | 19,8 ± 0,030 | 21,2 ± 0,011 |
| 6 | PTV 6 | 20,0 | 0,065 ± 0,005 | 0,09045 ± 0,000015 | 1,39 ± 0,11 | 98,6 ± 0,00 | 19,6 ± 0,034 | 20,5 ± 0,019 |
| 7 | PTV 7 | 20,0 | 0,395 ± 0,005 | 0,64875 ± 0,000025 | 1,64 ± 0,02 | 99,4 ± 0,003 | 19,4 ± 0,03 | 21,0 ± 0,006 |
| 8 | PTV 8 | 16,0 | 3,265 ± 0,005 | 4,52786 ± 0,000036 | 1,39 ± 0,00 | 99,8 ± 0,003 | 15,9 ± 0,029 | 17,2 ± 0,006 |
| 9 | PTV 9 | 20,0 | 0,055 ± 0,005 | 0,19229 ± 0,000009 | 3,49 ± 0,32 | 99,8 ± 0,003 | 20,0 ± 0,029 | 21,0 ± 0,006 |
| 10 | PTV 10 | 20,0 | 0,145 ± 0,005 | 0,32303 ± 0,000003 | 2,23 ± 0,08 | 100 ± 0,00 | 20,1 ± 0,024 | 21,2 ± 0,005 |
| 11 | PTV 11 | 18,0 | 1,375 ± 0,005 | 2,73489 ± 0,000009 | 1,99 ± 0,01 | 99,9 ± 0,003 | 18,0 ± 0,024 | 19,0 ± 0,006 |
| 12 | PTV 12 | 20,0 | 0,455 ± 0,005 | 0,91603 ± 0,000003 | 2,01 ± 0,02 | 99,9 ± 0,003 | 20,0 ± 0,034 | 21,5 ± 0,006 |
| 13 | PTV 13 | 16,0 | 3,145 ± 0,005 | 4,42350 ± 0,000050 | 1,41 ± 0,00 | 99,6 ± 0,003 | 15,8 ± 0,008 | 16,9 ± 0,006 |
| 14 | PTV 14 | 18,0 | 1,385 ± 0,005 | 1,94200 ± 0,000000 | 1,40 ± 0,01 | 99,7 ± 0,004 | 17,8 ± 0,030 | 19,0 ± 0,005 |
| 15 | PTV 15 | 20,0 | 0,145 ± 0,005 | 0,34203 ± 0,000003 | 2,36 ± 0,08 | 99,1 ± 0,003 | 19,5 ± 0,030 | 20,9 ± 0,010 |
| 16 | PTV 16 | 20,0 | 0,185 ± 0,005 | 0,23643 ± 0,000003 | 1,28 ± 0,03 | 99,2 ± 0,003 | 19,8 ± 0,008 | 20,8 ± 0,006 |
| 17 | PTV 17 | 20,0 | 0,585 ± 0,005 | 0,79196 ± 0,000006 | 1,35 ± 0,01 | 99,8 ± 0,003 | 19,9 ± 0,013 | 21,1 ± 0,006 |
| 18 | PTV 18 | 18,0 | 1,615 ± 0,005 | 2,10043 ± 0,000003 | 1,30 ± 0,00 | 99,6 ± 0,003 | 17,8 ± 0,006 | 19,3 ± 0,207 |
| 19 | PTV 19 | 16,0 | 2,885 ± 0,005 | 3,71317 ± 0,000007 | 1,29 ± 0,00 | 99,8 ± 0,003 | 15,8 ± 0,018 | 17,0 ± 0,016 |

3.3. Calibración de la película Gafchromic EBT3

Se realiza la curva de calibración de las películas dosimétricas *Gafchromic EBT3*. Esta es una de las etapas importantes del análisis, ya que se van a comparar la dosis absorbida calculada en Eclipse y la dosis absorbida entregada a la película EBT3 por el acelerador lineal, de esta manera se define la relación entre la Densidad Óptica (DO) de la película radiocrómica irradiada y la dosis absorbida en cGy.

Tabla 3.3. Valores de calibración de las películas dosimétricas Gafchromic EBT3

| Densidad Óptica (DO) | Dosis absorbida (cGy) |
|----------------------|-----------------------|
| 2373,80 ± 0,05 | 200 |
| 4029,80 ± 0,05 | 400 |
| 6505,50 ± 0,05 | 800 |
| 7185,10 ± 0,05 | 1000 |
| 8702,60 ± 0,05 | 1400 |
| 9677,20 ± 0,05 | 1600 |
| 10266,00 ± 0,05 | 1800 |
| 11675,00 ± 0,05 | 2200 |
| 12215,00 ± 0,05 | 2400 |
| 12780,00 ± 0,05 | 2800 |

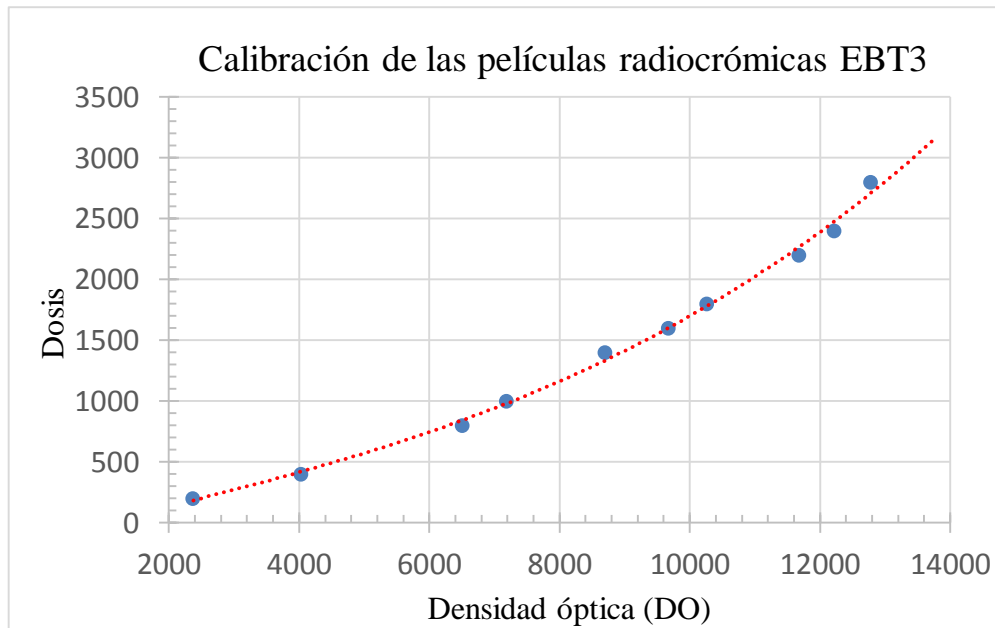


Figura 3.8. Curva de calibración de las películas dosimétricas Gafchromic EBT3, que muestra la relación entre los valores de DO y la dosis absorbida en cGy. Se observó, que no hace un ajuste lineal, sino es un ajuste cuadrático, por la forma de una parábola.

En un primer momento se tuvo dificultades para la calibración de las placas, no se realizaba el correcto procedimiento. Con la ayuda de soporte técnico de Mobius, empresa distribuidora del software DoseLab Pro, se pudo realizar el coorrecto procedimiento, y lo que debíamos hacer es colocar todas las películas irradiadas en una misma región delimitada para escanarla y una después de la otra. Así se obtuvo una buena curva de calibración.

3.4. Análisis de la película 1

En la Figura 3.9(a), se muestra una imagen de un corte axial de la tomografía del *fantoma*, mostrando las curvas de isodosis calculadas por el TPS Eclipse V11, con las diferentes dosis absorbidas mostrándose en colores, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las dosis absorbidas de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. En la Figura 3.9(b), se muestra la película dosimétrica Gafchromic EBT3 del mismo corte tomográfico irradiada, donde la zona más oscura muestra mayor dosis absorbida en la película dosimétrica por la irradiación, y que coincide con la posición de las curvas de isodosis en la imagen axial de la tomografía en el TPS.

En la Tabla 3.4, se muestra el resultado del análisis de la película 1, donde el análisis gamma pasa en 99,1 % con los criterios de 3,0 % y 3,0 mm [33] de diferencia porcentual y distancia de radio respectivamente.

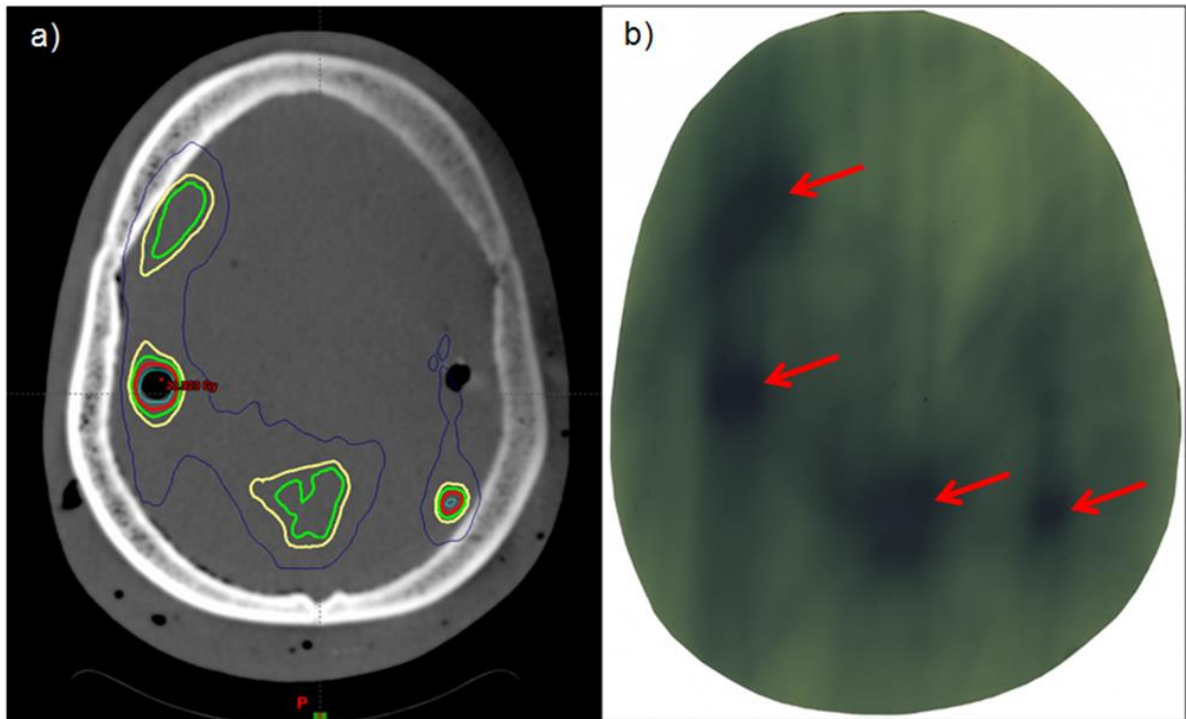


Figura 3.9. Película 1. (a) Curvas de isodosis en la planificación con ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida. Se visualiza que hay cuatro zonas de mayor concentración de dosis absorbida y en ambas figuras coinciden en la posición.

Tabla 3.4. Resultados del análisis de la película 1 con software DoseLab Pro

| Nombre | Detalle |
|-----------------------|------------------------|
| Institución | UC Irvine |
| Archivo calculado | Película 1.dcm |
| Archivo medido | Película 1_DO_dose.tif |
| Equipo de tratamiento | TrueBeam STX |
| TPS | Eclipse V.11 |
| Técnica | SRS |
| Energía | 6X-FFF |
| Dosis referencial | 2383,1 cGy |
| Threshold | 10,0 % |
| Diferencia porcentual | 3,0 % |
| Distancia de radio | 3,0 mm |
| NAT | 3,1 |
| Gamma Análisis | 99,1 % |

En la Figura 3.11, se muestra la dosis calculada en el TPS Eclipse V11 y la dosis absorbida medida en la película radiocrómica Gafchromic EBT3. El color rojo representa la zona con gradiente de alta dosis absorbida y el color azul representa la zona con gradiente de baja dosis absorbida.

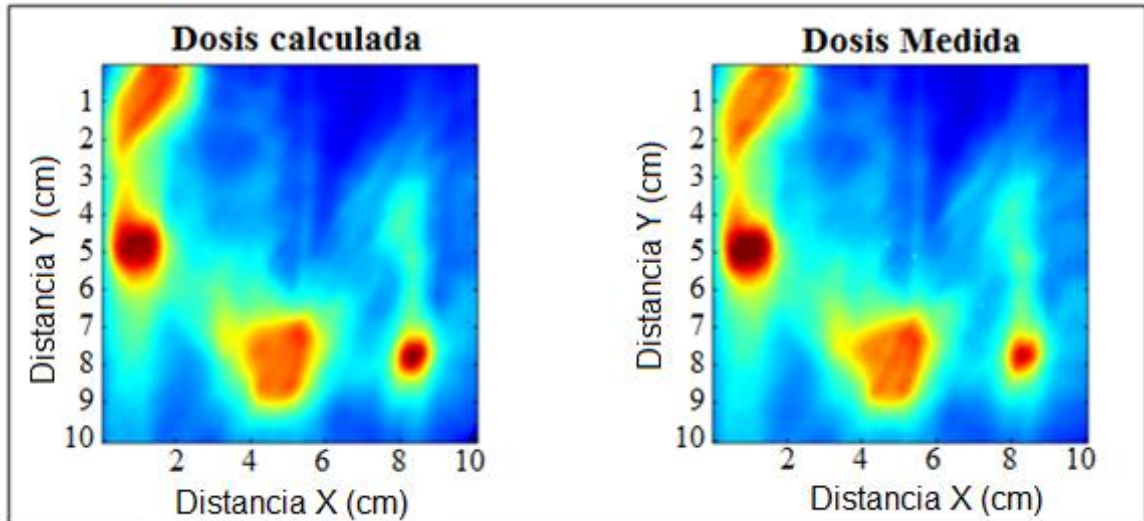


Figura 3.11. Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 1. El color rojo representa a las zonas de alto gradiente de dosis absorbida, mientras que el color azul representa zonas de bajo gradiente de dosis absorbida. Se observó cuatro zonas principales (color rojo) donde hay mayor concentración de dosis absorbida [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

En la Figura 3.12, se muestra otra vista de la comparación de la dosis absorbida calculada y la medida, pero con valores discretos de dosis absorbida, señalando de color azul, verde, amarillo, rojo y marrón las dosis absorbidas de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy, 20 Gy y 22 Gy respectivamente.

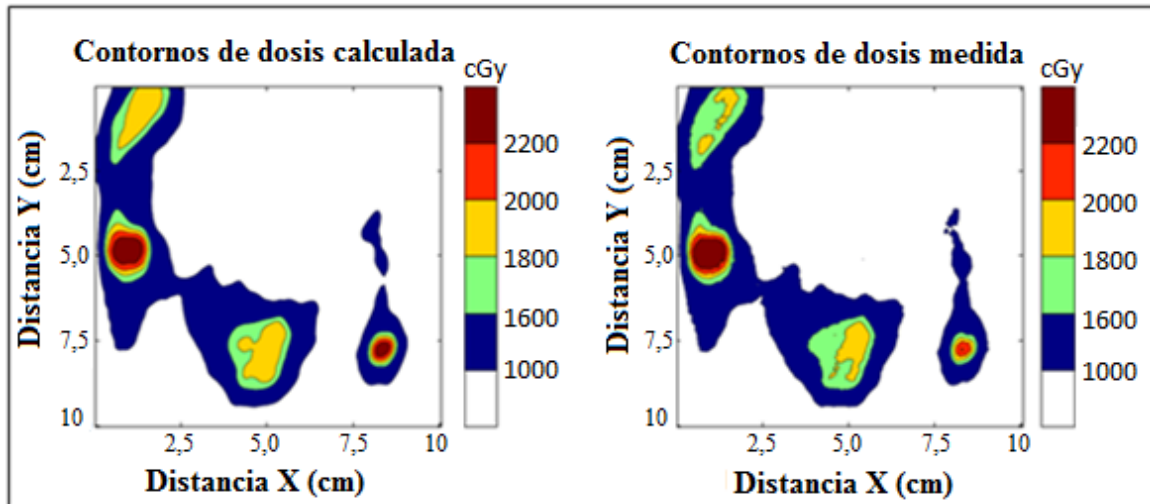


Figura 3.12. Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 1. En este gráfico se visualiza mejor el rango de dosis absorbida, de 0 a 1000 cGy (Blanco), de de 1000 cGy a 1600 cGy (Azul), de 1600 cGy a 1800 cGy (Amarillo), de 2000 cGy a 2200 cGy (Rojo) y de 2000 cGy a más (Marrón) [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.1. Perfiles horizontales

Los perfiles son una buena herramienta de comparación entre la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida. Ellos son útiles para evaluar áreas con gradientes de dosis absorbida alta y baja. En la Figura 3.13, Figura 3.14 y Figura 3.15, se muestra el perfil horizontal de una zonas donde hay una mayor intensidad de dosis absorbida calculada y medida.

3.4.2. Perfiles verticales

En la Figura 3.16, Figura 3.17 y Figura 3.18, se muestra el perfil verticales de las mismas zonas evaluadas anteriormente (ítem 3.4.1) en los perfiles horizontales. Como se observa, hay una comparación entre la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de las zonas de alto gradiente, como también de las zonas de bajo gradiente.

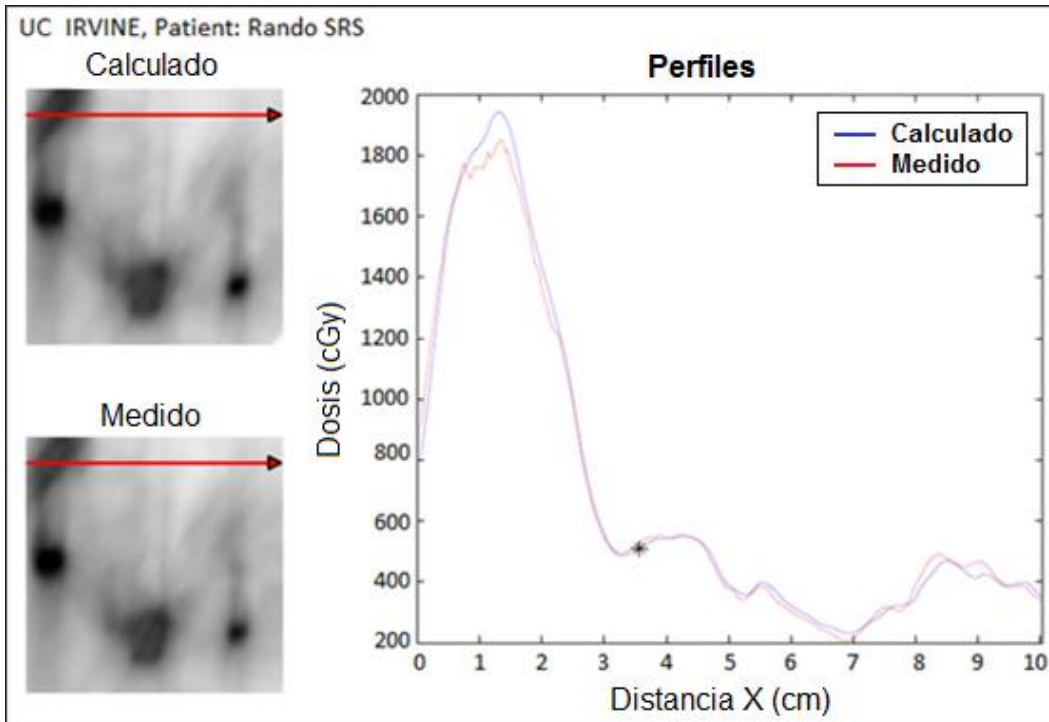


Figura 3.13. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la primera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1. El pico que se visualiza en la gráfica es la zona de alto gradiente, entre 1700 cGy y 1900 cGy, mientras más se aleja de la zona oscura, la dosis absorbida disminuye y por lo tanto las curvas de la gráfica también disminuye [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

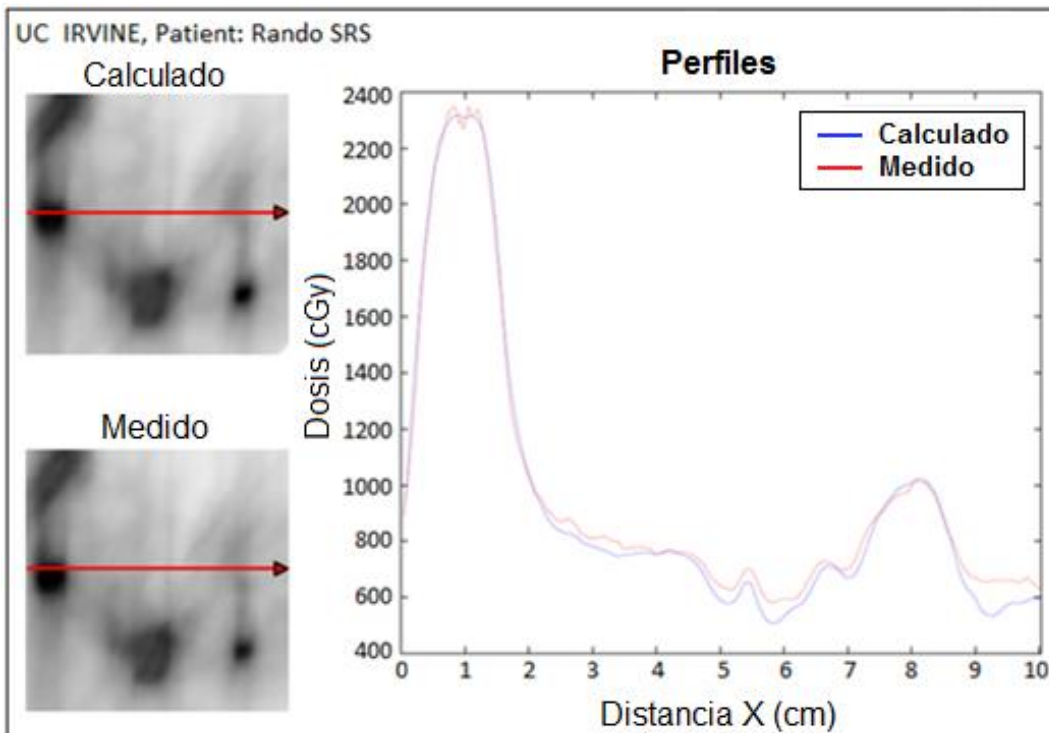


Figura 3.14. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la segunda región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1.

1. El pico que se visualiza en la gráfica es la zona de alto gradiente, entre 2200 cGy y 2400 cGy, mientras más se aleja de la zona oscura, la dosis absorbida disminuye y por lo tanto las curvas de la gráfica también disminuye. Luego, en la posición de 8,0 cm aproximadamente, se visualiza otro pico, donde le llega una dosis absorbida de 1000 cGy aproximados [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

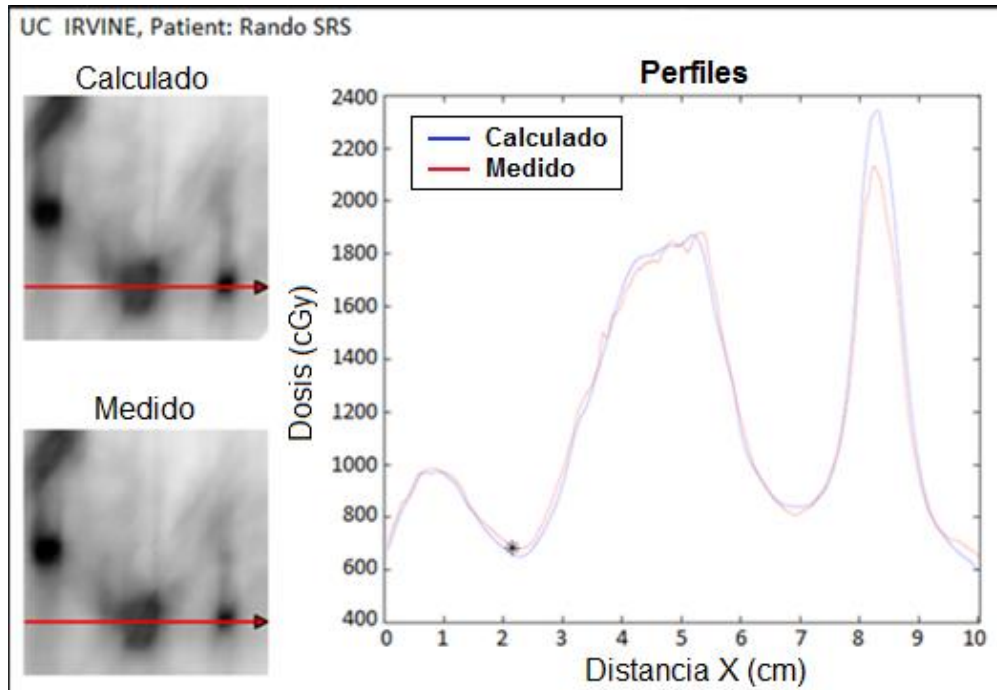


Figura 3.15. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera y cuarta región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1. En este caso se visualizan tres picos en la gráfica, los dos más altos representan a las zonas más oscuras de la derecha, mientras que el pequeño representa que la posición de 1,0 cm aproximadamente, hay un incremento de dosis absorbida entre 800 cGy y 1000 cGy [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

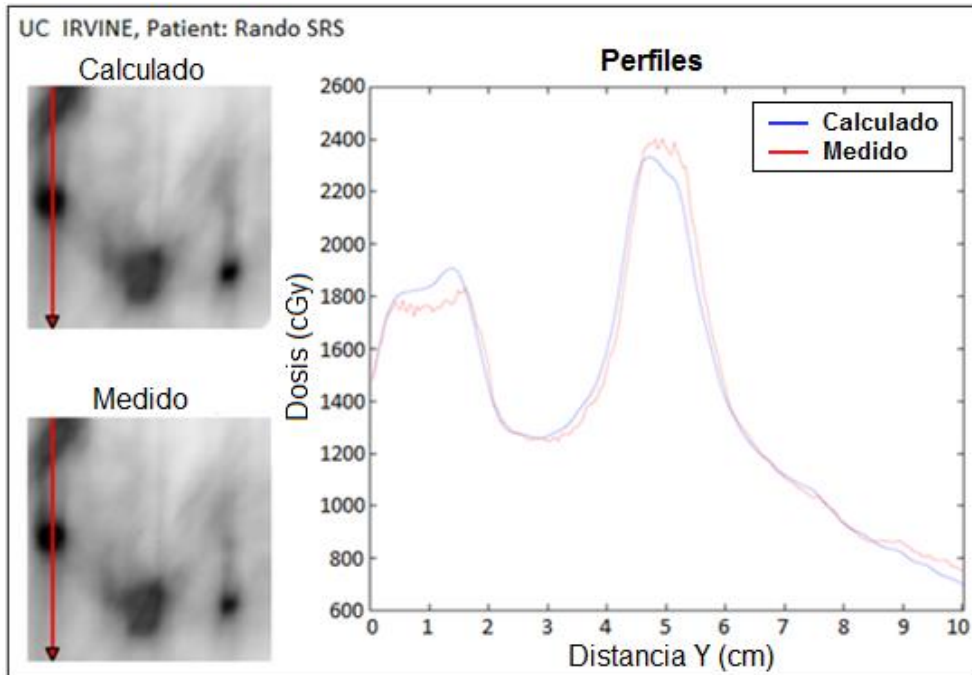


Figura 3.16. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la primera y segunda región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1. Se visualizó dos picos, el menor que presenta una dosis absorbida entre 1700 cGy y 1900 cGy y el mayor, que representa una dosis absorbida entre 2200 cGy y 2400 cGy [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

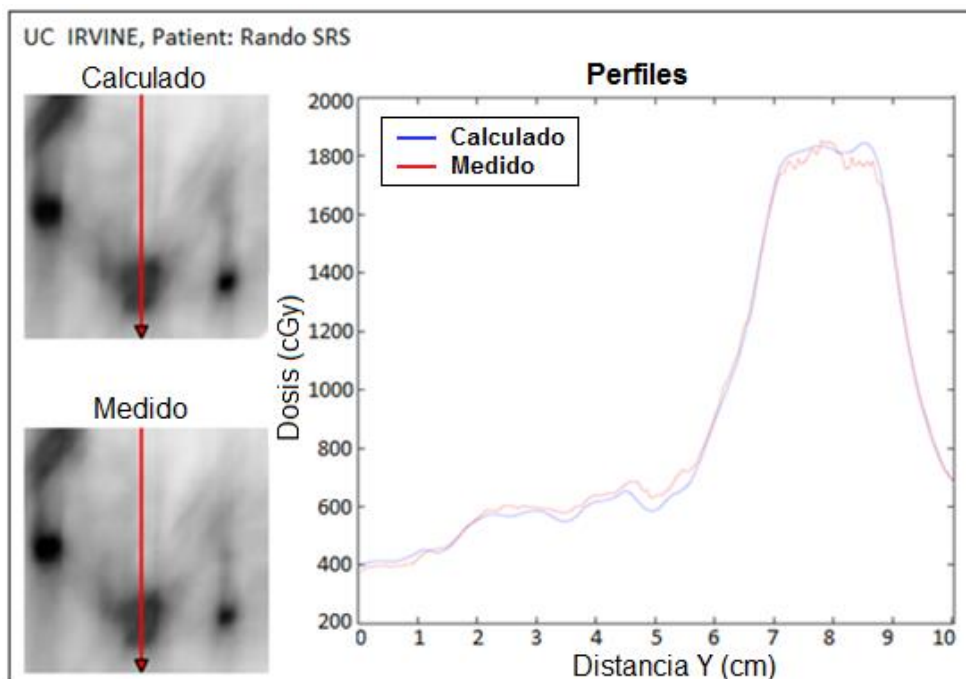


Figura 3.17. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1. Se visualizó un pico, que representa una dosis absorbida de 1800 cGy aproximadamente [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

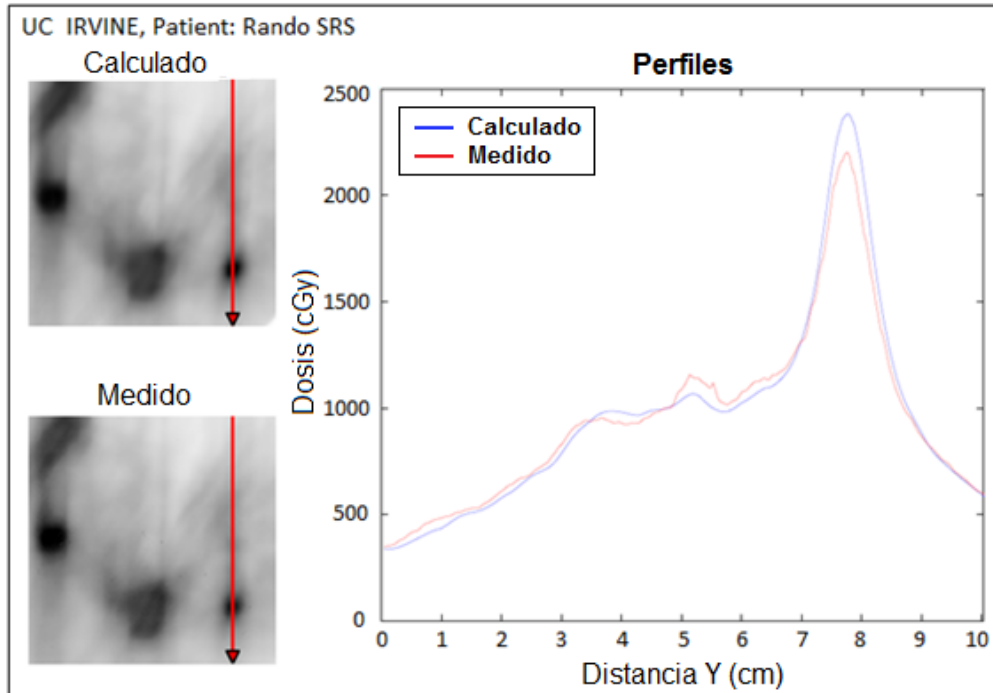


Figura 3.18. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 1. Se visualizó un pico, que representa una dosis absorbida de 2200 cGy aproximadamente [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.3. Líneas de isodosis

Las líneas de isodosis superpuestas generalmente no son una opción óptima para la visualización de las diferencias entre las distribuciones de dosis absorbida medidas y calculadas, como su simplificación excesiva puede ser muy engañoso. Las líneas de isodosis, sin embargo, son útiles como una herramienta visual rápida para determinar si las dos imágenes están alineadas correctamente. En la Figura 3.19, se muestra la superposición de las líneas de isodosis de la dosis absorbida calculada y medida, mostrando también su correspondiente valor en cGy de cada línea.

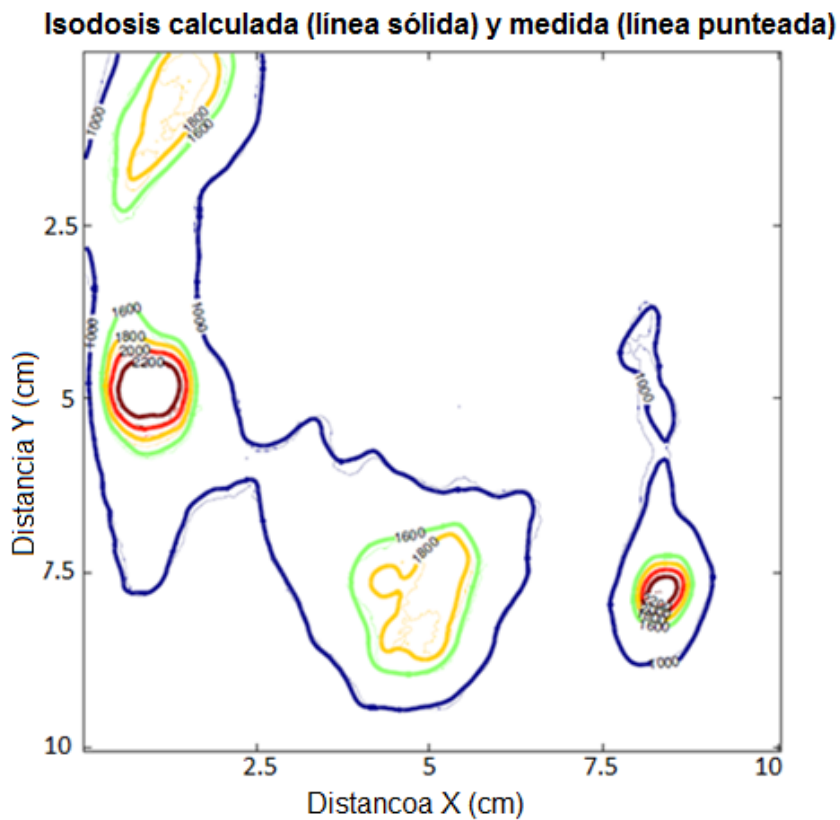


Figura 3.19. Superposición de líneas de contorno de isodosis, comparando la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida en la película 1. Se observó que ambas isodosis se superponen, eso muestra que hubo una buena alineación entre las dos imágenes [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

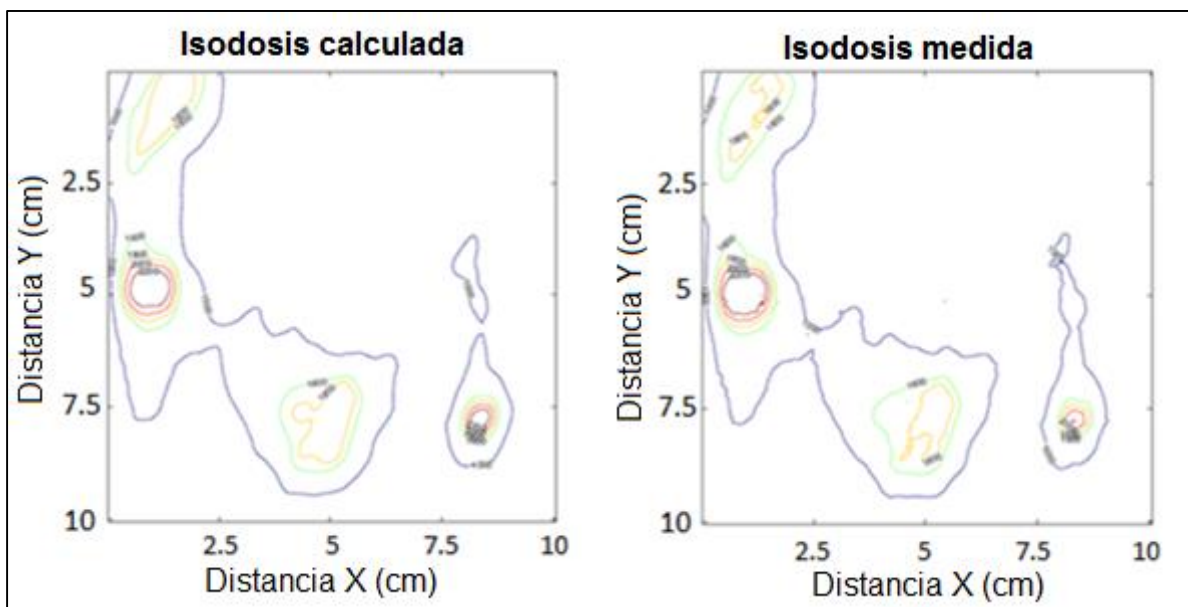


Figura 3.20. Líneas de contorno de isodosis, a la izquierda la dosis absorbida calculada y la derecha la dosis absorbida medida en la película 1 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

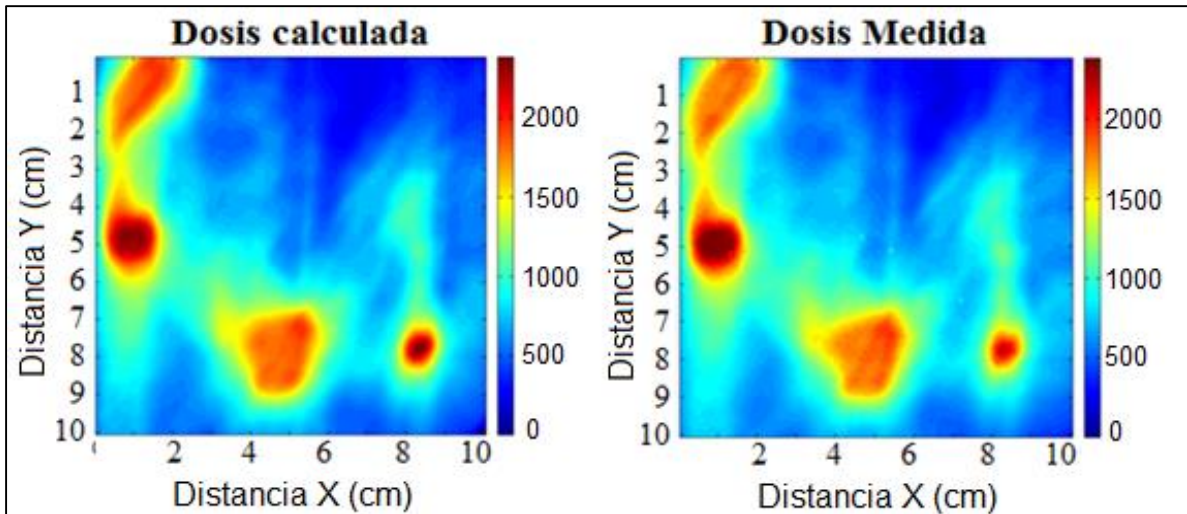


Figura 3.21. Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color wash de la película 1 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.4. Imagen de diferencia absoluta

Diferencia absoluta se define como dosis absorbida medida menos dosis absorbida calculada, este cálculo se realiza en cada píxel, y el resultado se muestra como la imagen de diferencia absoluta. La imagen de diferencia absoluta sólo es buen indicador de la calidad en zonas de gradiente de baja dosis absorbida (generalmente indicada por líneas de contorno superpuestas que son muy dispersas). El color rojo indica que la dosis absorbida medida es mayor a la dosis absorbida calculada (la zona es "caliente") y el color azul indica que la dosis absorbida calculada es mayor a la dosis absorbida medida (la zona es "fría") en un rango de $\pm 15,0$ cGy.

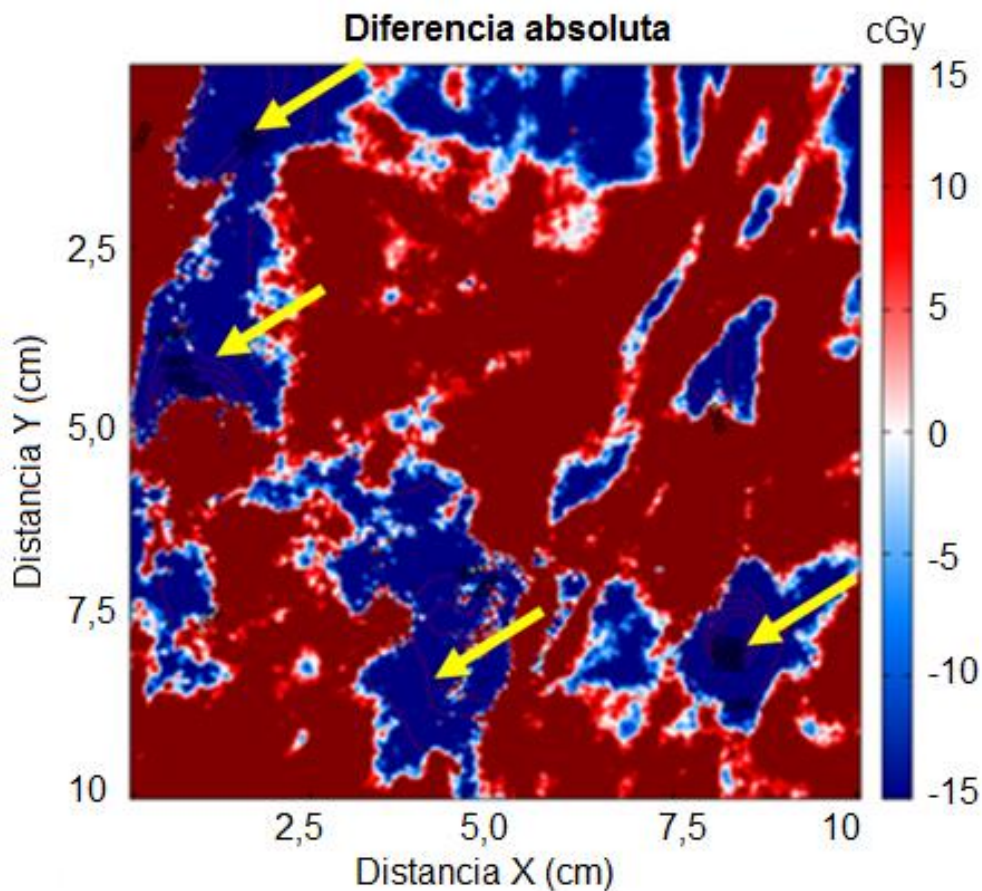


Figura 3.22. Imagen de diferencia absoluta de la película 1. El color rojo indica que la dosis absorbida medida es mayor a la dosis absorbida calculada (la zona es "caliente") y el color azul indica que la dosis absorbida calculada es mayor a la dosis absorbida medida (la zona es "fría") en un rango de $\pm 15,0$ cGy. Se observó que en las zonas de mayor concentración de dosis absorbida, predomina el color azul, por lo que se considera una zona fría [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.5. Imagen de diferencia porcentual

La diferencia relativa porcentual se define como la diferencia absoluta dividida por la dosis absorbida de referencia. La imagen de diferencia porcentual (Figura 3.23) muestra la imagen diferencia porcentual relativa, que tiene las mismas propiedades que la imagen de diferencia absoluta, pero con diferencias expresadas como un porcentaje de la dosis absorbida máxima (o de referencia) en cada píxel en un rango de $\pm 15,0$ cGy.

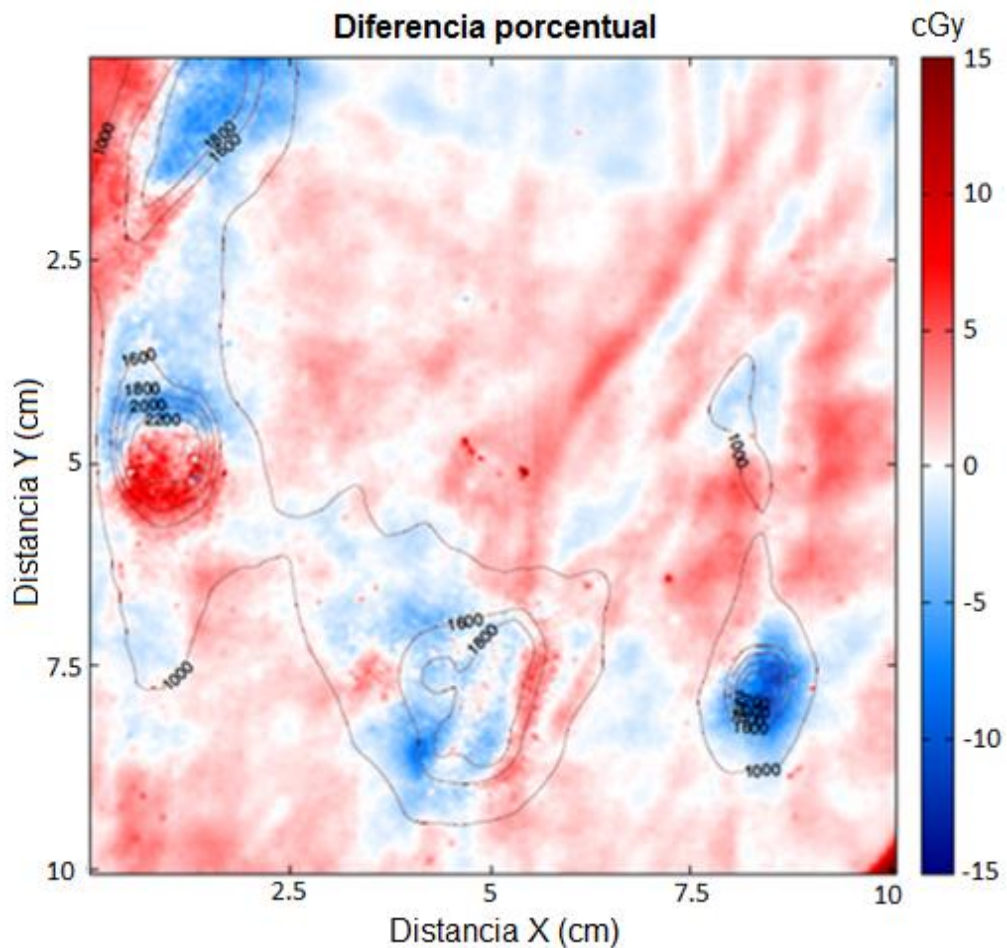


Figura 3.23. Imagen diferencia porcentual de la película 1. Se observó que en algunos puntos específicos, en los que hay una mayor concentración de dosis, presentan una mayor intensidad de color, por lo que el gráfico resalta los puntos de alto gradiente. El color azul indica que la dosis absorbida medida es menor que la dosis absorbida calculada [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.6. Imagen Gamma

La Figura 3.24, muestra una imagen del valor de gamma utilizando los criterios de 3,0 % y 3,0 mm [33] de diferencia porcentual de dosis absorbida y de distancia seleccionada respectivamente, al encontrar el valor gamma para un píxel medido, la distribución gamma debe ser calculado para todos los píxeles circundantes. Se establece el valor de gamma como el píxel circundante con el valor más bajo con respecto al píxel de referencia.

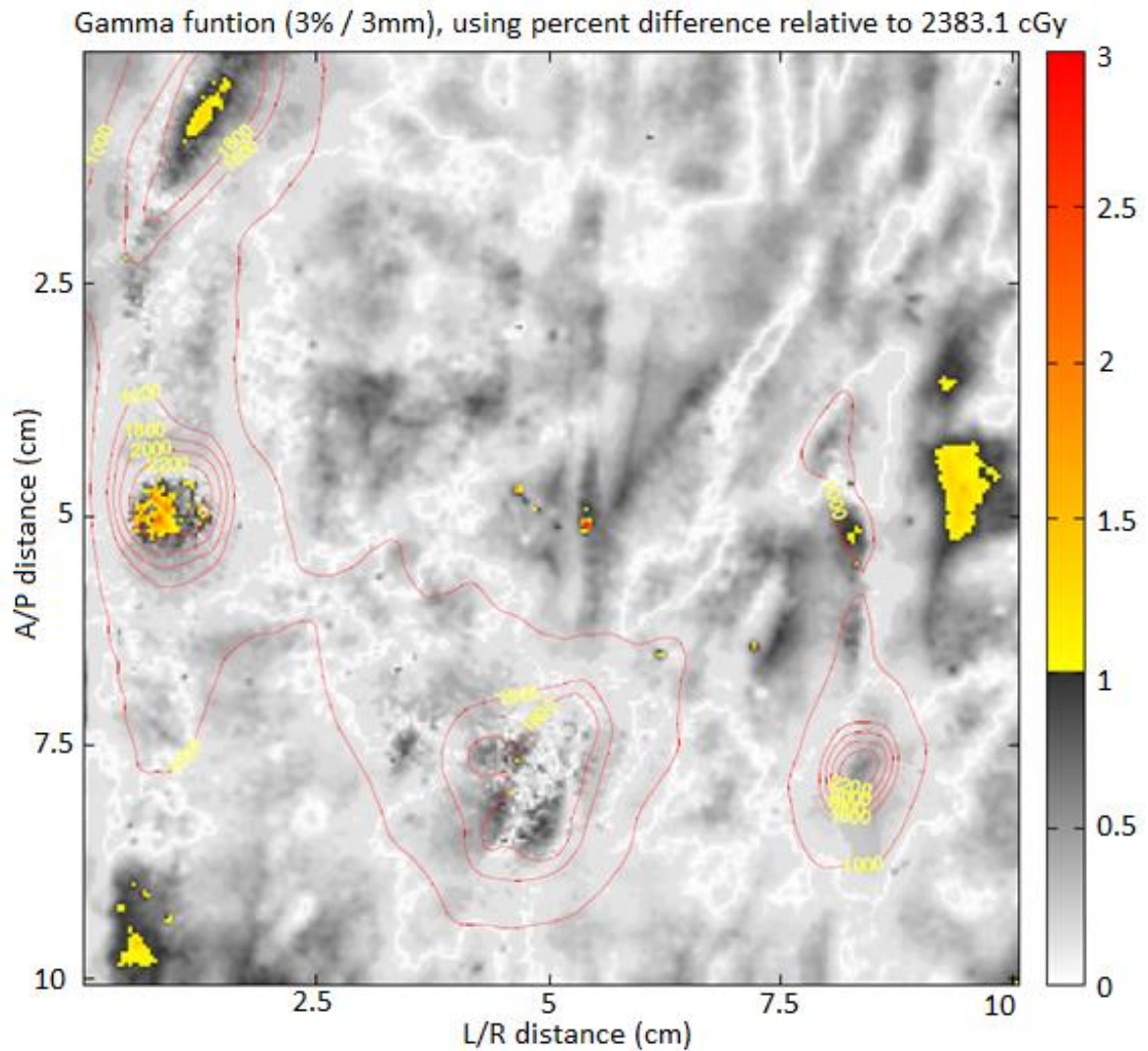


Figura 3.24. Imagen gamma de la película 1. Se observó que la mayor parte de los píxeles del gráfico pasan el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, y dan resultados entre 0,0 y 1,0, por lo que predomina el color blanco y plomo. Hay pocas zonas que no pasan el criterio gamma, estando de color amarillo [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.7. Histograma Dosis - DTA

La Figura 3.25, muestra el histograma Dosis-DTA en 2D, que coincide en la diferencia porcentual relativa de cada píxel y el valor de DTA. El eje X muestra diferencia porcentual relativa de 0 a 10,0 %. El eje Y representa gráficamente los valores DTA de 0 a 5,00 mm. [32].

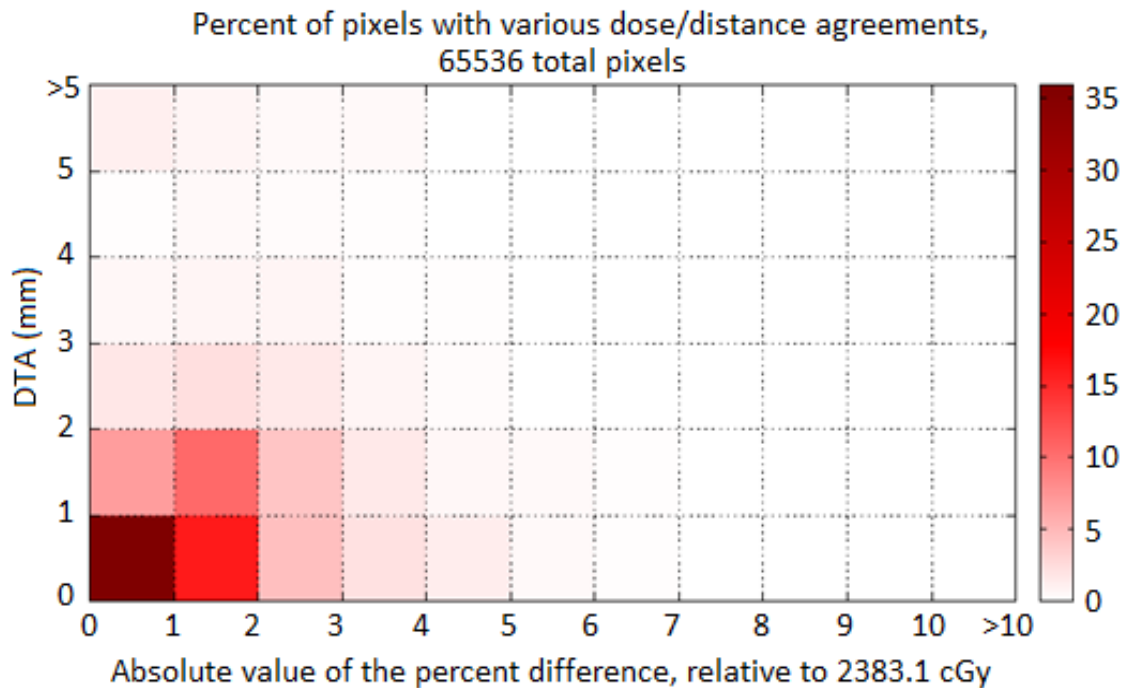


Figura 3.25. Histograma Dosis – DTA de la película 1. Se observó que la mayoría de los valores están en la esquina inferior-izquierda, y eso es justamente lo que se quiere llegar, que haya una mínima diferencia porcentual absoluta y con un mínimo valor de DTA [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.8. Histograma dosis absorbida y diferencia porcentual

En la figura 3.26, se muestra el histograma de diferencia porcentual de la dosis absorbida medida y calculada para rangos de dosis absorbida dadas. Los valores mostrados en el histograma se calculan restando el número total de píxeles medidos a partir del número total de píxeles calculados dentro de un límite de dosis dado (el eje x) y dividiendo por el número de píxeles calculados. Por ejemplo, si el 20,0 % de los píxeles de la imagen medido tiene dosis absorbida de entre 100 y 104 cGy, mientras que el 25,0 % de los píxeles en la imagen calculada contienen dosis absorbida en este rango, la barra de entre 100 y 104 cGy en el histograma mostraría $(20,0 - 25,0) / 25,0 * 100 = - 20,0$ % de diferencia porcentual [32]. Por lo que si hay mayor número de píxeles calculados en un determinado rango de dosis, la barra resulta negativa, pero si hay un mayor número de píxeles medidos en un determinado rango de dosis, la barra resulta positiva.

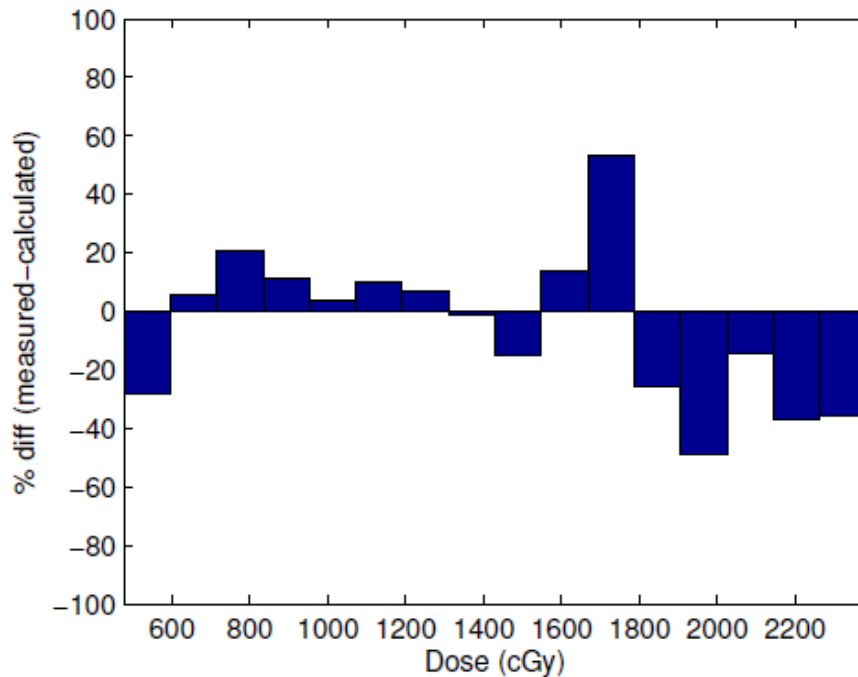


Figura 3.26. Histogramas dosis absorbida vs diferencia porcentual de la película 1. Se observó que en el rango de dosis entre 0,0 y 1400 cGy, no hay una diferencia significativa entre el número de píxeles calculados y medido. Sin embargo, hay mayor cantidad de píxeles calculados que medidos, en el rango de dosis mayor de 1800 cGy, por lo que las barras resultan negativas [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.9. Histograma diferencia porcentual

La Figura 3.27, muestra el histograma de los valores de diferencia porcentual relativos. El eje x se representa en unidades porcentuales. El porcentaje de píxeles con una diferencia porcentual relativa inferior a los criterios de dosis absorbida por defecto se muestra en la esquina superior derecha del histograma, junto con la media y la desviación estándar de las diferencias porcentuales relativas [32].

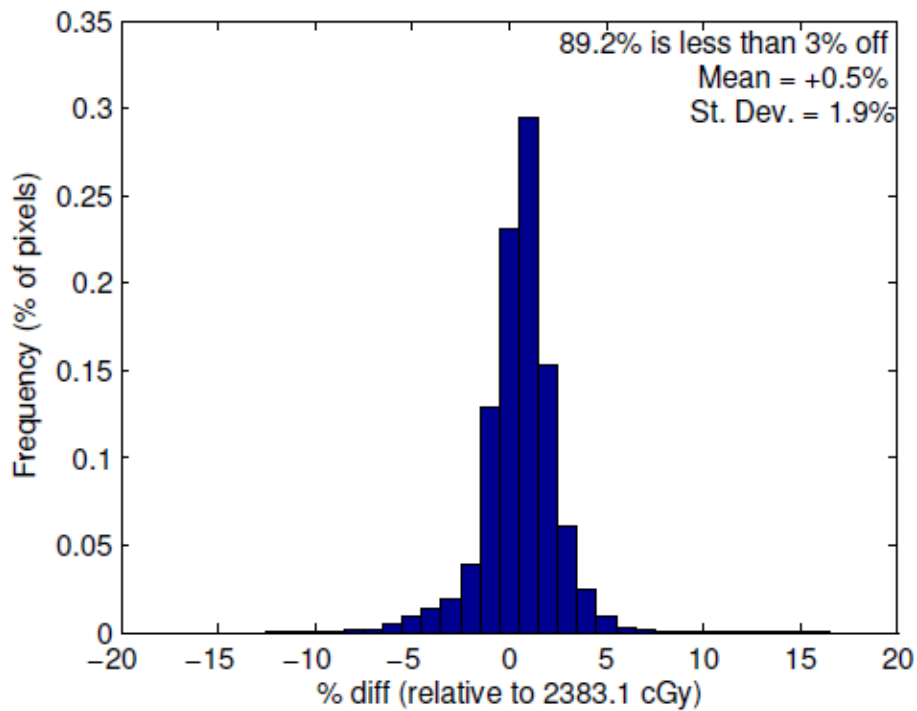


Figura 3.27. Histograma diferencia porcentual de la película 1. Se observó que la mayoría de los píxeles muestran una diferencia porcentual adecuada, tendiendo a cero. Eso es justamente lo que se quiere, que haya una mínima diferencia porcentual [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.10. Histograma valores gamma

La Figura 3.28, representa el histograma de valores gamma de la comparación. Cualquier píxel con un valor gamma $\leq 1,00$ se dice que "pasa" los criterios gamma. Por lo tanto, el porcentaje de píxeles que pasan los criterios gamma, junto con el valor medio de rayos gamma, se muestra en la esquina superior derecha del histograma [32].

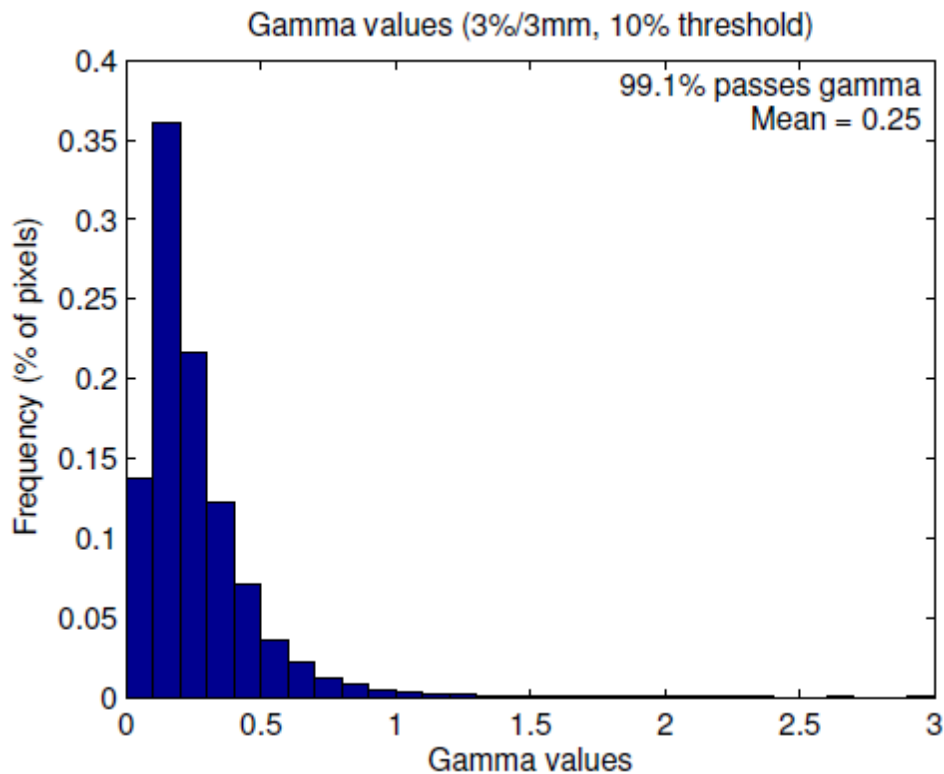


Figura 3.28. Histograma valores gamma de la película 1. Se observa que la mayoría de los píxeles cumplen el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, con valores entre 0,0 y 1,0. La película 1 pasa el creiterio gamma en 99,1 % [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.4.11. Histograma valores NAT

La Figura 3.29, muestra el histograma de los valores de NAT. Debido a que cualquier pixel que pasa los criterios NAT tiene un valor de cero, la frecuencia de la primera barra (rango de 0 - 2) se muestra en el histograma muy alto en comparación con los otros valores de NAT [32].

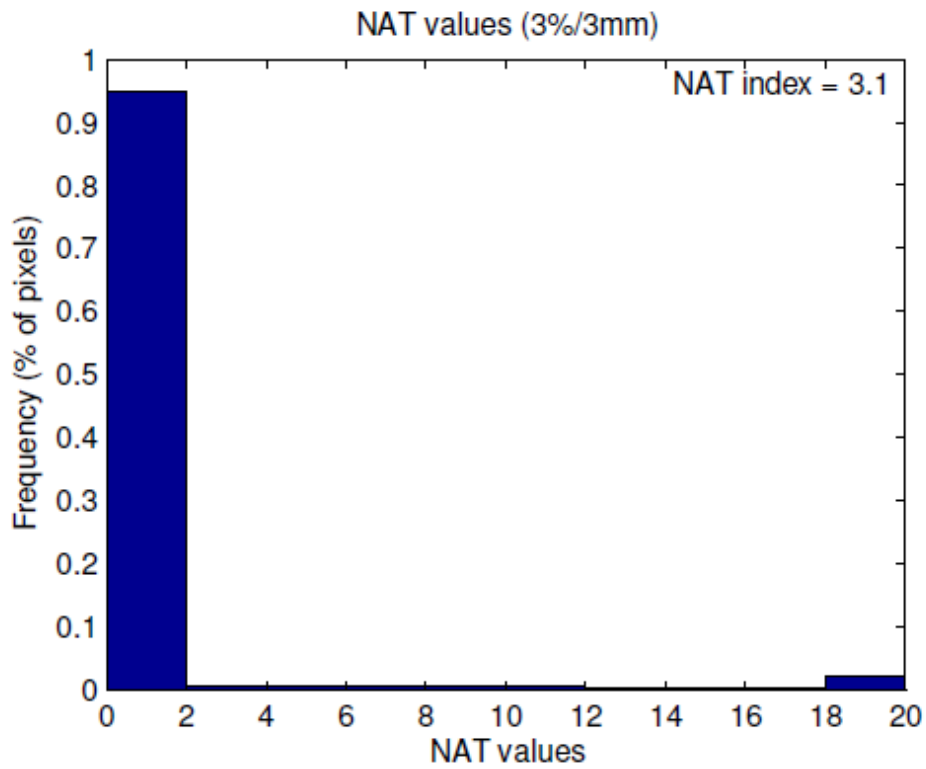


Figura 3.29. Histograma valores NAT de la película 1. Se observa que la mayoría de los píxeles pasan el criterio NAT, mostrando valores entre 0,0 y 2,0. Algunos píxeles muestran valores elevados [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.5. Análisis de la Película 2

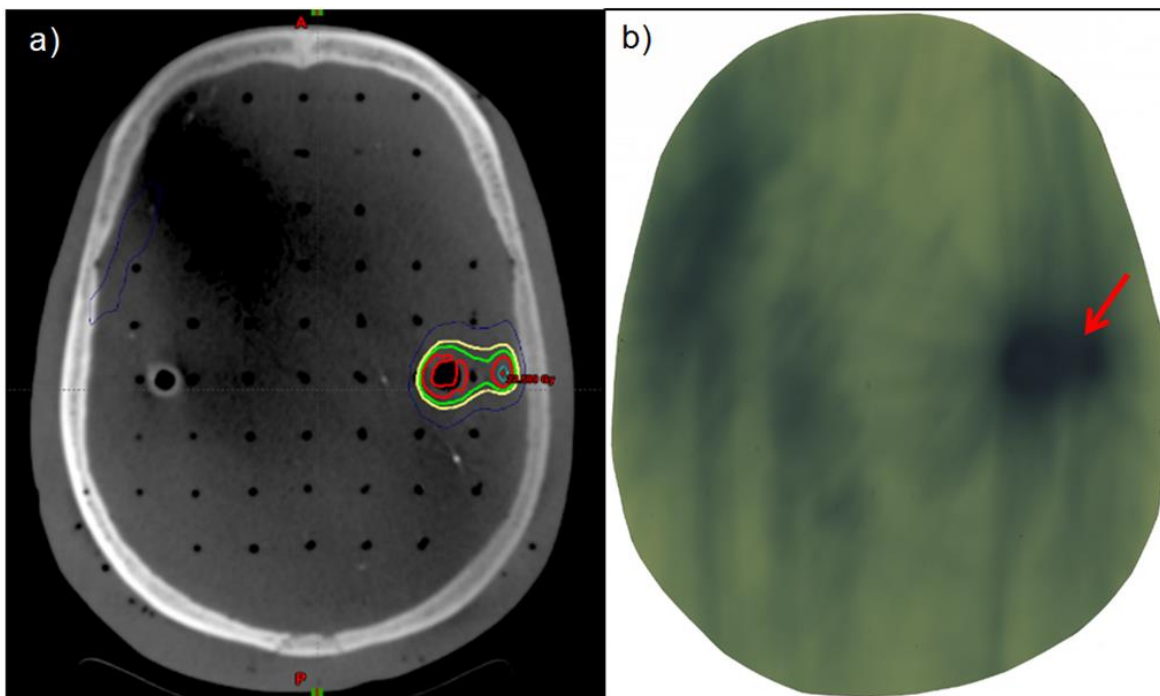


Figura 3.30. Película 2. (a) Curvas de isodosis en la planificación con ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida. Se visualiza una zona de mayor concentración de dosis absorbida y en ambas figuras coinciden en la posición lateralizada a la derecha.

Tabla 3.5. Resultados del análisis de la película 2 con software DoseLab Pro

| Nombre | Detalle |
|-----------------------|------------------------|
| Institución | UC Irvine |
| Archivo calculado | Película 2.dcm |
| Archivo medido | Película 2_DO_dose.tif |
| Equipo de tratamiento | TrueBeam STX |
| TPS | Eclipse V.11 |
| Técnica | SRS |
| Energía | 6X-FFF |
| Dosis referencial | 2256,3 cGy |
| Threshold | 10,0 % |
| Diferencia porcentual | 3,0 % |
| Distancia de radio | 3,0 mm |
| NAT | 6,1 |
| Gamma Análisis | 99,5 % |

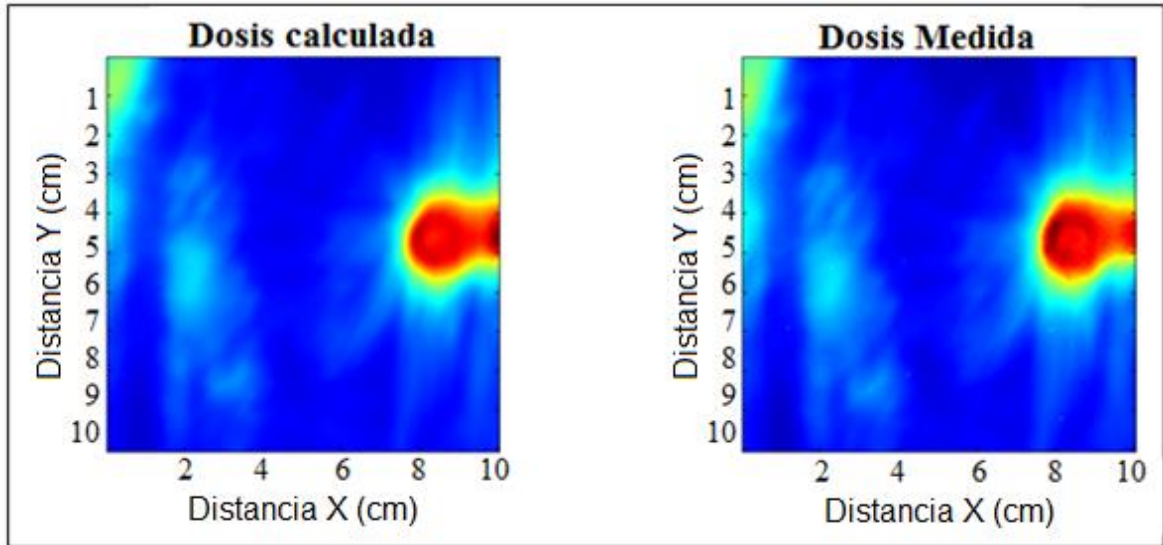


Figura 3.31. Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 2. El color rojo representa a las zonas de alto gradiente de dosis absorbida, mientras que el color azul representa zonas de bajo gradiente de dosis absorbida. Se observó una zona principal (color rojo) donde hay mayor concentración de dosis absorbida [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

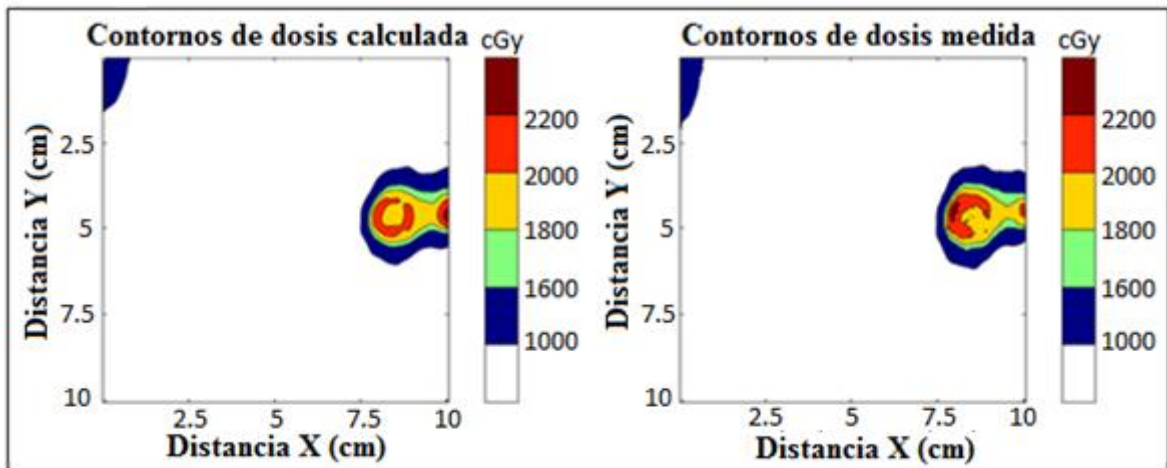


Figura 3.32. Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 2. En este gráfico se visualiza mejor el rango de dosis absorbida, de 0 a 1000 cGy (Blanco), de 1000 cGy a 1600 cGy (Azul), de 1600 cGy a 1800 cGy (Amarillo), de 2000 cGy a 2200 cGy (Rojo) y de 2000 cGy a más (Marrón) [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

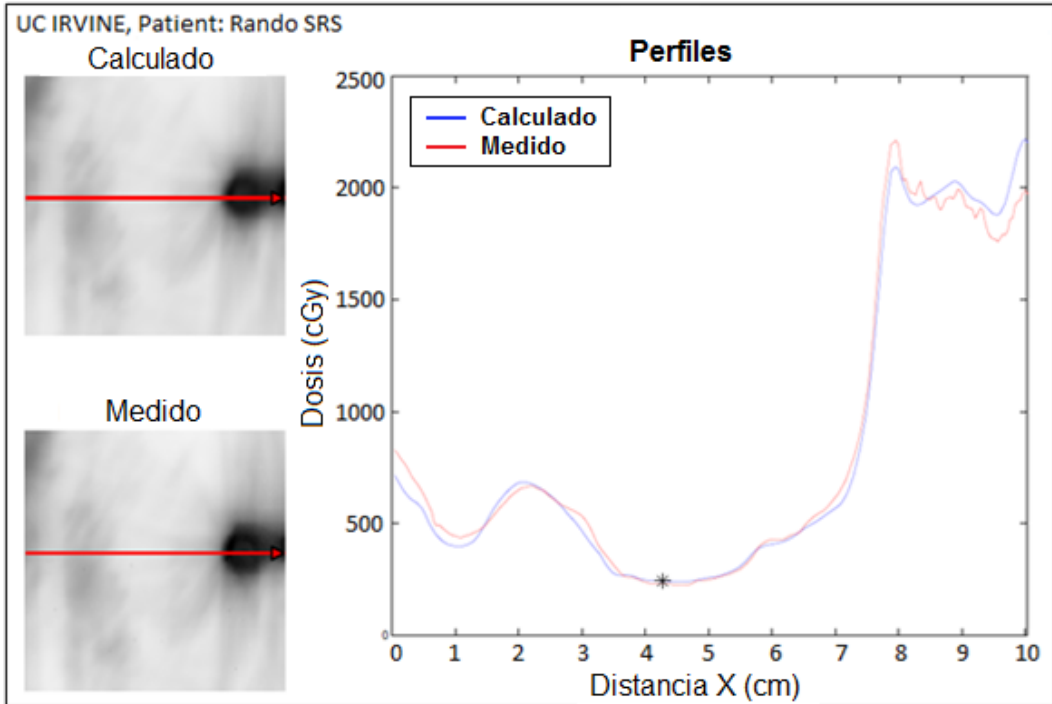


Figura 3.33. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) de la zona más oscura (foco de dosis absorbida) de la película 2. En este caso se visualizó un pico sobresaliente a la derecha, en la posición entre 8,0 cm y 10 cm, con valor de dosis absorbida de 2000 cGy aproximadamente [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

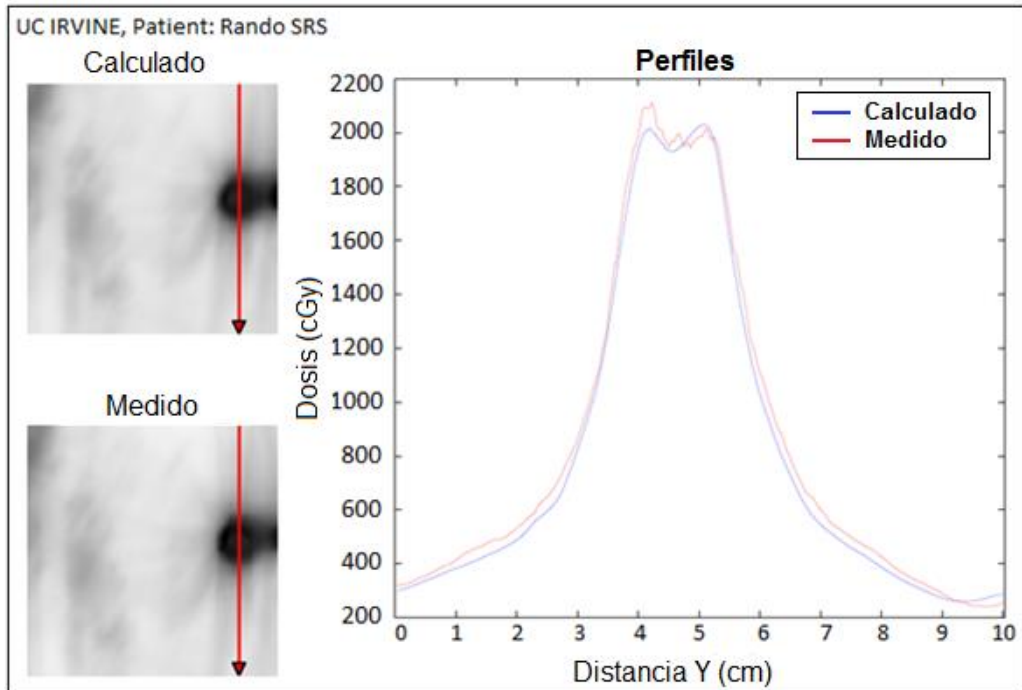


Figura 3.34. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la región más oscura (foco de dosis absorbida) de la película 2. En este caso se visualizan un pico predominante y en el centro, con valor de dosis absorbida de 2000 cGy aproximadamente [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

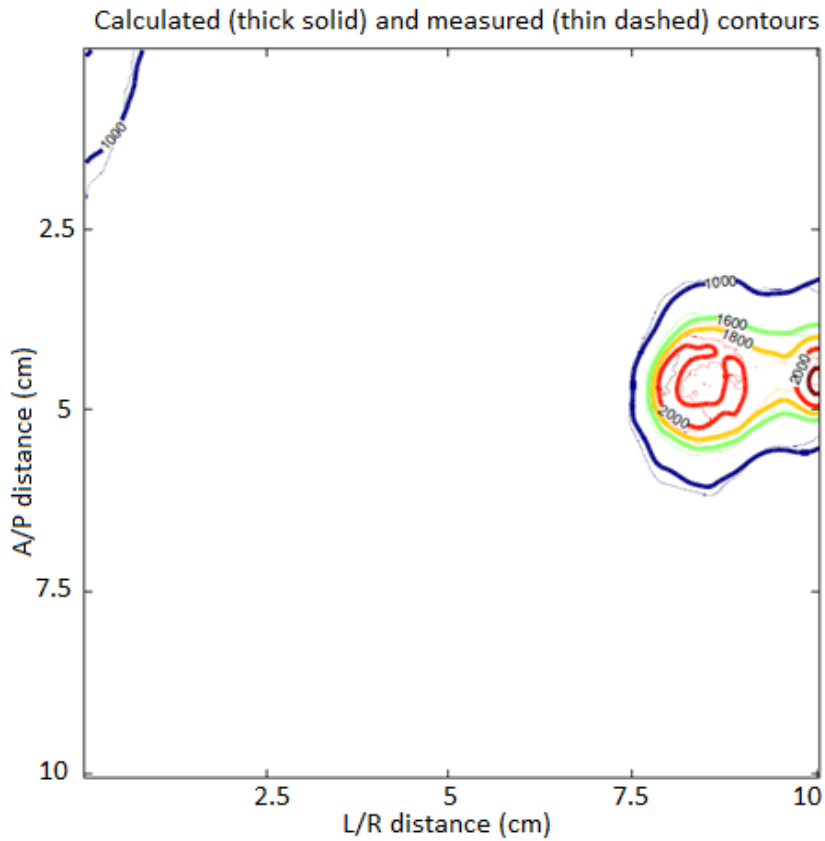


Figura 3.35. Superposición de líneas de contorno de isodosis, comparando la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 2. Se observó que ambas isodosis se superponen, eso muestra que hubo una buena alineación entre las dos imágenes [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

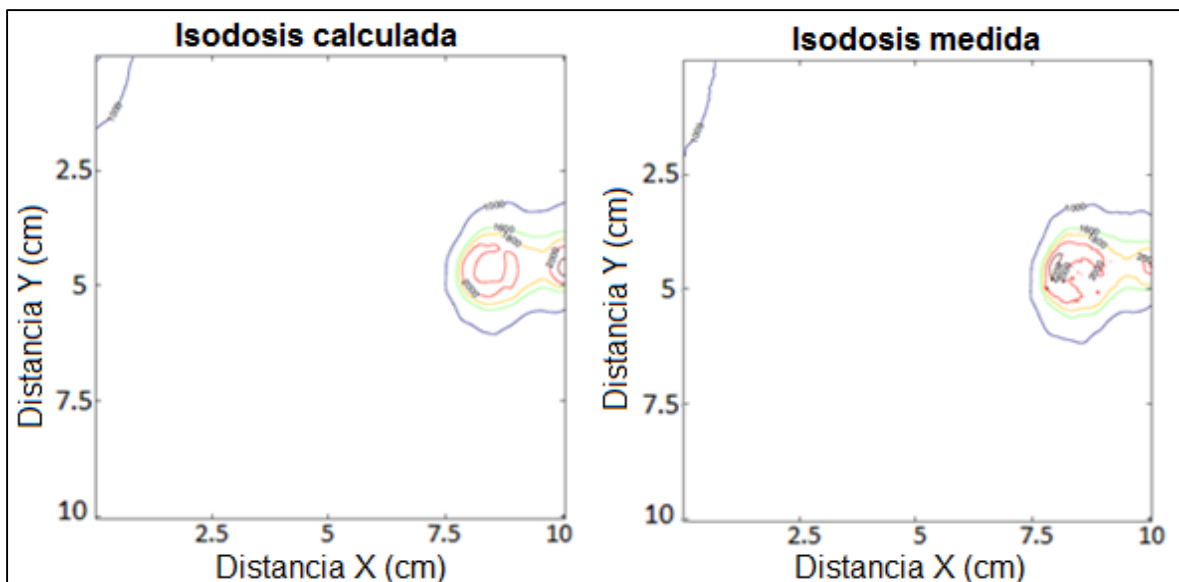


Figura 3.36. Líneas de contorno de isodosis, a la izquierda la dosis absorbida calculada y la derecha la dosis absorbida medida de la película 2 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

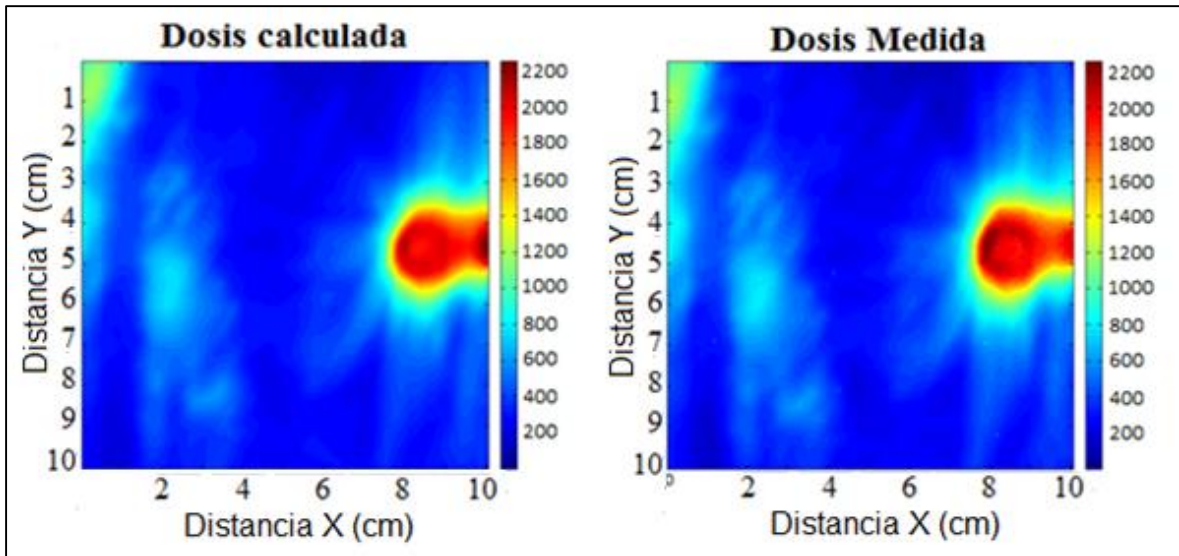


Figura 3.37. Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color *wash* de la película 2 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

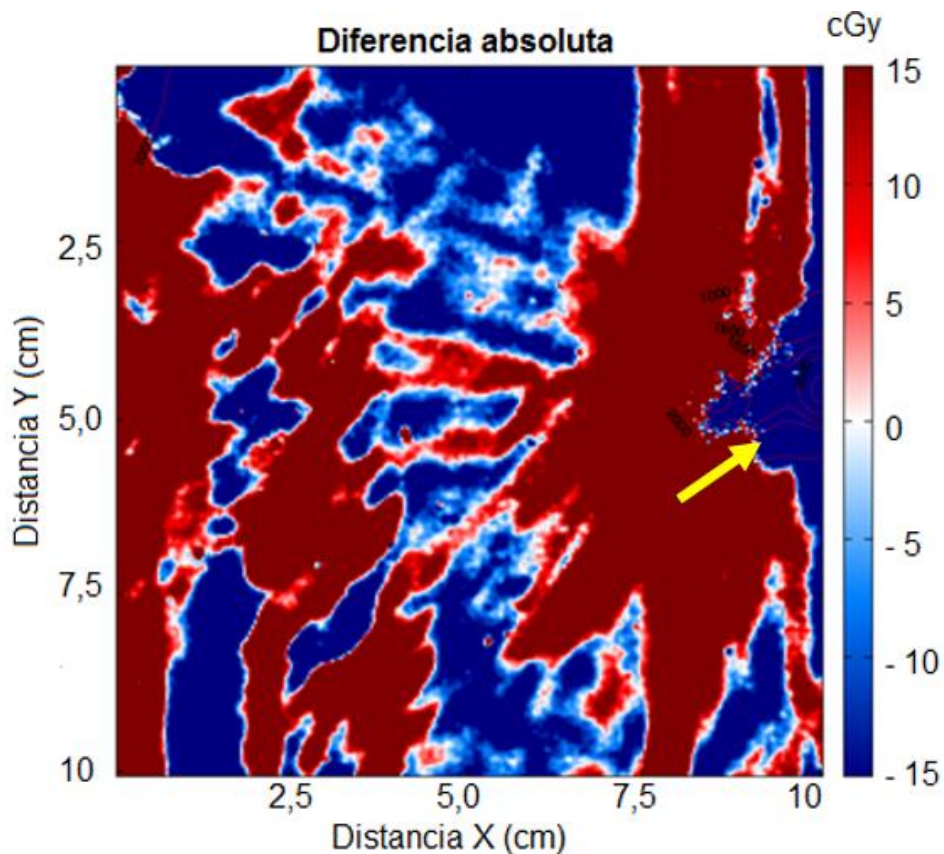


Figura 3.38. Imagen de diferencia absoluta de la película 2. El color rojo indica que la dosis absorbida medida es mayor a la dosis absorbida calculada (la zona es "caliente") y el color azul indica que la dosis absorbida calculada es mayor a la dosis absorbida medida (la zona es "fría") en un rango de $\pm 15,0$ cGy. Se observó que en las zonas de alto gradiente de dosis absorbida, predomina el color azul, por lo que se considera una zona fría [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

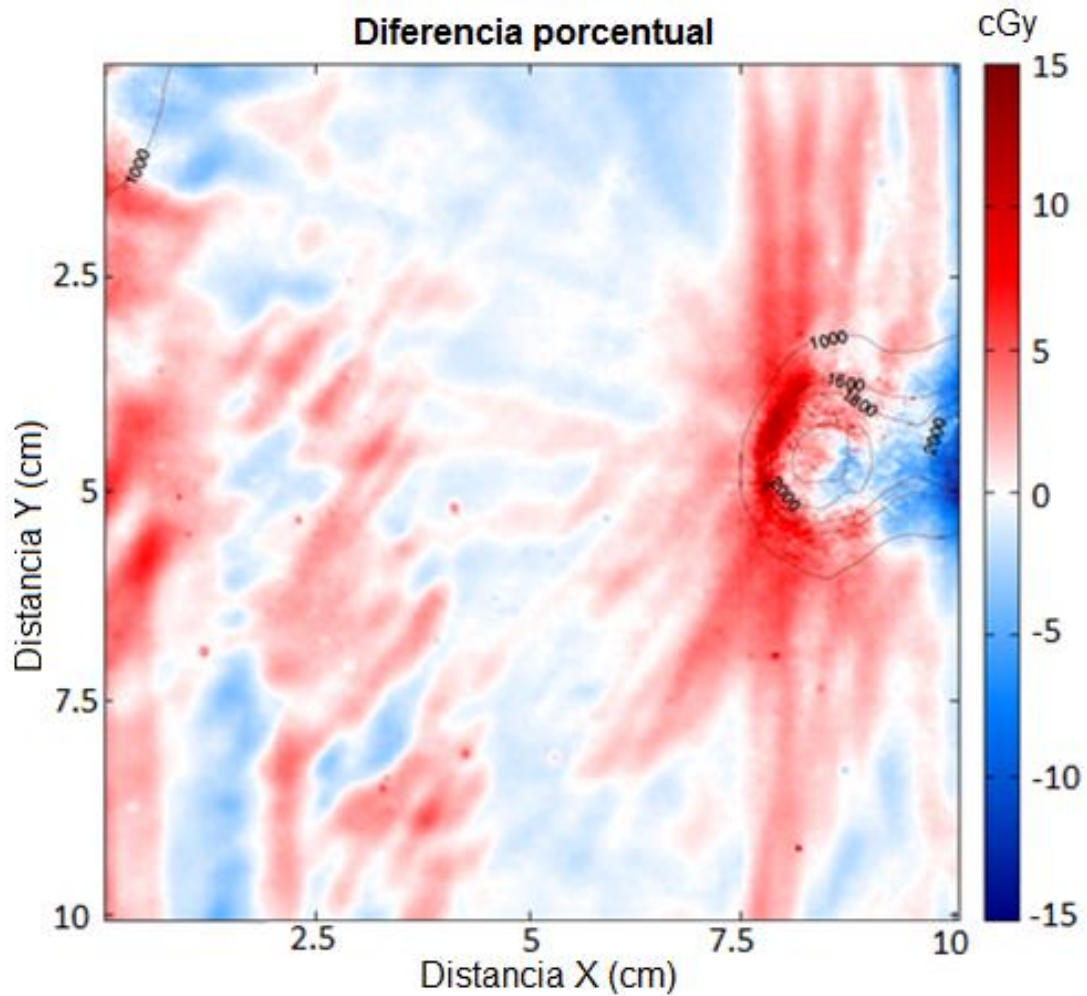


Figura 3.39. Imagen diferencia porcentual de la película 2. Se observó que en algunos puntos específicos, en los que hay una mayor concentración de dosis, presentan una mayor intensidad de color, por lo que el gráfico resalta los puntos de alto gradiente. El color azul indica que la dosis absorbida medida es menor que la dosis absorbida calculada [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

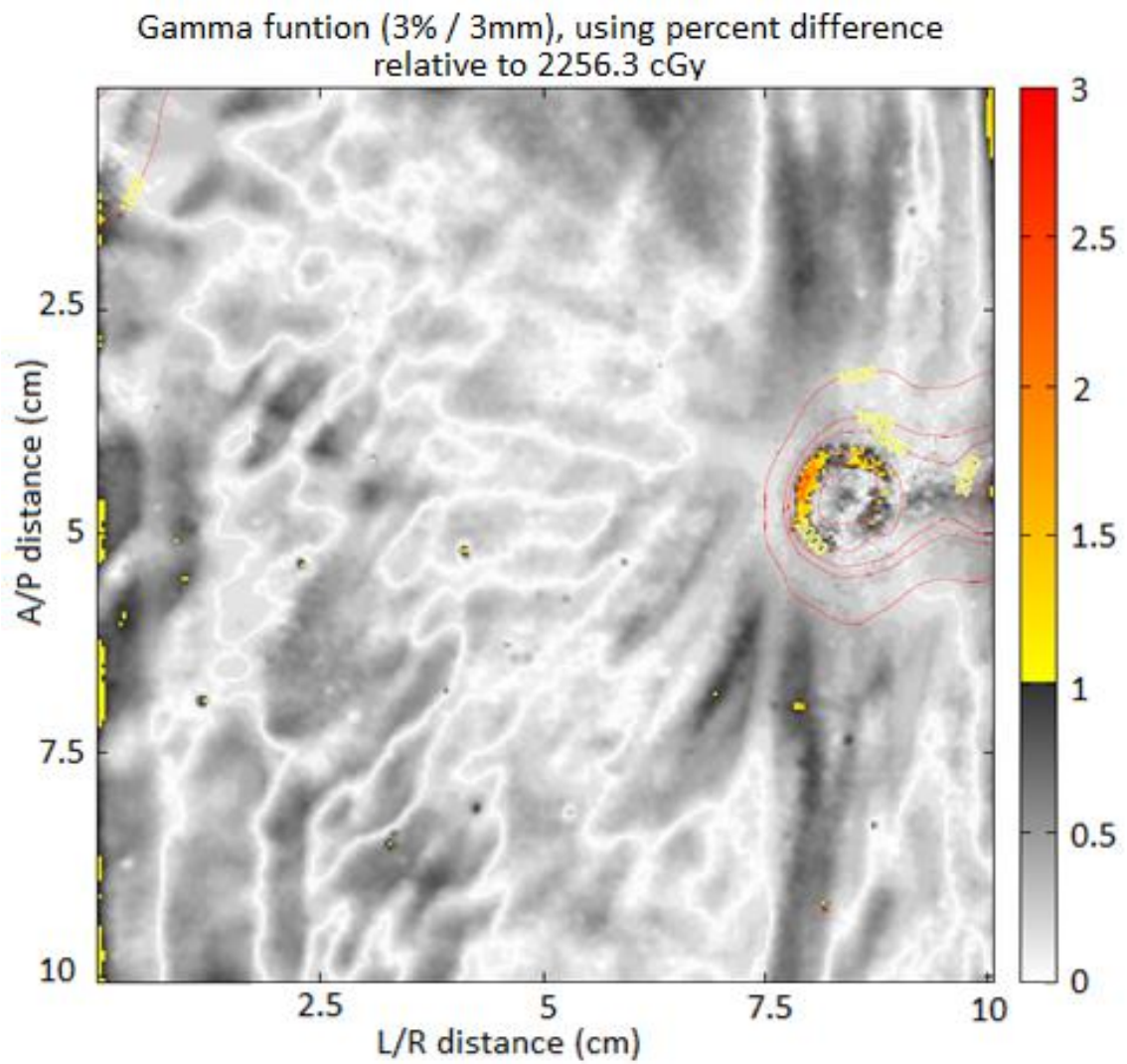


Figura 3.40. Imagen gamma de la película 2. Se observó que la mayor parte de los píxeles del gráfico pasan el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, y dan resultados entre 0,0 y 1,0, por lo que predomina el color blanco y plomo [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

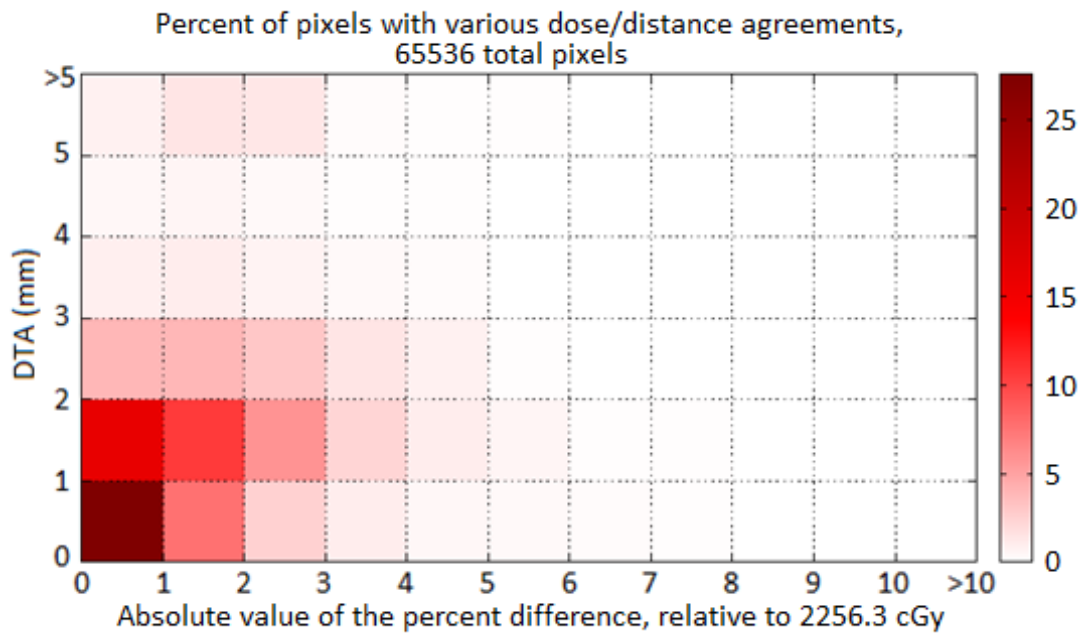


Figura 3.41. Histograma Dosis – DTA de la película 2, muestra el histograma Dosis-DTA en 2D, el eje X muestra diferencia porcentual relativa de 0 a 10,0 %. El eje Y representa gráficamente los valores DTA de 0 a 5,00 mm. Se observó que la mayoría de los valores están en la esquina inferior-izquierda, y eso es justamente lo que se quiere llegar, que haya una mínima diferencia porcentual absoluta y con un mínimo valor de DTA [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

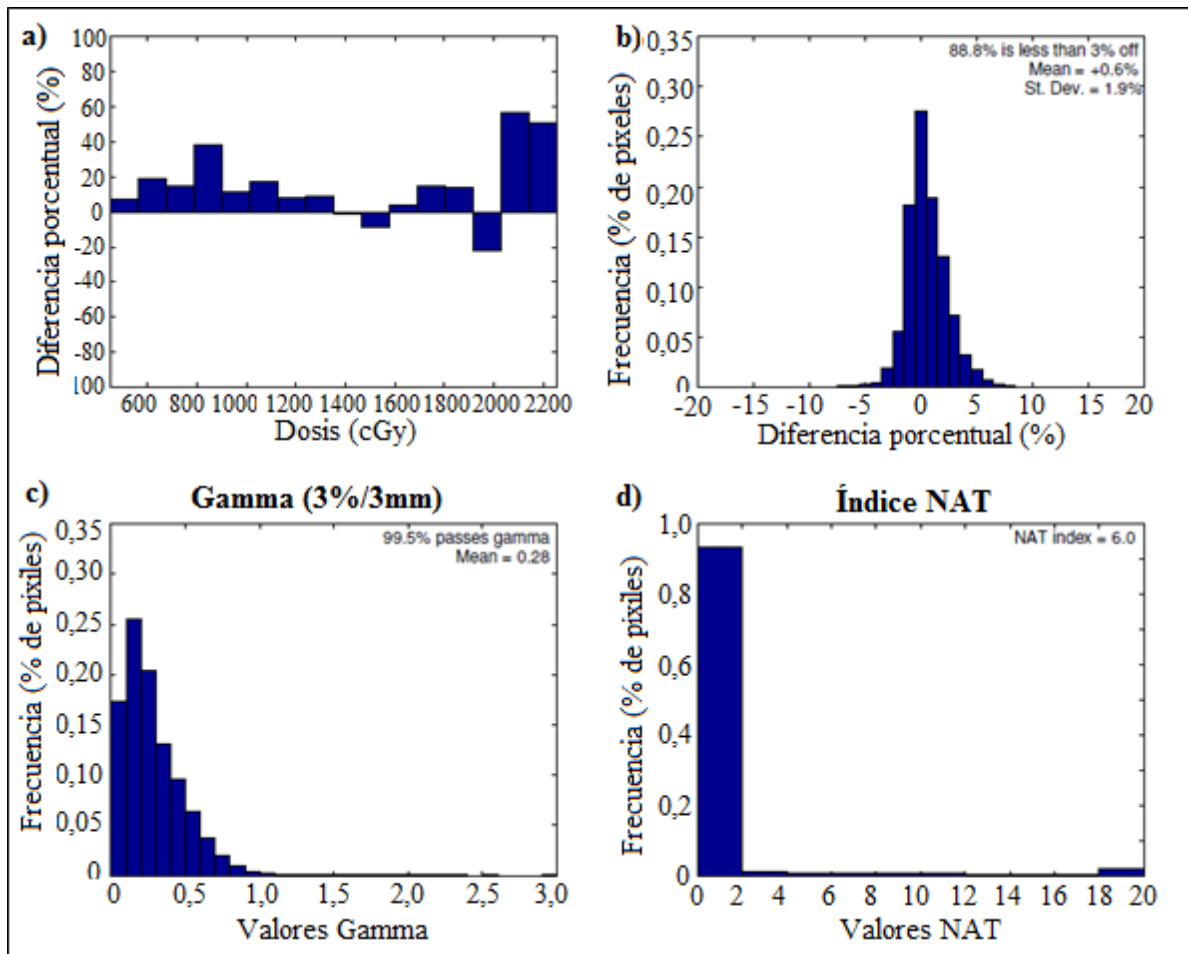


Figura 3.42. Histogramas de la película 2. (a) Se observó que en un amplio rango, no hay una diferencia significativa entre el número de píxeles medidos y calculados. (b) Muestra que la mayoría de los píxeles tienen una diferencia porcentual adecuada, tendiendo a cero. (c) Se observa que la mayoría de los píxeles cumplen el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, con valores entre 0,0 y 1,0. (d) Se observó que casi todos los píxeles pasaron el índice NAT con valores entre 0,0 y 2,0 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.6. Análisis de la Película 3

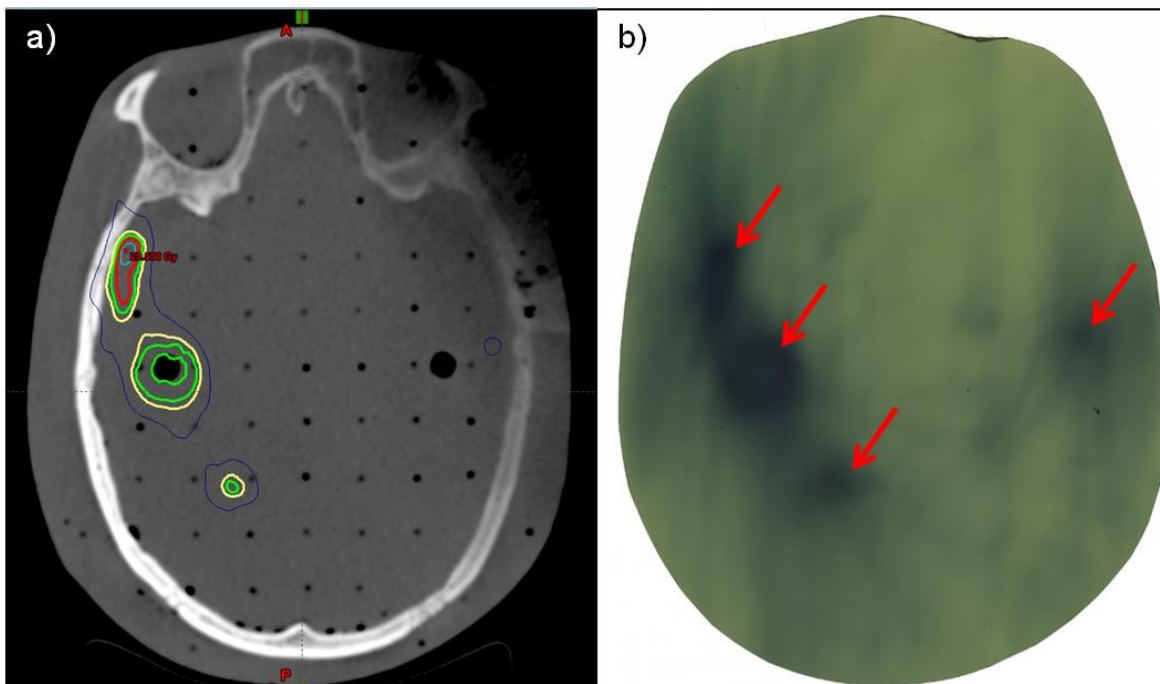


Figura 3.43. Película 3. (a) Curvas de isodosis en la planificación con ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida. Se visualiza cuatro zonas de mayor concentración de dosis absorbida y en ambas figuras coinciden en la posición, tres focos a la izquierda y uno a la derecha.

Tabla 3.6. Resultados del análisis de la película 3 con software DoseLab Pro

| Nombre | Detalle |
|-----------------------|------------------------|
| Institución | UC Irvine |
| Archivo calculado | Película 3.dcm |
| Archivo medido | Película 3_DO_dose.tif |
| Equipo de tratamiento | TrueBeam STX |
| TPS | Eclipse V.11 |
| Técnica | SRS |
| Energía | 6X-FFF |
| Dosis referencial | 2332,5 cGy |
| Threshold | 10,0 % |
| Diferencia porcentual | 3,0 % |
| Distancia de radio | 3,0 mm |
| NAT | 27,9 |
| Gamma Análisis | 98,0 % |

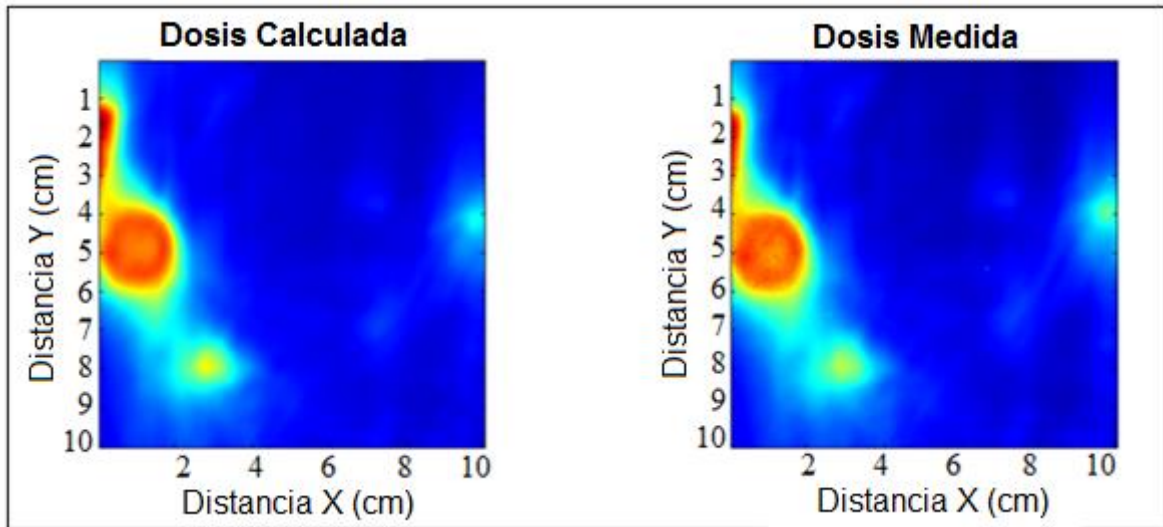


Figura 3.44. Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 3. El color rojo representa a las zonas de alto gradiente de dosis absorbida, mientras que el color azul representa zonas de bajo gradiente de dosis absorbida. Se observó tres zonas a la izquierda y una zona a la derecha, donde hay mayor concentración de dosis absorbida [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

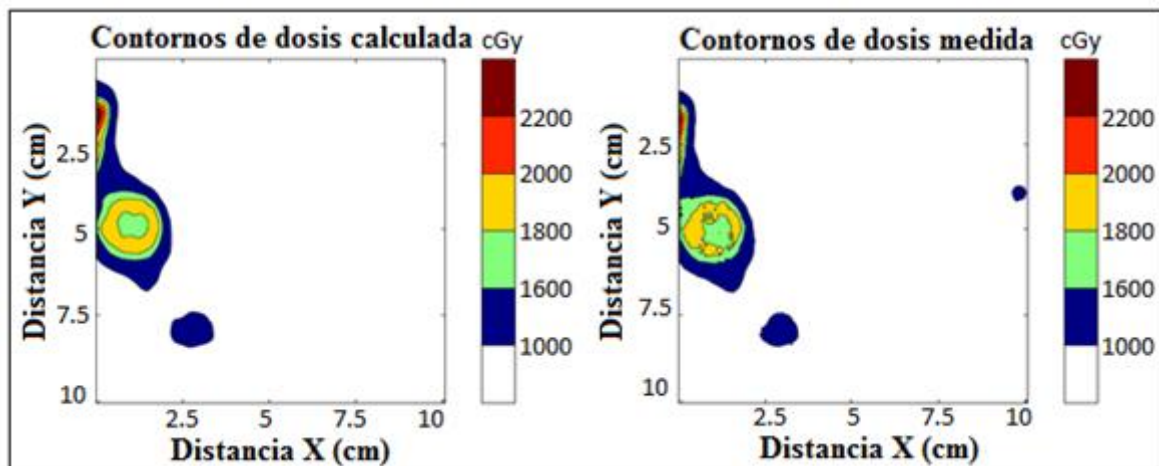


Figura 3.45. Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 3. En este gráfico se visualiza mejor el rango de dosis absorbida, de 0 a 1000 cGy (Blanco), de 1000 cGy a 1600 cGy (Azul), de 1600 cGy a 1800 cGy (Amarillo), de 2000 cGy a 2200 cGy (Rojo) y de 2000 cGy a más (Marrón) [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

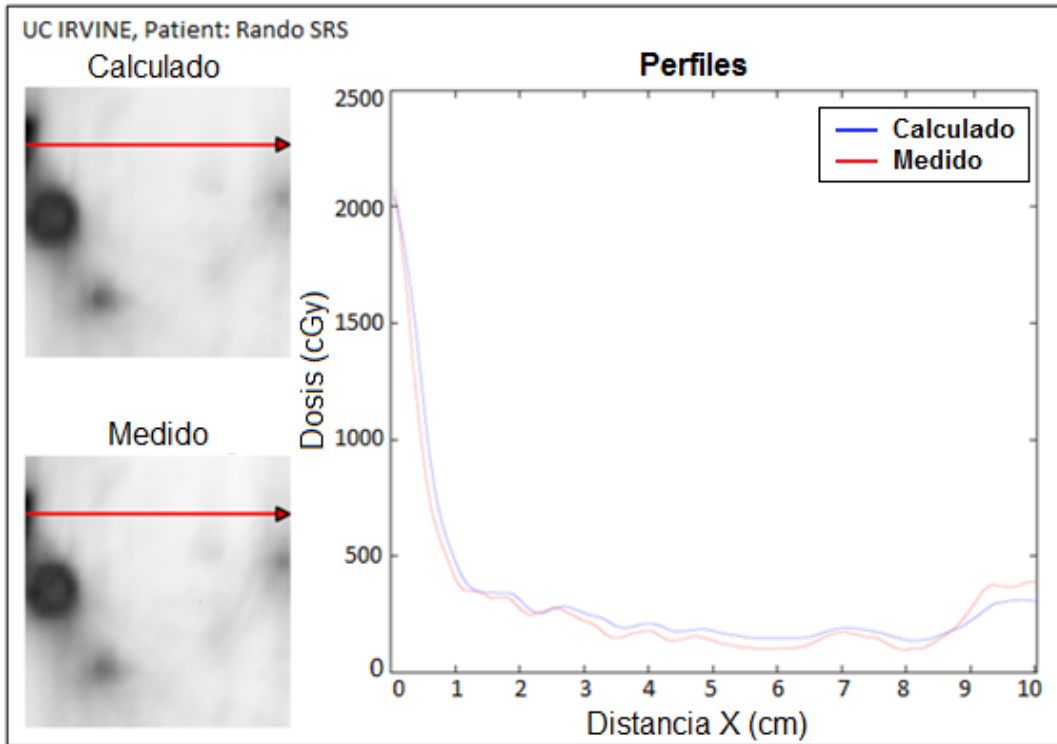


Figura 3.46. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) de la primera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3. En este caso se visualizó un pico que está en la posición 0 (cero), y cae desde una dosis absorbida de 2000 cGy aproximadamente, coincide con la zona oscura [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

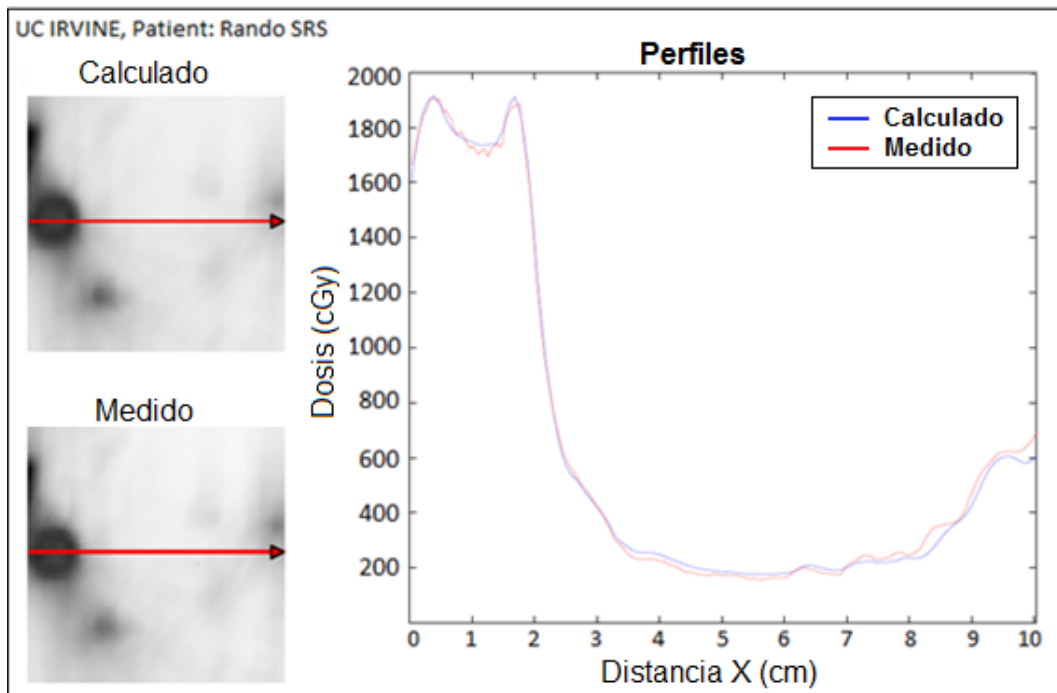


Figura 3.47. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la segunda región oscura (foco de dosis absorbida)

de la película 3. En este caso se visualiza claramente un pico, con dos puntas en los extremos y una caída en la parte central del pico, esto quiere decir que en los bordes de esa zona irradiada hay mayor dosis absorbida que en la parte central, y tiene una dosis absorbida de 1800 cGy aproximadamente [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

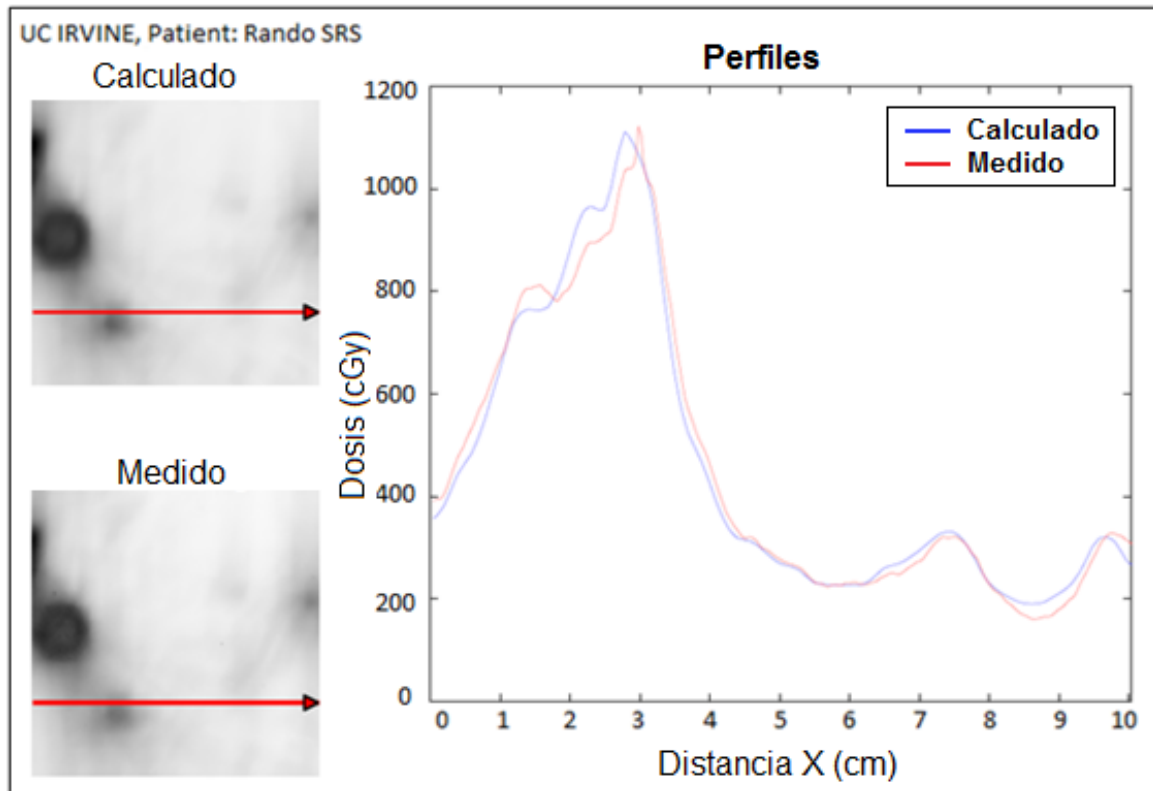


Figura 3.48. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3. En este caso se visualizan un pico principal en la gráfica, que llega a 1100 cGy, y hay dos picos pequeños que llegan a 300 cGy aproximadamente [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

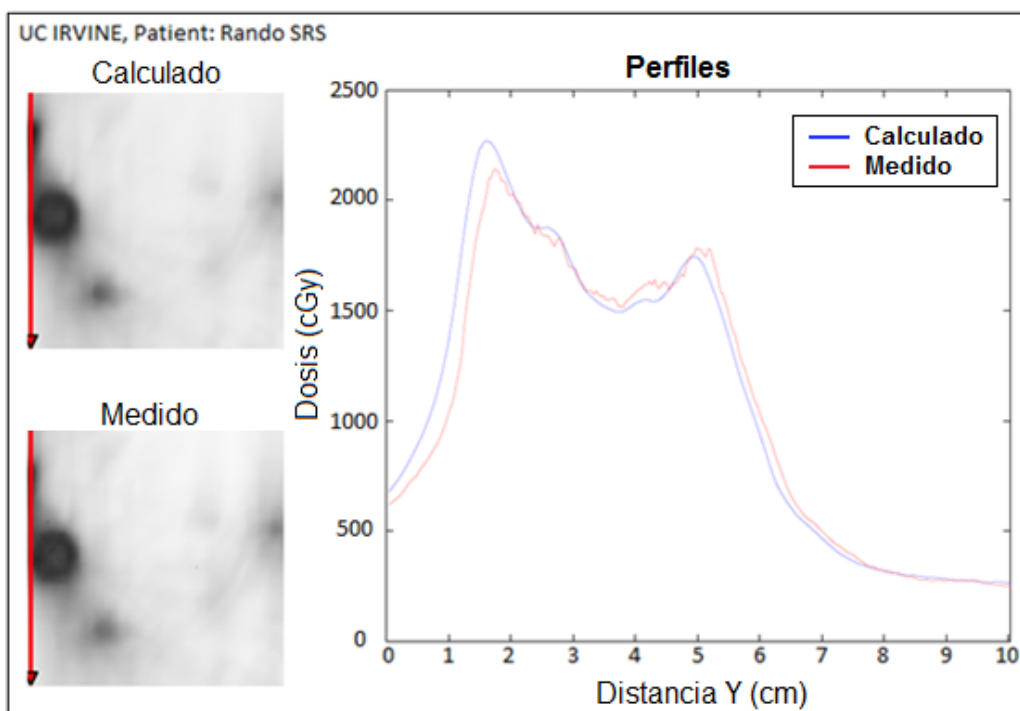


Figura 3.49. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la primera y segunda región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3. En este caso se visualizó dos picos muy juntos, ya que las regiones oscuras también están juntas, el pico mayor llega a más de 2000 cGy, y el menor llega a 1600 cGy aproximadamente. Se observó un ligero corrimiento a la izquierda del perfil calculado (azul) [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

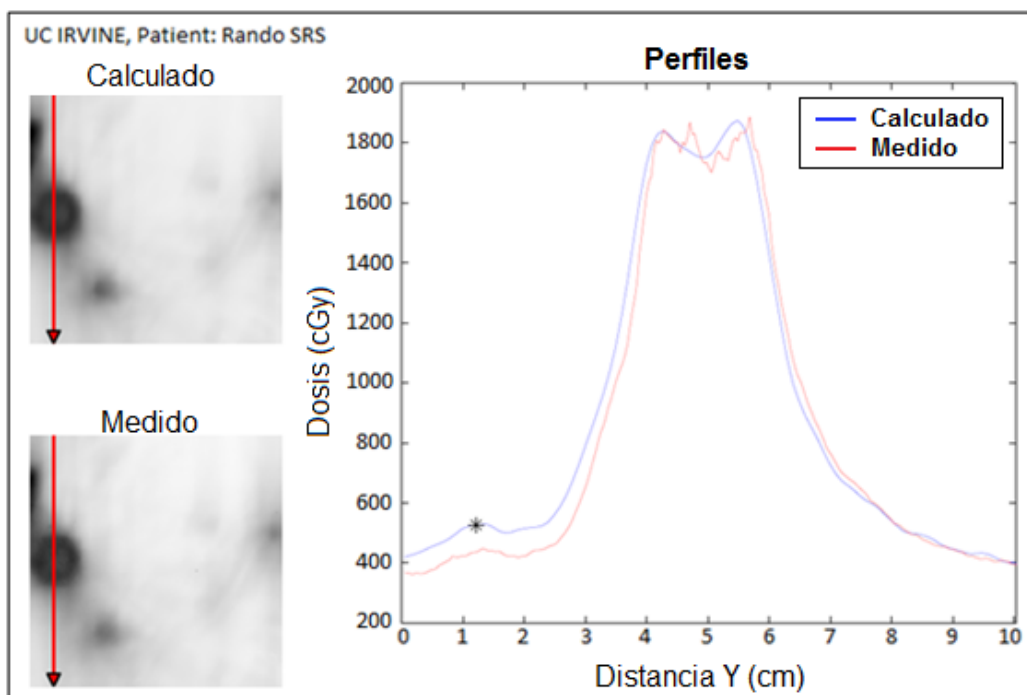


Figura 3.50. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) que cruza por el centro de la segunda región oscura (foco de

dosis absorbida) de la película 3. En este caso se visualizó un pico en el centro del gráfico que llega hasta 1800 cGy aproximadamente. Se observó un ligero corrimiento a la izquierda del perfil calculado (azul) [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

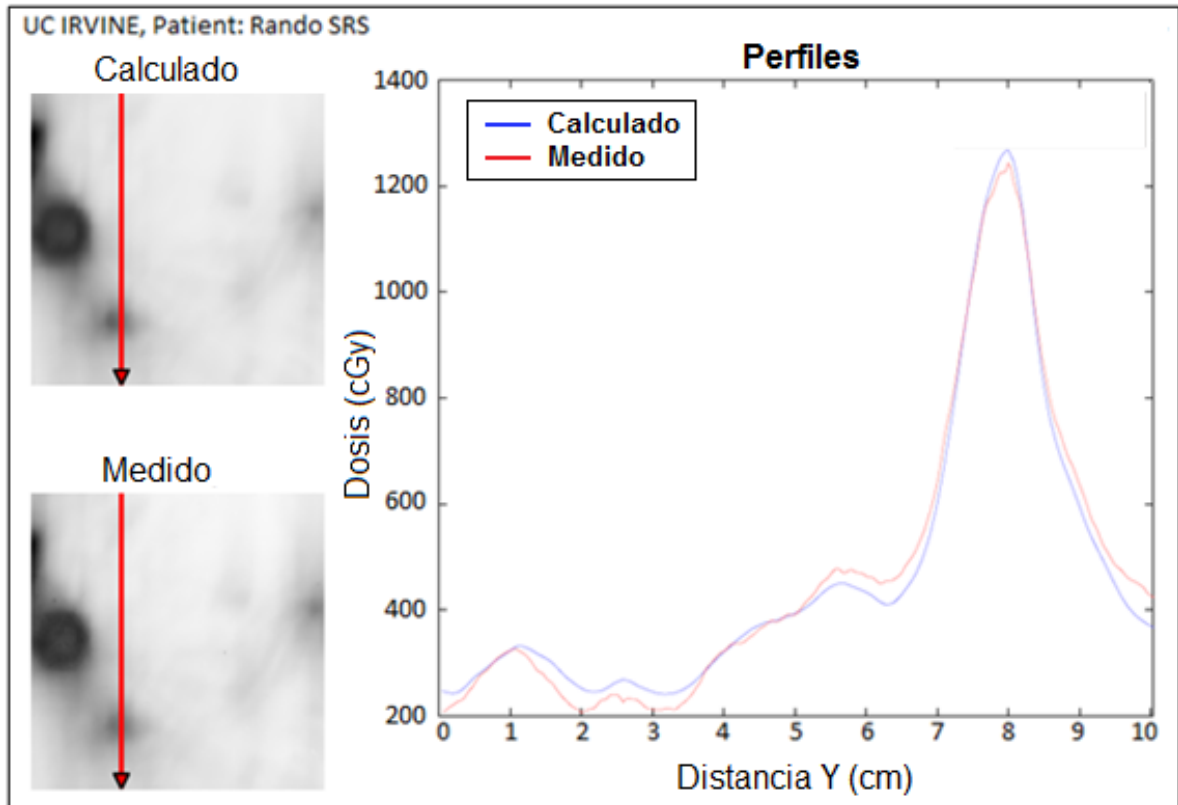


Figura 3.51. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en la tercera región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 3. En este caso se visualizó un pico en la posición de 8,0 cm, llegando a superar los 1200 cGy aproximadamente [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

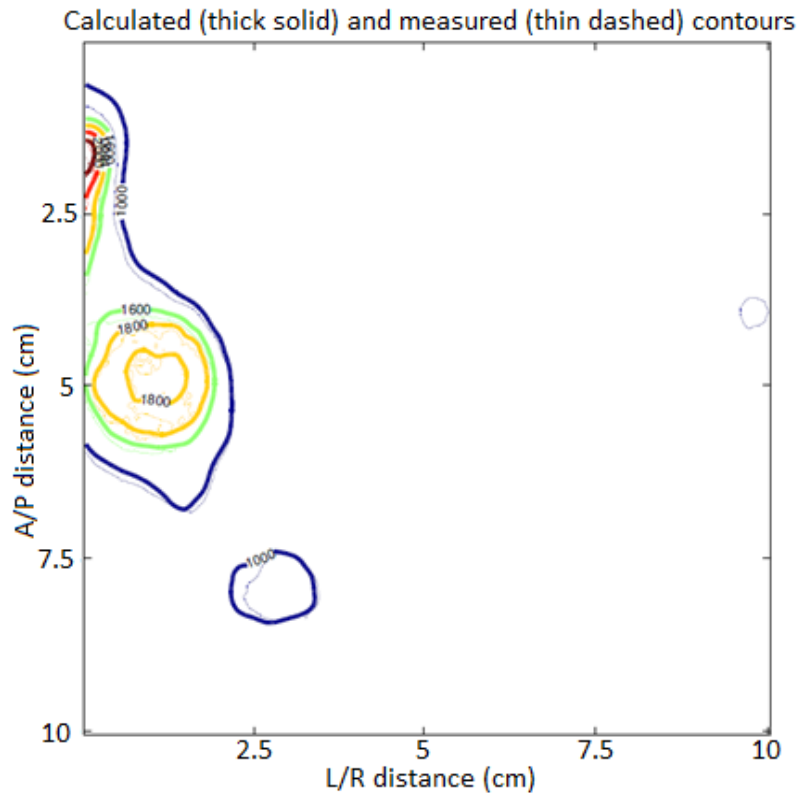


Figura 3.52. Superposición de líneas de contorno de isodosis, comparando la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 3. Se observó que ambas isodosis se superponen, eso muestra que hubo una buena alineación entre las dos imágenes, con un ligero corrimiento de la alineación de la imagen medida (línea punteada) debió rotarse ligeramente en sentido horario [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

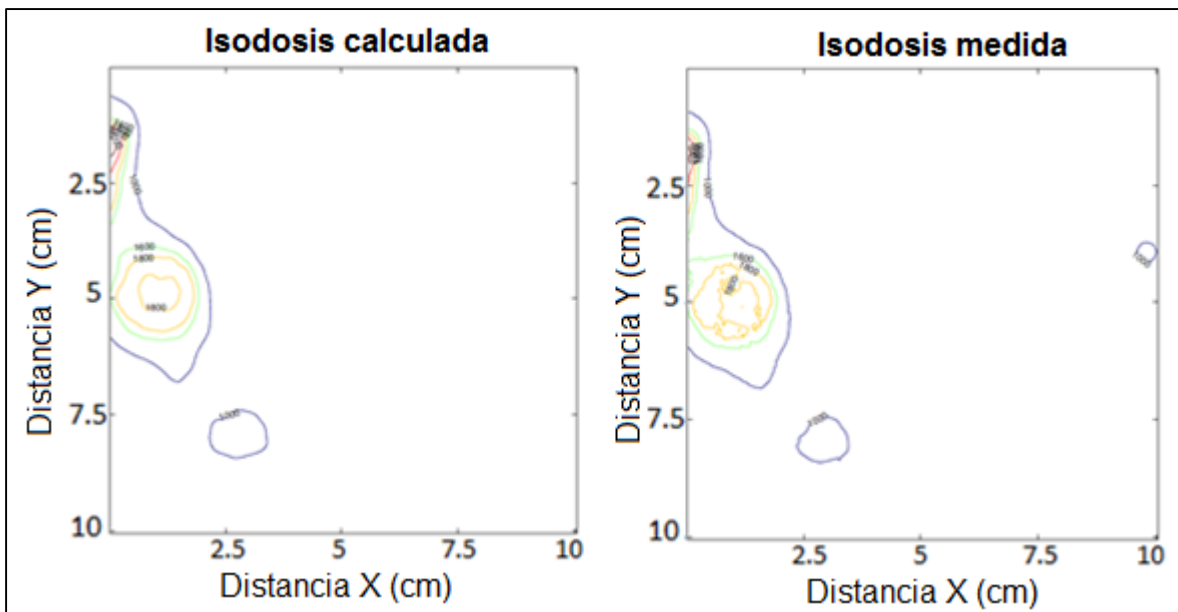


Figura 3.57. Líneas de contorno de isodosis, a la izquierda la dosis absorbida calculada y la derecha la dosis absorbida medida de la película 3 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

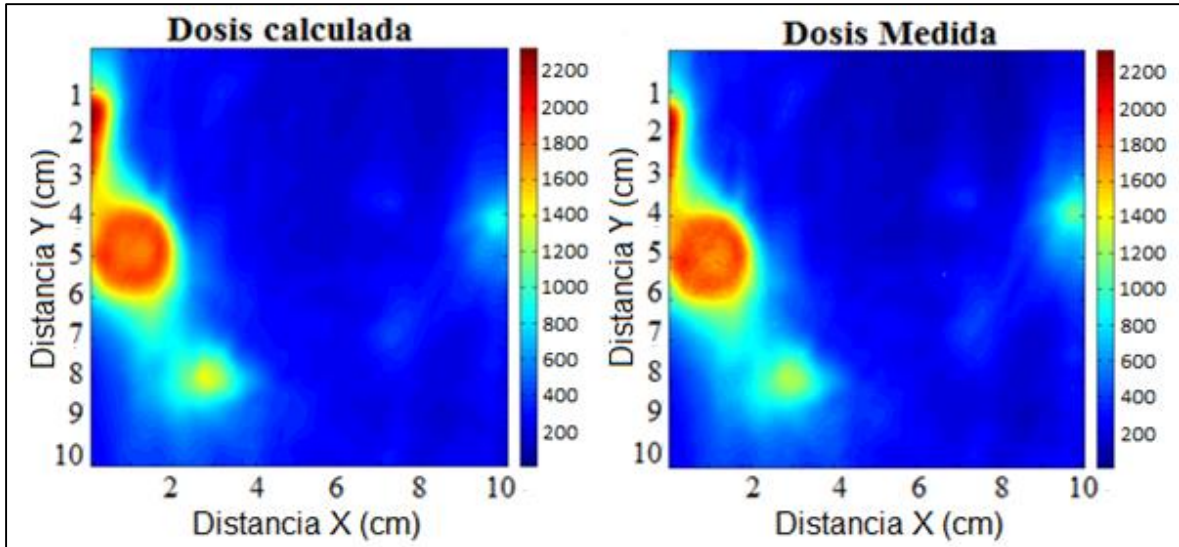


Figura 3.53. Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color *wash* de la película 3 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

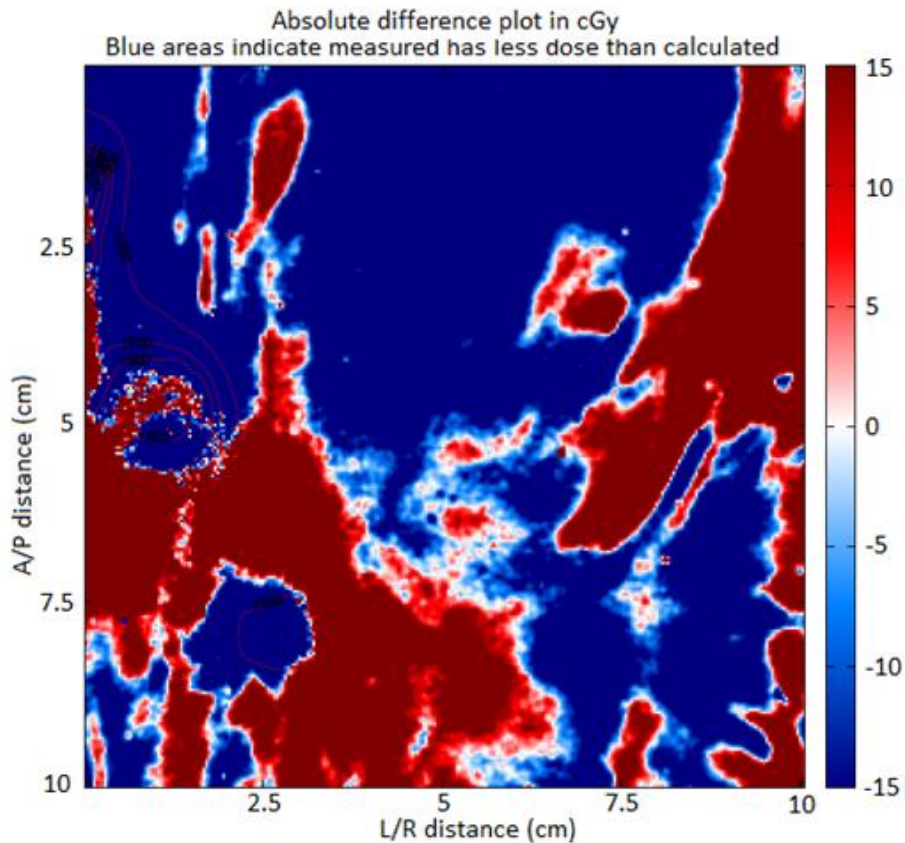


Figura 3.54. Imagen de diferencia absoluta de la película 3. El color rojo indica que la dosis absorbida medida es mayor a la dosis absorbida calculada (la zona es "caliente") y el color azul indica que la dosis absorbida calculada es mayor a la dosis absorbida medida (la zona es "fría") en un rango de $\pm 15,0$ cGy. Se observó que en las zonas de bajo gradiente de dosis absorbida, predomina el color azul, por lo que se considera una zona fría. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

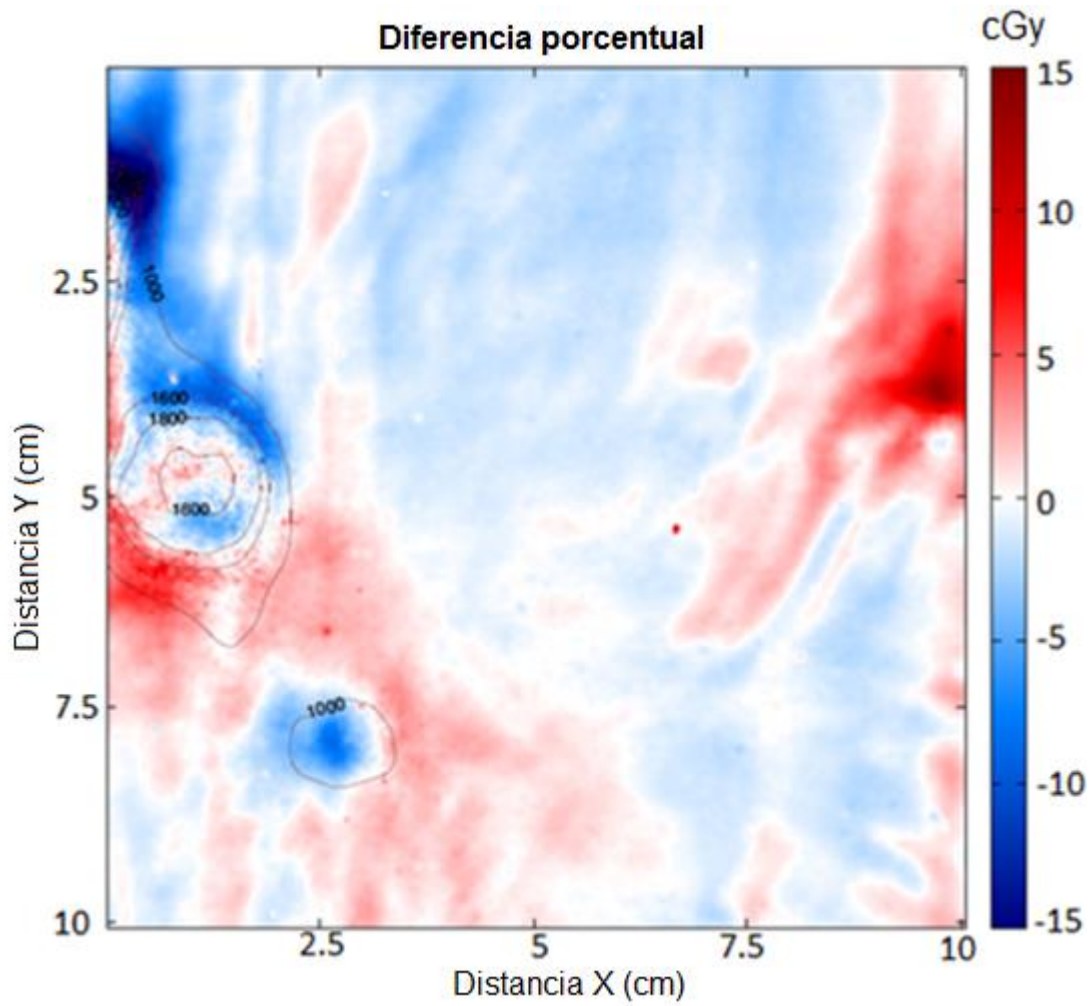


Figura 3.55. Imagen diferencia porcentual de la película 3. Se observó que en algunos puntos específicos, en los que hay una mayor concentración de dosis, presentan una mayor intensidad de color, por lo que el gráfico resalta los puntos de alto gradiente. El color azul indica que la dosis absorbida medida es menor que la dosis absorbida calculada [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

Gamma function (3% / 3mm), using percent difference relative to 2332.5 cGy

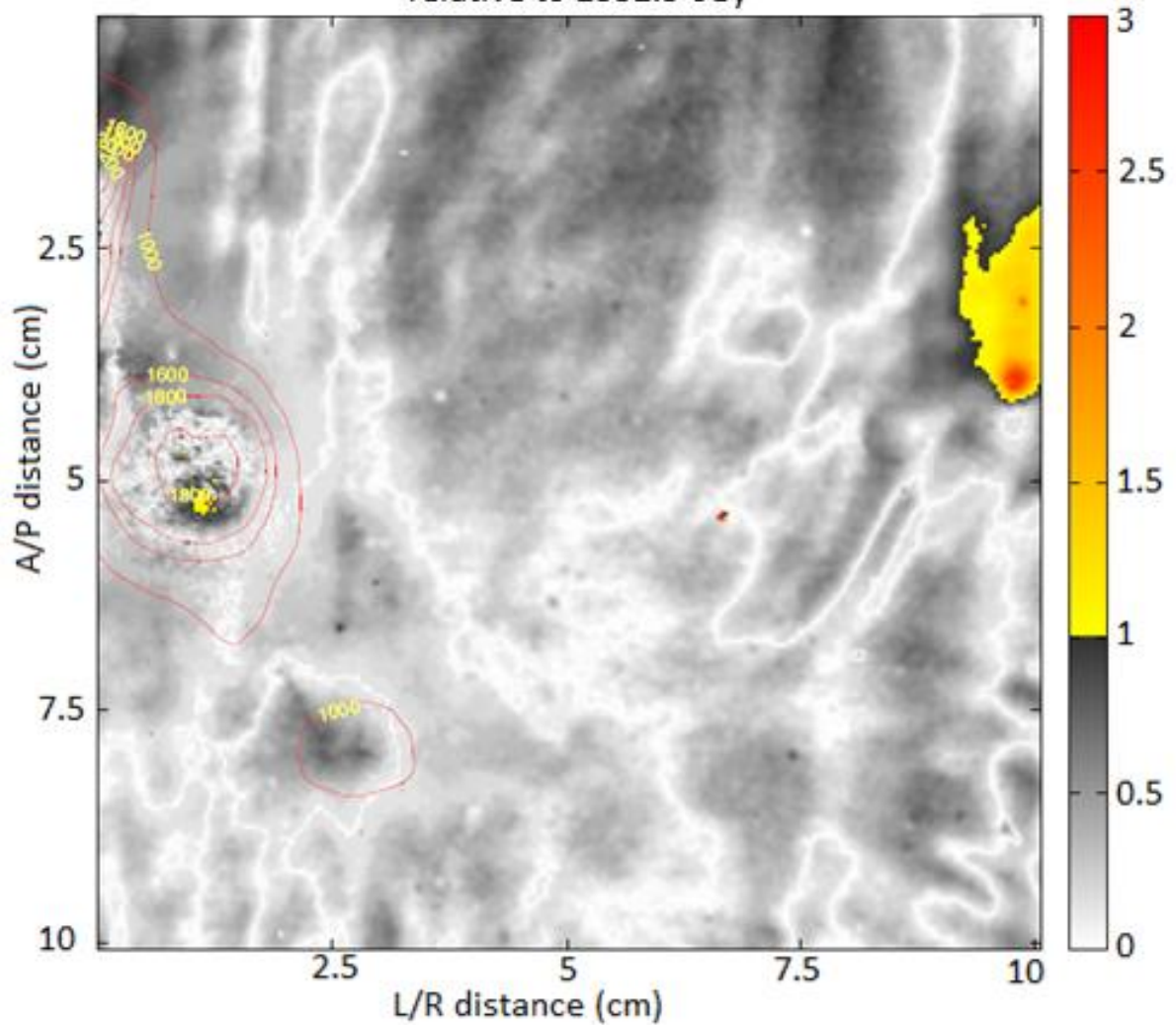


Figura 3.56. Imagen gamma de la película 3. Se observó que la mayor parte de los píxeles del gráfico pasan el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, y dan resultados entre 0,0 y 1,0, por lo que predomina el color blanco y plomo. Hay una zona en la que no pasa el criterio gamma, representada de color amarilla y rojo. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

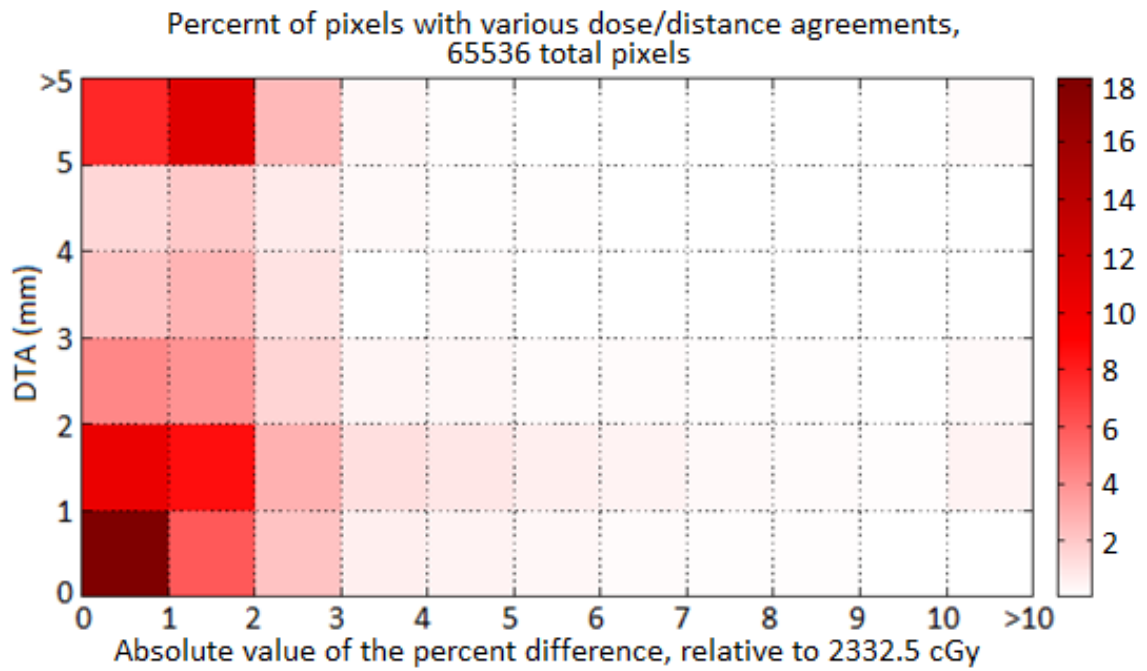


Figura 3.57. Histograma Dosis – DTA de la película 3, muestra el histograma Dosis-DTA en 2D, el eje X muestra diferencia porcentual relativa de 0 a 10,0 %. El eje Y representa gráficamente los valores DTA de 0 a 5,00 mm. Se observó que todos los valores tienen una diferencia porcentual absoluta menor de 3,00, la mayoría tiene un DTA entre 0,0 y 1,0. Sin embargo, algunos valores tienen un DTA mayor de 5,00 mm. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

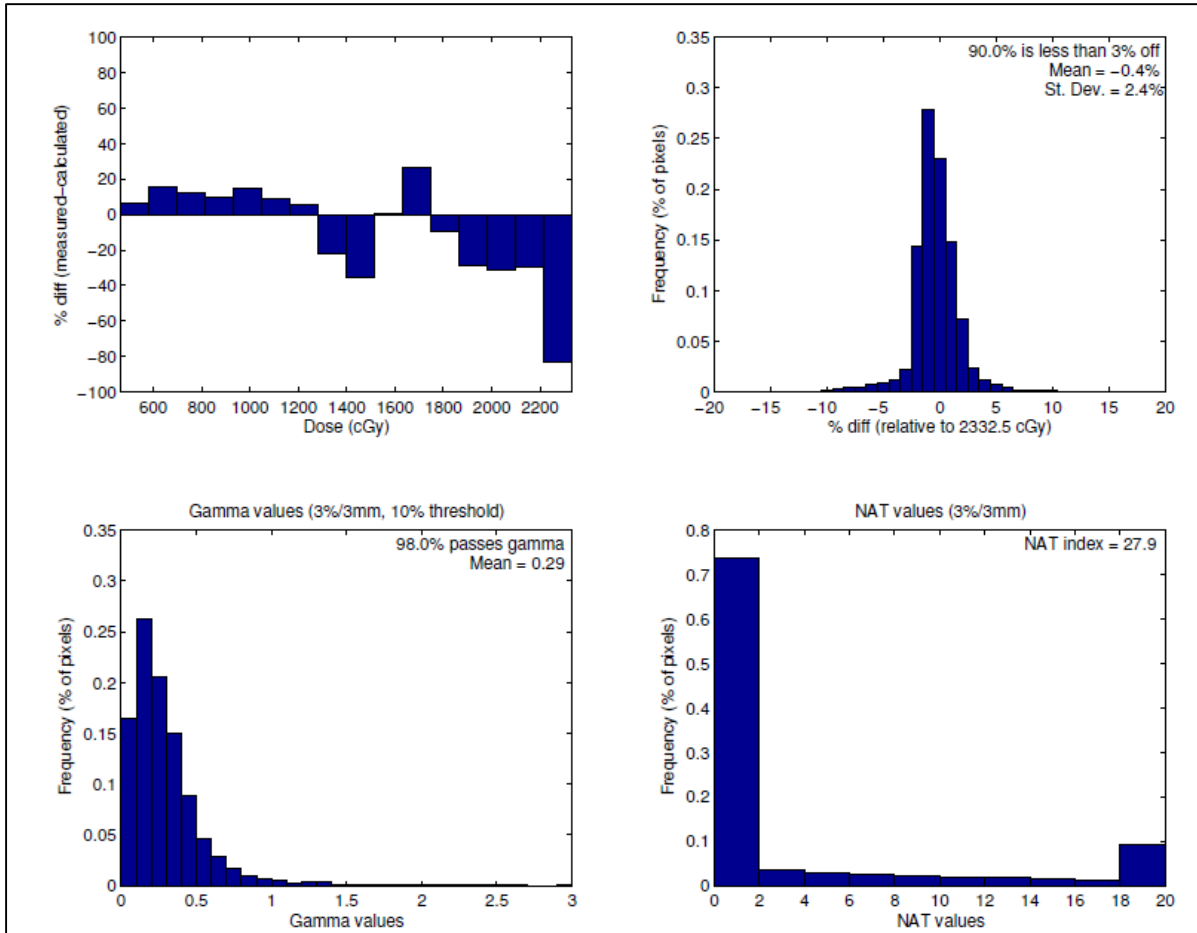


Figura 3.58. Histogramas de la película 3. (a) Se observó que en el rango de dosis mayor de 1800 cGy, los píxeles calculados fueron mayores a los píxeles medidos, por eso salen las barras negativas. (b) Muestra que la mayoría de los píxeles tienen una diferencia porcentual adecuada, tendiendo a cero. (c) Se observa que la mayoría de los píxeles cumplen el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, con valores entre 0,0 y 1,0, pocos valores están entre 1,0 y 1,5. (d) Se observó que la mayoría de los píxeles pasaron el índice NAT, y algunos píxeles resultaron con valores de índice NAT elevados. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.7. Análisis de la Película 4

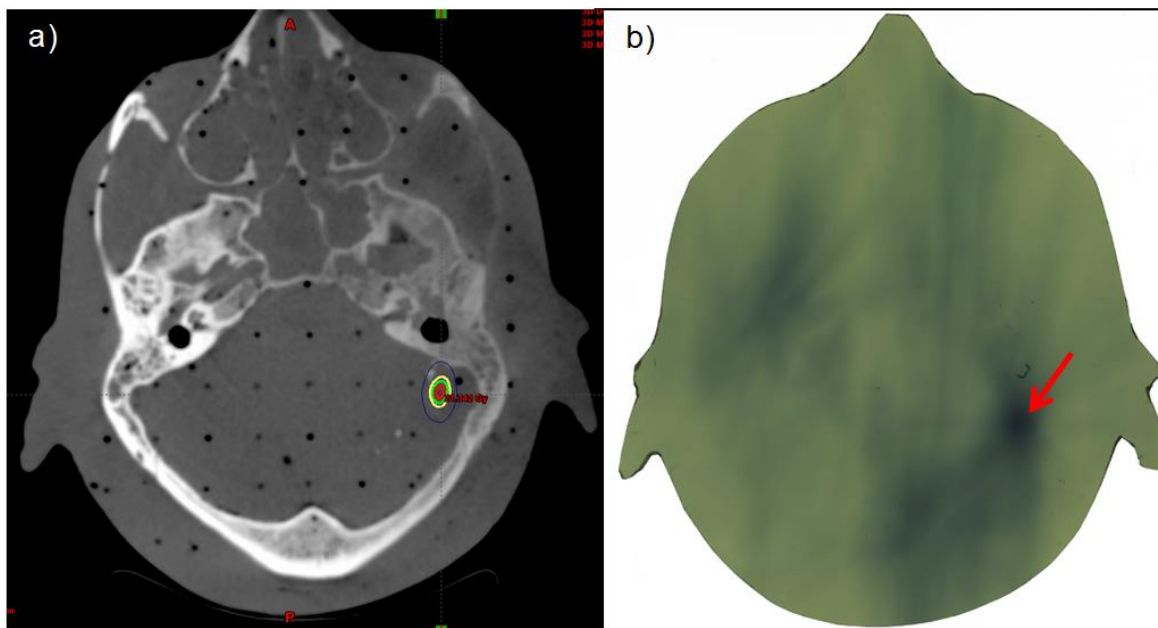


Figura 3.59. Película 4. (a) Curvas de isodosis en la planificación con ECLIPSE V.11, siendo la curva de color azul, amarillo, verde y rojo, las isodosis de 10 Gy, 16 Gy, 18 Gy y 20 Gy respectivamente. (b) Película dosimétrica Gafchromic EBT3 irradiada, las zonas oscuras representan mayor dosis absorbida. Se visualiza una zona de mayor concentración de dosis absorbida y en ambas figuras coinciden en la posición, lateralizada a la derecha.

Tabla 3.7. Resultados del análisis de la película 4 con software DoseLab Pro

| Nombre | Detalle |
|-----------------------|------------------------|
| Institución | UC Irvine |
| Archivo calculado | Película 4.dcm |
| Archivo medido | Película 4_DO_dose.tif |
| Equipo de tratamiento | TrueBeam STX |
| TPS | Eclipse V.11 |
| Técnica | SRS |
| Energía | 6X-FFF |
| Dosis referencial | 1838,2 cGy |
| Threshold | 10,0 % |
| Diferencia porcentual | 3,0 % |
| Distancia de radio | 3,0 mm |
| NAT | 50,0 |
| Gamma Análisis | 96,9 % |

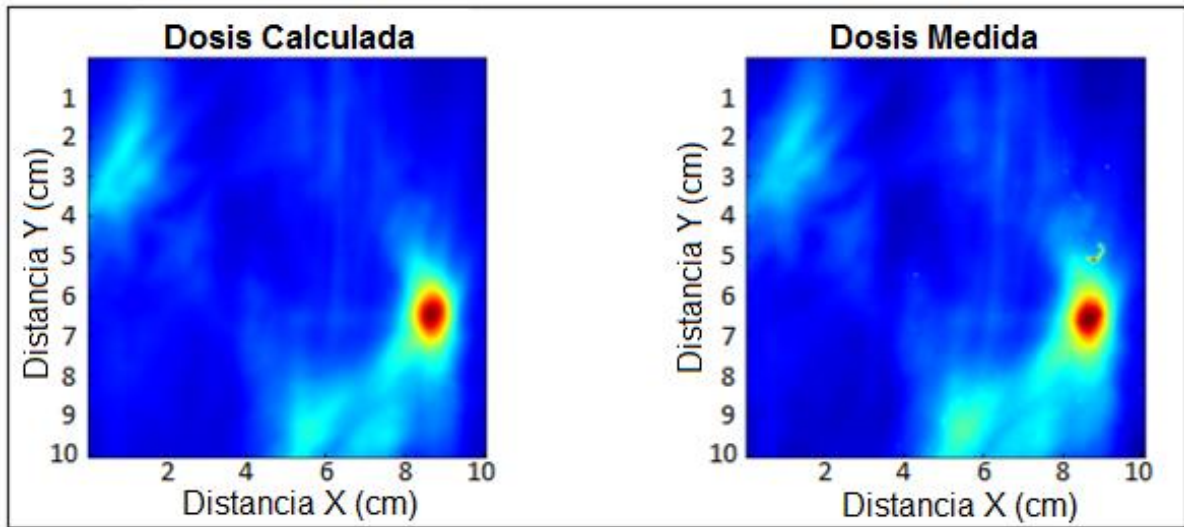


Figura 3.60. Comparación de la dosis absorbida calculada en el TPS y la dosis absorbida medida en la película 4. El color rojo representa a las zonas de alto gradiente de dosis absorbida, mientras que el color azul representa zonas de bajo gradiente de dosis absorbida. Se observó una zona principal (color rojo) donde hay mayor concentración de dosis absorbida. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

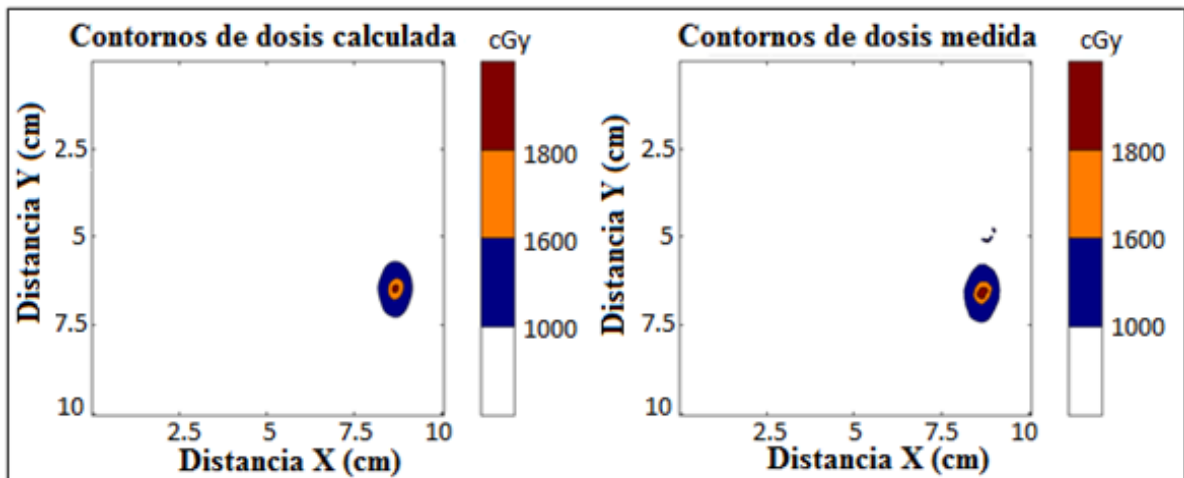


Figura 3.61. Comparación de la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 4. En este gráfico se visualiza mejor el rango de dosis absorbida, de 0 a 1000 cGy (Blanco), de 1000 cGy a 1600 cGy (Azul), de 1600 cGy a 1800 cGy (Naranja), de 1800 a más (Marrón). [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

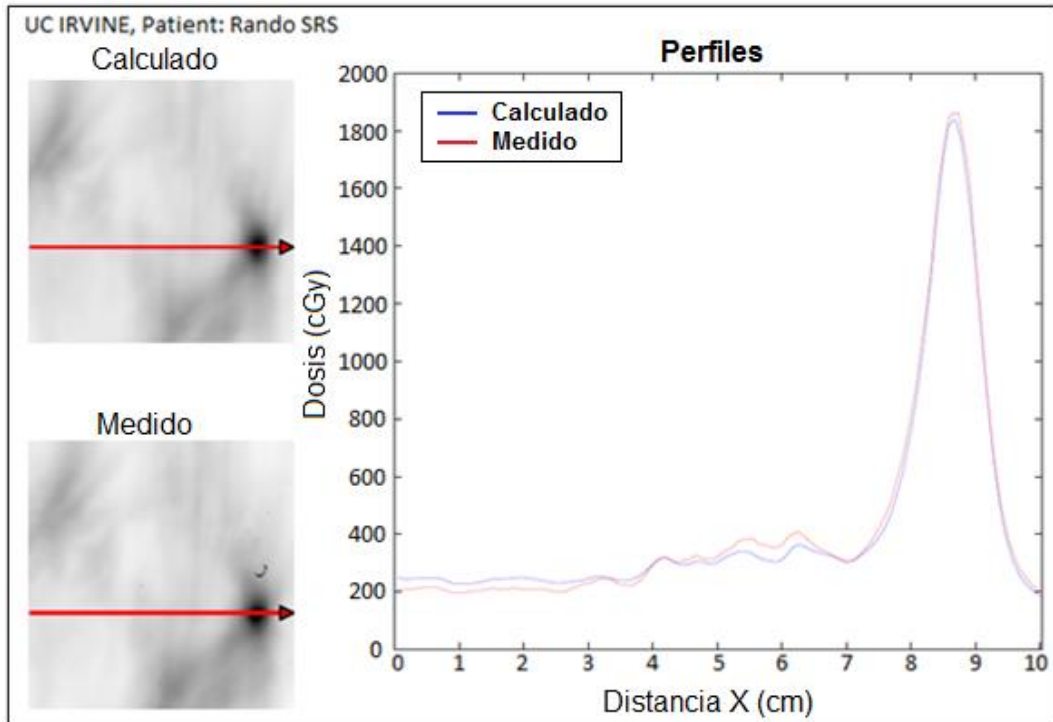


Figura 3.62. Perfil horizontal comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 4. En este caso se visualizan un pico en la posición entre 8,0 cm y 9,0 cm, llegando a una dosis absorbida de 1800 cGy. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

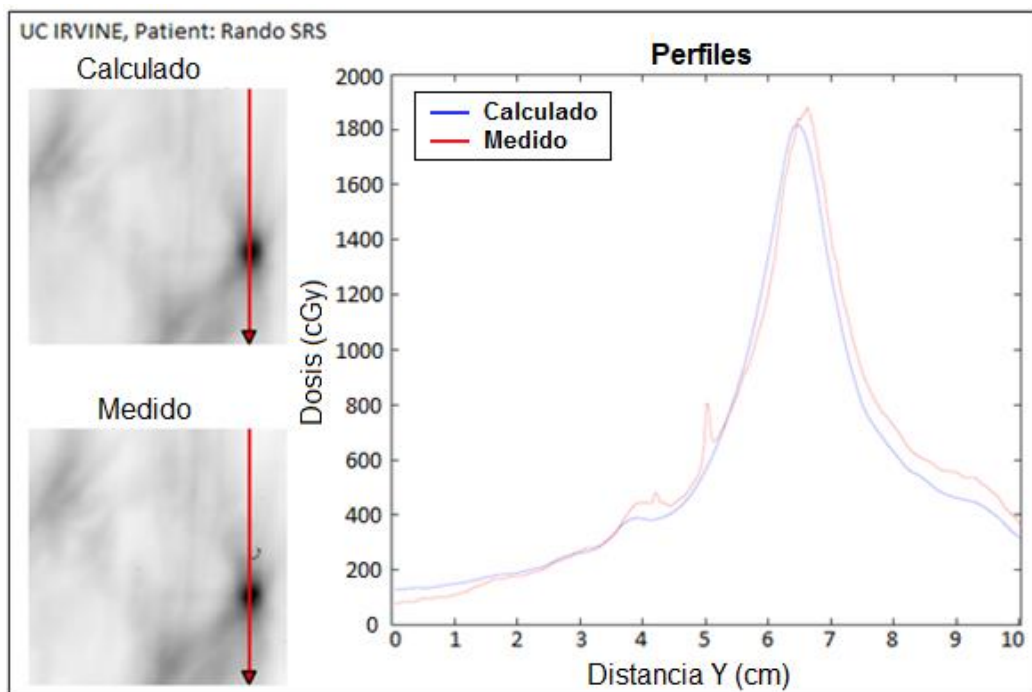


Figura 3.63. Perfil vertical comparando la dosis absorbida calculada (línea azul) y la dosis absorbida medida (línea roja) en región oscura (foco de dosis absorbida) de la película 4. En este caso se visualizan un pico en la gráfica, entre la posición 6,0 cm y 7,0 cm, llegando a una dosis absorbida de 1800 cGy aproximadamente. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

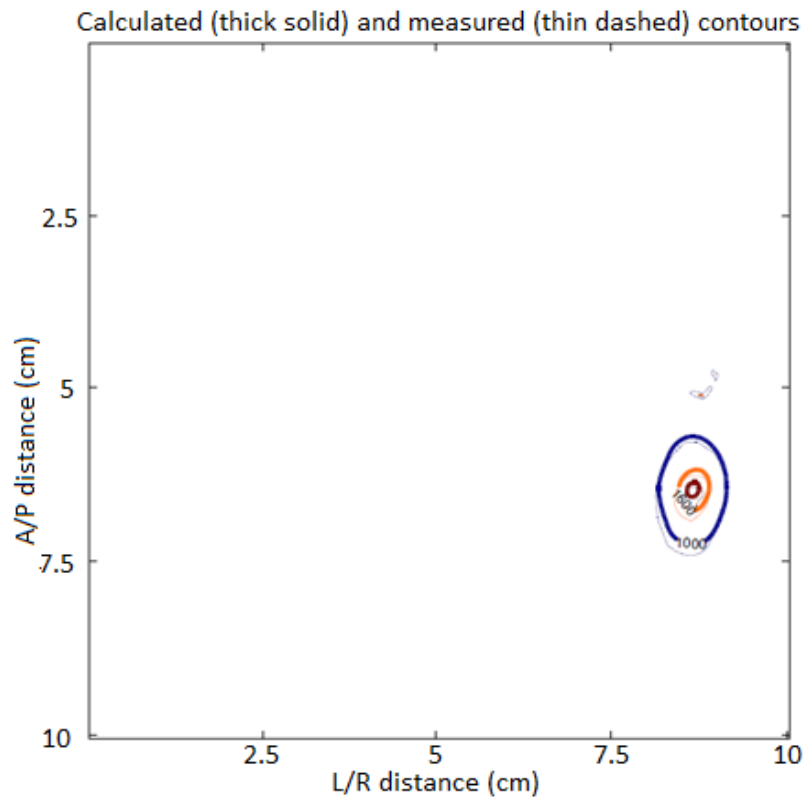


Figura 3.64. Superposición de líneas de contorno de isodosis. Comparando la dosis absorbida calculada y la dosis absorbida medida de la película 4. Se observó que ambas isodosis se superponen, eso muestra que hubo una buena alineación entre las dos imágenes, con un ligero corrimiento en las isodosis. [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

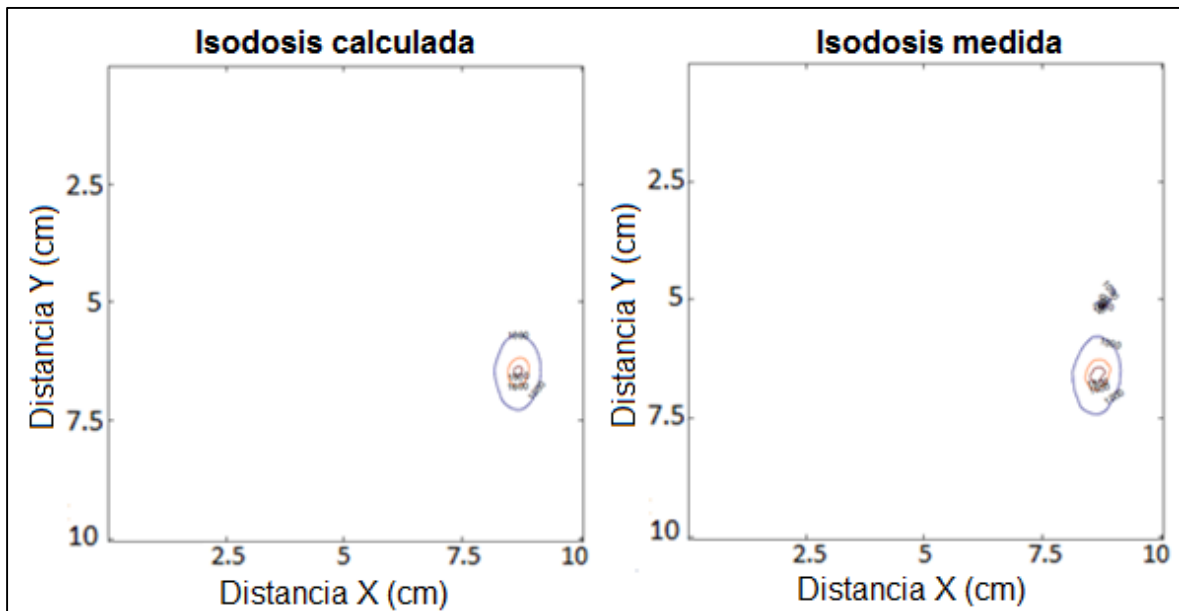


Figura 3.65. Líneas de contorno de isodosis. A la izquierda la dosis absorbida calculada y la derecha la dosis absorbida medida de la película 4 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

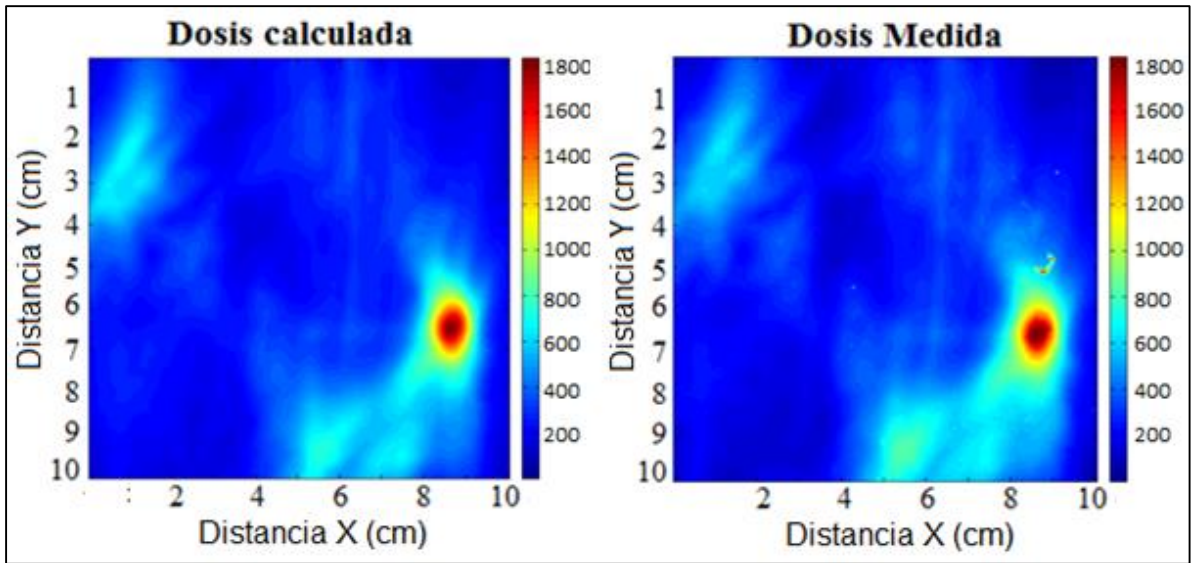


Figura 3.66. Comparación de la dosis absorbida calculada y dosis absorbida medida en color *wash* de la película 4 [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

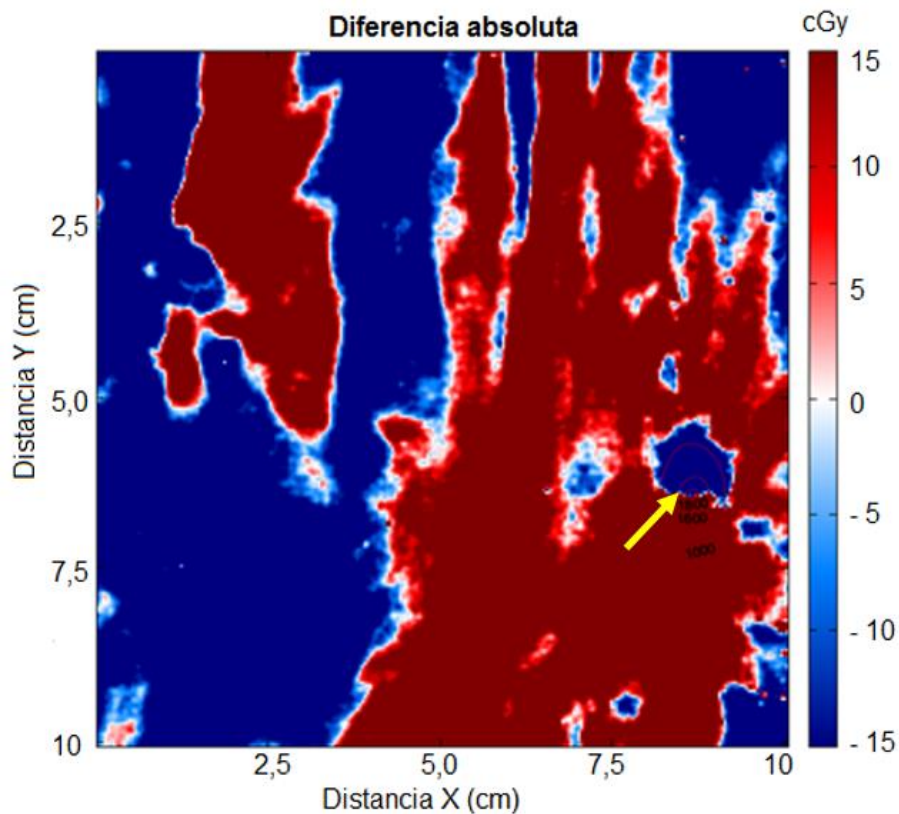


Figura 3.67. Imagen de diferencia absoluta de la película 4. El color rojo indica que la dosis absorbida medida es mayor a la dosis absorbida calculada (la zona es "caliente") y el color azul indica que la dosis absorbida calculada es mayor a la dosis absorbida medida (la zona es "fría") en un rango de $\pm 15,0$ cGy. Se observó que en las zonas de alto gradiente de dosis absorbida, predomina el color azul, por lo que se considera una zona fría [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

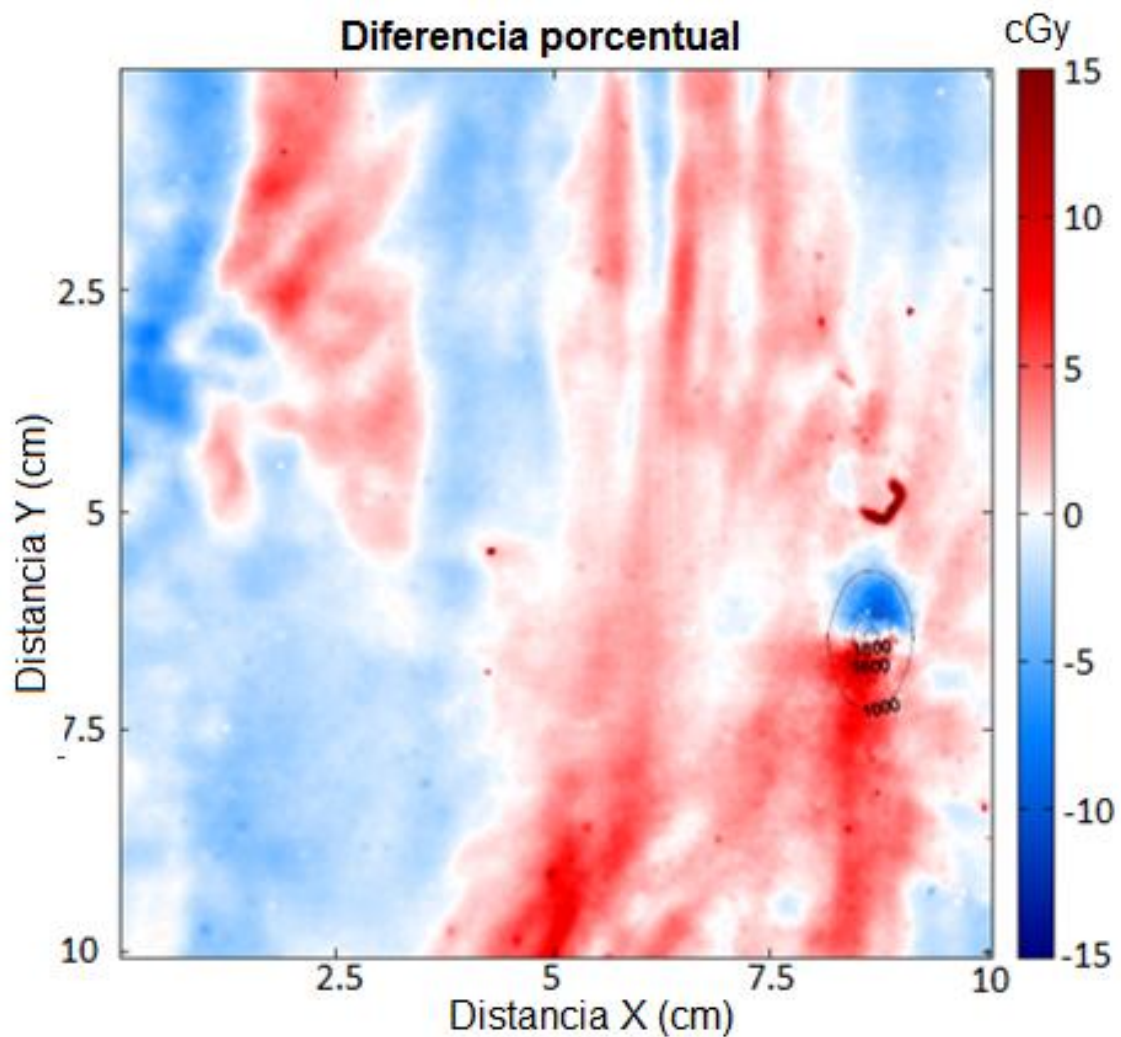


Figura 3.68. Imagen diferencia porcentual de la película 4. Se observó que en algunos puntos específicos, en los que hay una mayor concentración de dosis, presentan una mayor intensidad de color, por lo que el gráfico resalta los puntos de alto gradiente. El color azul indica que la dosis absorbida medida es menor que la dosis absorbida calculada [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

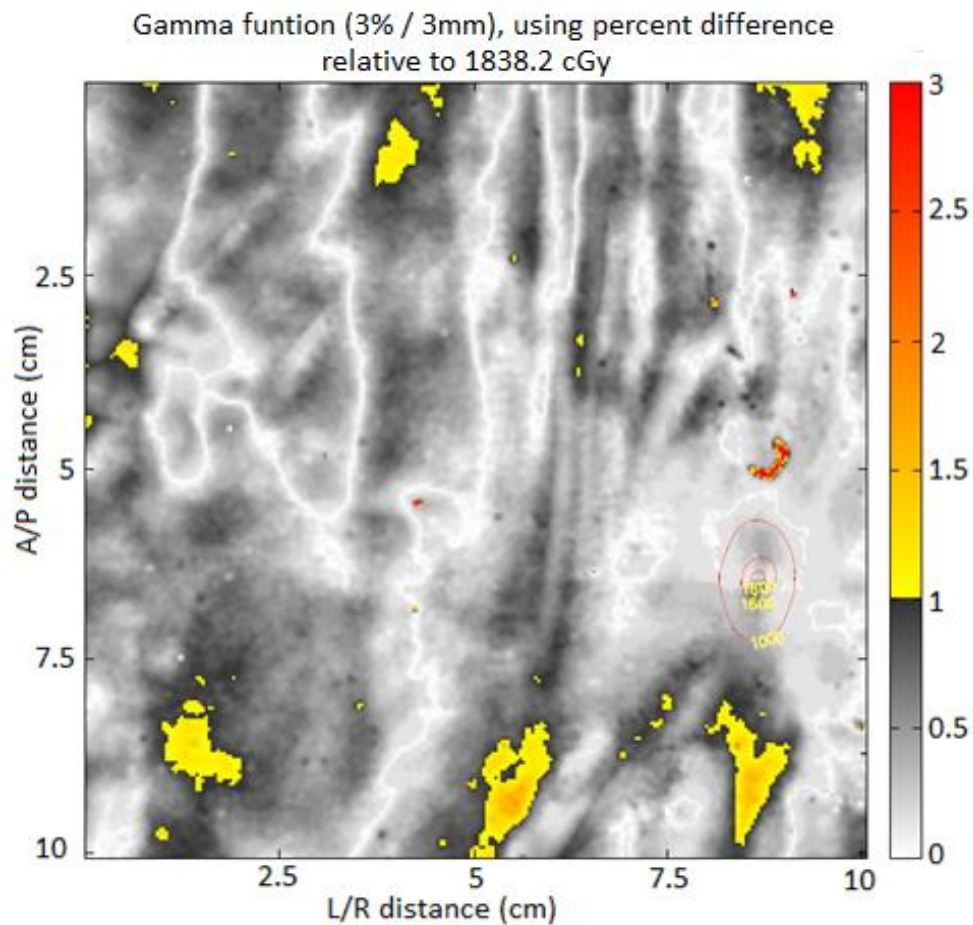


Figura 3.69. Imagen gamma de la película 4. Se observó que la mayor parte de los píxeles del gráfico pasan el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, y dan resultados entre 0,0 y 1,0, por lo que predomina el color blanco y plomo. Hay pocas zonas que no pasaron el criterio gamma y se representan de color amarillo [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

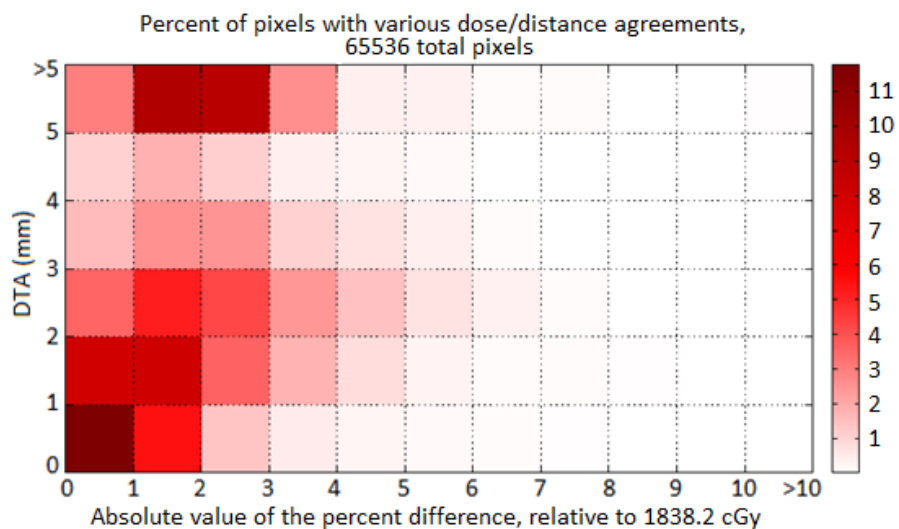


Figura 3.70. Histograma Dosis – DTA de la película 4. muestra el histograma Dosis-DTA en 2D, el eje X muestra diferencia porcentual relativa de 0 a 10,0 %. El eje Y representa

gráficamente los valores DTA de 0 a 5,00 mm. Se observó que la mayoría de los valores diferencia porcentual absoluta menor de 5,0, la mayoría tiene DTA entre 0,0 y 1,0. Sin embargo, hay algunos valores que tiene una valor de DTA mayor de 5,0 mm [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

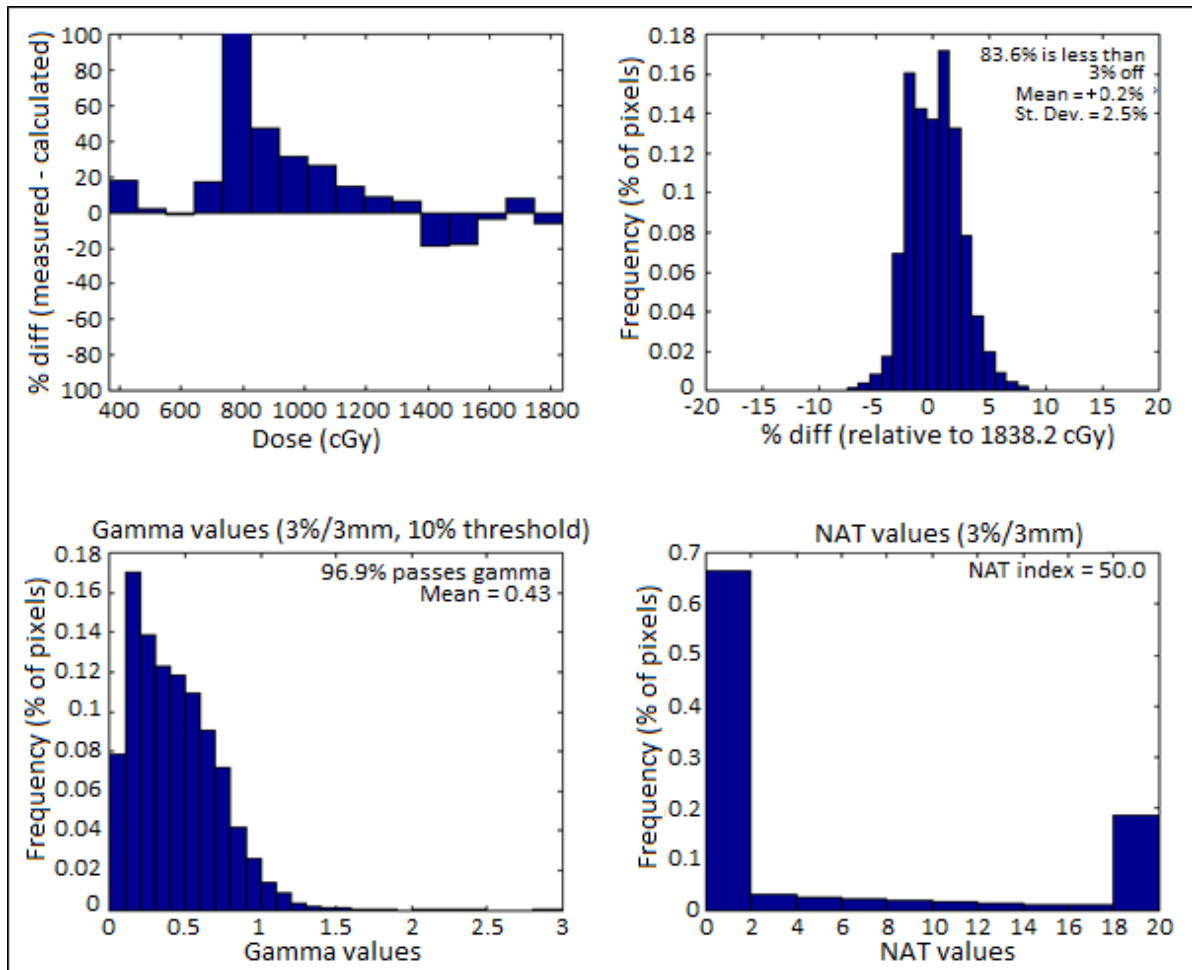


Figura 3.71. Histogramas de la película 4. (a) Se observó que en un amplio rango, el número de píxeles medidos fue mayor al número de píxeles calculados, ya que las barras resultan positivas. (b) Muestra que la mayoría de los píxeles tienen una diferencia porcentual adecuada, tendiendo a cero. (c) Se observa que la mayoría de los píxeles cumplen el criterio gamma de 3,0 % y 3,0 mm, con valores entre 0,0 y 1,0, algunos valores están entre 1,0 y 1,5. (d) Se observó que la mayoría de píxeles pasaron el índice NAT con valores entre 0,0 y 2,0, algunos mostraron valores elevados [Imagen obtenida del software DoseLab Pro].

3.8. Análisis de Dosímetros TLD

3.8.1. *Chip factor* de TLD

En la Figura 3.72, se muestran los valores de medida *chip factor*, estas lecturas se deben tomar en cuenta para la medición de la experiencia, cada TLD tiene su propio valor *chip factor* correspondiente, que sirven para tener una lectura uniforme entre todo el grupo de TLDs.

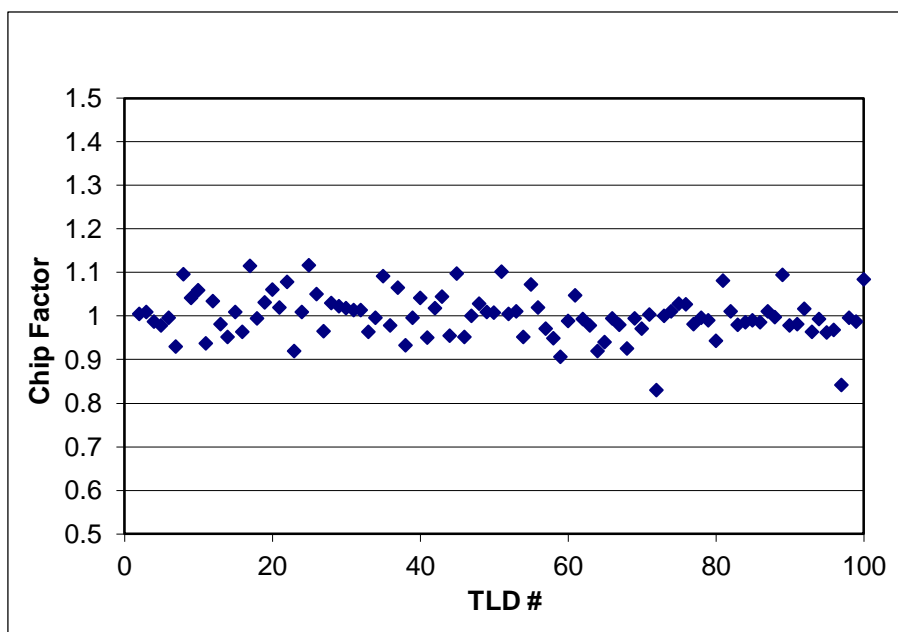


Figura 3.72. Valores *chip factor* de TLDs. Se observó que cada TLD tiene un factor muy particular que se debe multiplicar para que una medida realizada con cualquier TLD del mismo *set* sea equivalente.

3.8.2. Calibración de los TLD

Luego de irradiar los TLD con 200, 400, 800, 1000, 1200, 1400, 1600, 1800, 2000, 2200, 2400, 2600, 2800 y 3000 UM, que son las mismas UM de calibración que se utilizaron para la calibración de las películas, se haya la dosis absorbida de cada TLD. Se verifica la calibración de dosis absoluta del acelerador lineal, y se encuentra los valores de dosis absorbida (Tabla 3.8) y la formula de la línea de tendencia (Figura 3.72).

Tabla 3.8. Datos de medidas de TLD – Set C

| MU | Q (nC) | Dose (cGy) |
|------|----------|------------|
| 200 | 6002,3 | 200,4 |
| 400 | 26249,8 | 400,8 |
| 800 | 55132,2 | 801,6 |
| 1000 | 72862,7 | 1002,0 |
| 1200 | 89637,0 | 1202,4 |
| 1400 | 110410,3 | 1402,8 |
| 1600 | 134554,7 | 1603,2 |
| 1800 | 159022,5 | 1803,6 |
| 2000 | 184457,3 | 2004,0 |
| 2200 | 201965,6 | 2204,4 |
| 2400 | 233143,4 | 2404,8 |
| 2600 | 242606,5 | 2605,2 |
| 2800 | 297712,7 | 2805,6 |
| 3000 | 387303,7 | 3006,0 |

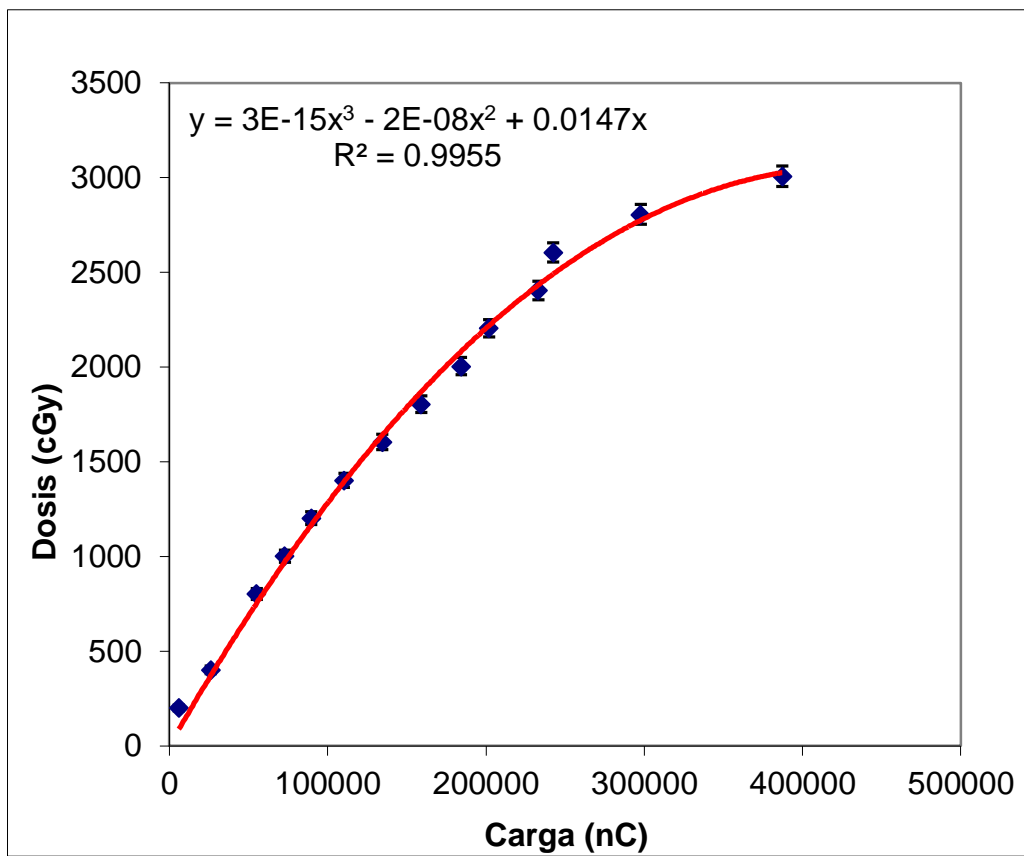


Figura 3.73. Ajuste de la curva con datos experimentales en calibración de TLDs.

3.8.3. Dosis absorbida de TLD

En la Tabla 3.5, se muestran las correcciones realizadas a la lectura de los TLD, para su posterior conversión a dosis absorbida con la fórmula del ajuste de la curva de calibración. En la Tabla 3.6, se muestran los valores de lectura de fondo natural.

Tabla 3.5. Correcciones de las lecturas de los TLD

| TLD # | Chip Factor | Raw Q (nC) | Corr. Q (nC) | BKG_SUB Corr Q(nC) |
|-------|-------------|------------|--------------|--------------------|
| 1 | 1,005 | 60993,742 | 60710,051 | 60708,5 |
| 2 | 0,967 | 268324,875 | 277490,85 | 277489,3 |
| 3 | 0,922 | 199693,922 | 216649,38 | 216647,8 |
| 4 | 0,984 | 27575,201 | 28032,066 | 28030,5 |
| 5 | 0,989 | 20092,949 | 20310,631 | 20309,1 |
| 6 | 0,970 | 156883,297 | 161767,47 | 161765,9 |
| 7 | 0,996 | 31107,393 | 31225,521 | 31224,0 |
| 8 | 1,070 | 22396,689 | 20939,857 | 20938,3 |

Tabla 3.6. Valor de fondo (BKG) de los TLD

| BACKGROUND | | | |
|----------------|-------------|------------|--------------|
| TLD # | Chip Factor | Raw Q (nC) | Corr. Q (nC) |
| 9 | 1,116 | 1,931 | 1,73 |
| 10 | 1,051 | 1,463 | 1,39 |
| AVG BKG | | | 1,56 |

3.8.4. Diferencia porcentual de dosis absorbida de TLD, película y Eclipse

En la tabla 3.7, se muestra los resultados de la diferencia porcentual entre dosis absorbida calculada en el planificador y dosis absorbida irradiada en los 8 TLD utilizados, donde el mínimo valor de diferencia porcentual es de 0,40 % y el máximo valor es de 7,90 %. En las posiciones del TLD 2, TLD 3 y TLD 6 se ubicaron los PTV 17, PTV 18 y PTV 19 respectivamente.

La Tabla 3.8. muestra los resultados de la diferencia porcentual entre dosis absorbida calculada en el TPS y dosis absorbida irradiada en las películas, ubicándonos exactamente en la misma posición donde se encontraban los TLD anteriormente mencionados, donde el mínimo valor de diferencia porcentual es de 0,200 % y el máximo valor es de 3,80 %. De esta manera se muestra mejores resultados obtenidos en la irradiación de las películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 que en los TLD.

Tabla 3.7. Diferencia porcentual entre la dosis absorbida calculada en el planificador Eclipse y la dosis absorbida irradiada en TLDs

| Posición | Dosis Absorbida Eclipse (Gy) | Dosis Absorbida TLD (Gy) | Diferencia (%) |
|-------------------|------------------------------|--------------------------|---------------------|
| TLD 1 (brain) | 8,30 ± 0,005 | 8,19 ± 0,005 | 1,28 ± 0,001 |
| TLD 2 (at target) | 25,5 ± 0,005 | 26,0 ± 0,038 | 2,01 ± 0,002 |
| TLD 3 (at target) | 21,1 ± 0,005 | 22,8 ± 0,028 | 7,89 ± 0,002 |
| TLD 4 (brain) | 4,10 ± 0,005 | 3,96 ± 0,002 | 4,94 ± 0,002 |
| TLD 5 (brain) | 2,84 ± 0,005 | 2,90 ± 0,002 | 2,23 ± 0,002 |
| TLD 6 (at target) | 18,1 ± 0,005 | 18,7 ± 0,018 | 2,99 ± 0,001 |
| TLD 7 (brain) | 4,51 ± 0,005 | 4,40 ± 0,003 | 2,53 ± 0,002 |
| TLD 8 (brain) | 2,98 ± 0,005 | 2,99 ± 0,002 | 0,35 ± 0,002 |

Tabla 3.8. Diferencia porcentual entre la dosis absorbida calculada en el planificador Eclipse y la dosis absorbida irradiada en la película.

| Posición | Dosis Absorbida Eclipse (Gy) | Dosis Absorbida Película (Gy) | Diferencia (%) |
|---------------|------------------------------|-------------------------------|----------------------|
| 1 (brain) | 8,30 ± 0,005 | 8,39 ± 0,005 | 1,08 ± 0,001 |
| 2 (at target) | 25,5 ± 0,005 | 25,3 ± 0,005 | 0,98 ± 0,0004 |
| 3 (at target) | 21,1 ± 0,005 | 21,1 ± 0,005 | 0,19 ± 0,0005 |
| 4 (brain) | 4,10 ± 0,005 | 4,33 ± 0,005 | 3,84 ± 0,002 |
| 5 (brain) | 2,84 ± 0,005 | 2,83 ± 0,005 | 0,35 ± 0,004 |
| 6 (at target) | 18,1 ± 0,005 | 18,4 ± 0,005 | 1,21 ± 0,001 |
| 7 (brain) | 4,51 ± 0,005 | 4,63 ± 0,005 | 2,66 ± 0,002 |
| 8 (brain) | 2,98 ± 0,005 | 3,02 ± 0,005 | 1,34 ± 0,003 |

3.9. Control de Calidad con ArcCHECK[®]

Se realiza el CC usando el ArcCHECK[®], equipo de dosimetría con arreglo de diodos de Sun Nuclear. Se hace el CC en dos modalidades, la primera con rotación de mesa, en las angulaciones de acuerdo al plan de tratamiento. El resultado del CC en esta modalidad, se obtiene un cálculo gamma de 90,0 % con los parámetros 3,0 % / 3,0 mm [33] (Figura 3.74). La segunda modalidad, se realiza con la mesa en cero grados (0°) y se obtiene que un calculo gamma de 90,7 % con los mismos parámetros de 3,0 % / 3,0 mm [33] (Figura 3.75). Dando como resultado, que no hay una dependencia con la rotación de mesa.

Según AAPM TG-119 [33], se debe de llegar a un porcentaje de aceptación en un CC de 90,0 %, por lo que nuestro CC pasaría de forma aceptable. No se logra un mayor porcentaje de aceptación, ya que los diodos están separados 1,00 cm. Sin embargo, para este caso particular tenemos lesiones menor a 1,00 cm³ de volumen, por lo que este sistema no sería el más adecuado para realizar un CC, ya que no cuenta con buena resolución espacial para el caso particular de SRS, donde las lesiones son de pequeño tamaño (< 1,00 cm³ de volumen).

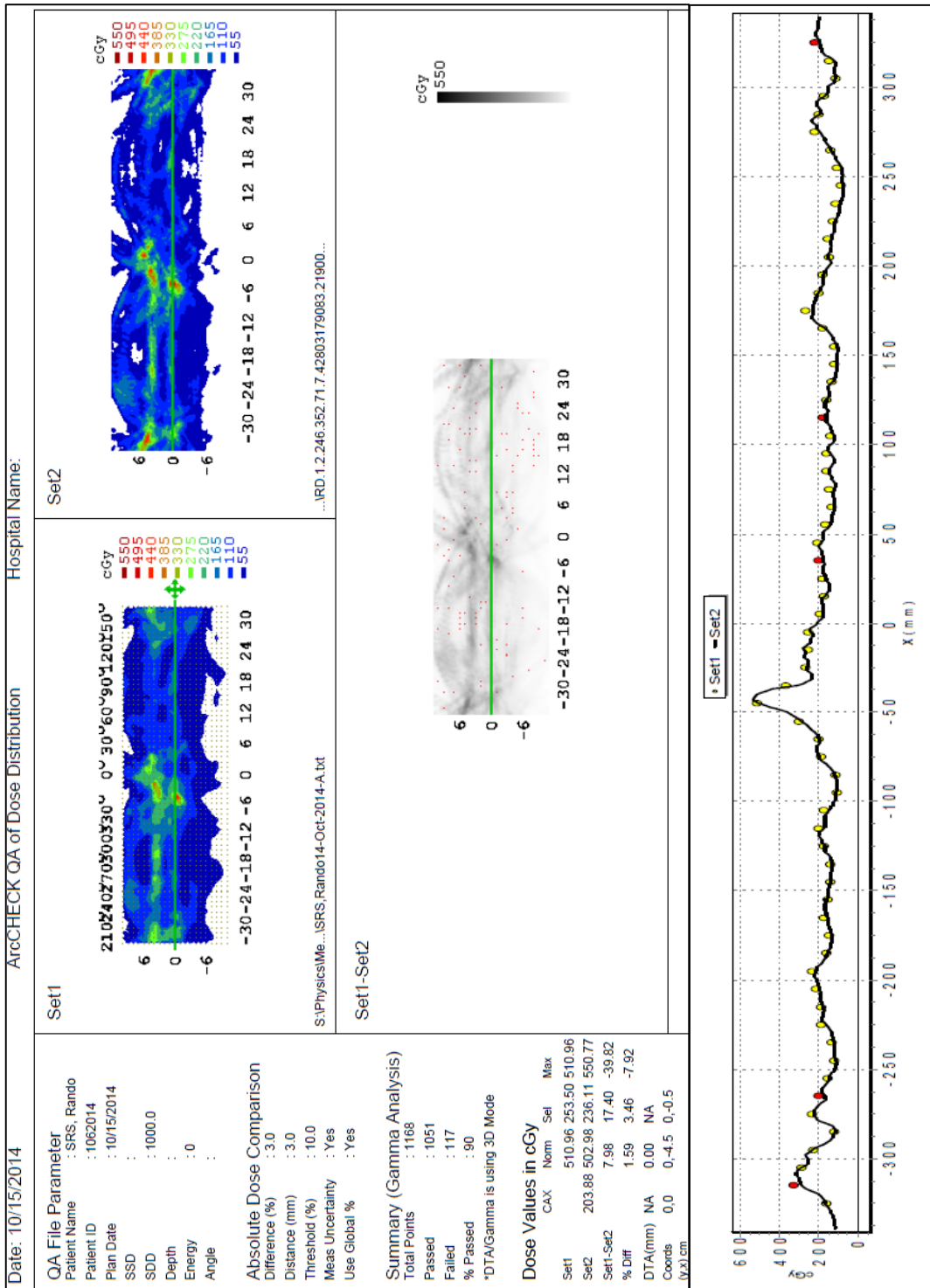


Figura 3.82. Informe del CC usando ArcCHECK con rotación de mesa

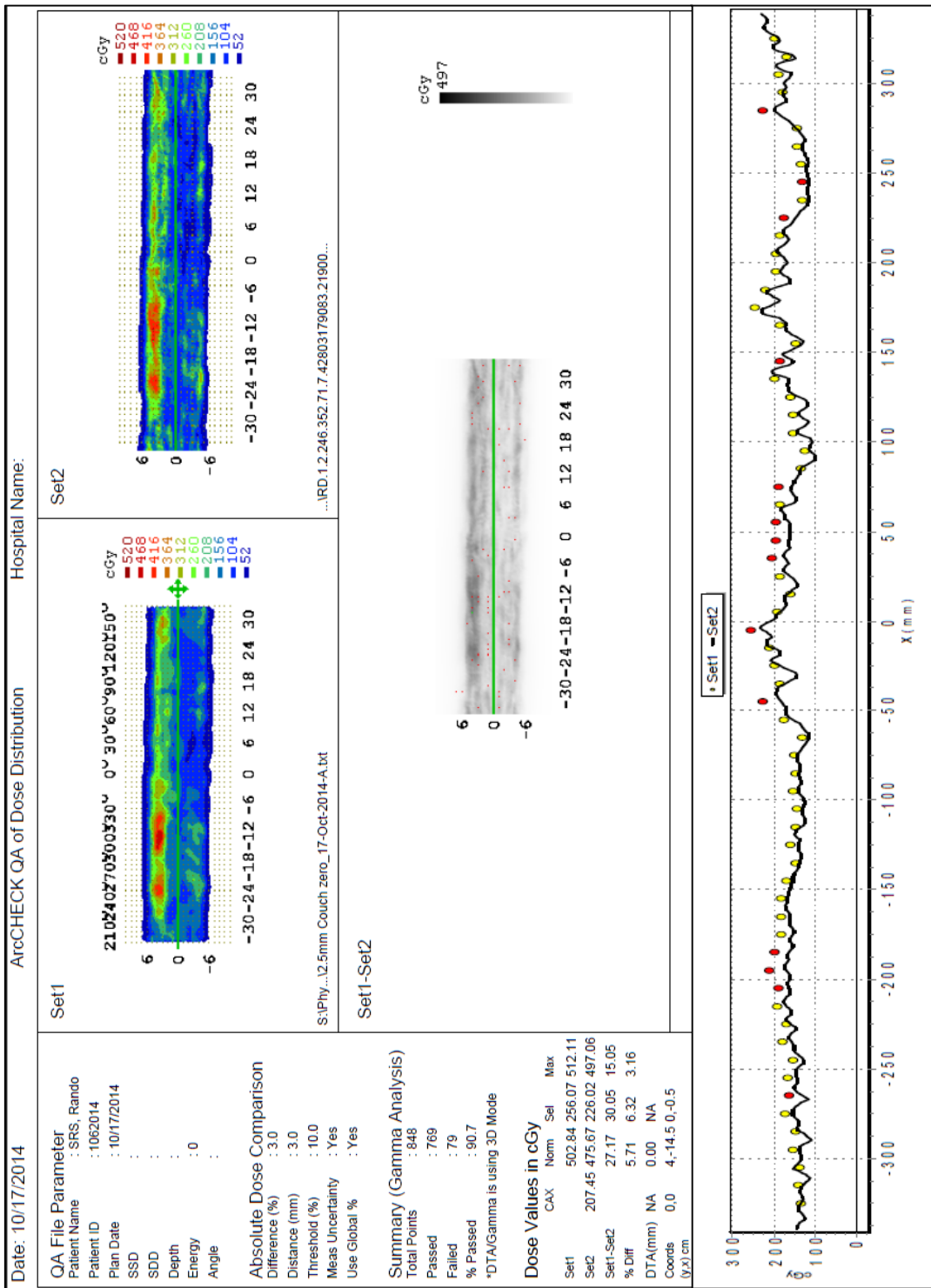


Figura 3.83. Informe del CC usando ArcCHECK con mesa en 0°

CAPITULO 4

Conclusiones

Se analizó la dosis absorbida planificada en el TPS con la dosis absorbida entregada por el acelerador lineal, en el CC de un tratamiento de SRS de múltiples metástasis intracraneales con VMAT, usando películas dosimétricas Gafchromic EBT3 y TLD

Las películas radiocrómicas Gafchromic EBT3 muestran mejores resultados para realizar el CC en un tratamiento de SRS con múltiples metástasis intracraneales, debido a su resolución espacial, superando al arreglo de diodos y a los TLD, según los resultados obtenidos.

Los resultados de índices de conformidad pasan el criterio establecido por RTOG, al emplear la técnica de VMAT para un tratamiento de SRS, tratándose simultáneamente diecinueve metástasis intracraneales, con alta precisión y exactitud, y en un tiempo corto.

Para el caso particular de SRS con VMAT, hay la seguridad de realizar los controles de calidad de los tratamientos, usando el arreglo de diodos ArchCHECK, según los resultados obtenidos. Sin embargo, es necesario que los equipos de arreglo de diodos, mejoren su resolución espacial.

El CC del tratamiento de SRS es fundamental, para garantizar que la dosis absorbida calculada presenta una mínima diferencia porcentual comparada con la dosis absorbida irradiada al paciente, ya que las tolerancias en un tratamiento de SRS son más críticas que las de radioterapia convencional.

CAPITULO 5

Recomendaciones

Tener cuidado al momento de realizar el plan de tratamiento con el *fantoma*, eligiendo una grilla de calculo de 0,100 y definiendo a los PTV como estructuras de alta resolución para un mejor cálculo.

Fijar bien los TLD en la posición deseada dentro del *fantoma*, ya que el movimiento de estos, previo al momento de la irradiación, puede generar errores en el análisis.

Se recomienda a todos los centro de radioterapia implementar este procedimiento de CC de la dosis absorbida para los tratamientos de SRS.

Las empresas comerciales de equipos dosimétricos deben poner atención en diseñar equipos con mejor resolución espacial para los tratamientos de SRS y así realizar los controles de calidad de manera rápida, mostrando los resultados de manera inmediata. Esto ayudará a acelerar el inicio del tratamiento del paciente.

CAPITULO 6

Referencias bibliográficas

- [1] Leksell L. The stereotaxic method and radiosurgery of the brain. *Acta Chir Scand.* 1951; 102:306.
- [2] Adler JR Jr, Colombo F, Heilbrun MO y col. Towar an expanded view of radiosurgery. *Neurosurgery.* 2004; 5: 1374.
- [3] Suh JH. Stereotactic radiosurgery for the management of brain metastases. *N Engl J Med.* 2010; 362:1119–1127. [PubMed: 20335588]
- [4] Delattre JY, Krol G, Thaler HT, et al. Distribution of brain metastases. *Arch Neurol.* 1988; 45:741–744. [PubMed: 3390029]
- [5] Andrews DW, Scott CB, Sperduto PW, et al. Whole brain radiation therapy with or without stereotactic radiosurgery boost for patients with one to three brain metastases: Phase III results of the RTOG 9508 randomised trial. *Lancet* 2004;363:1665–1672.
- [6] Kondziolka D, Patel A, Lunsford LD, et al. Stereotactic radiosurgery plus whole brain radiotherapy versus radiotherapy alone for patients with multiple brain metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1999;45:427–434.
- [7] Aoyama H, Shirato H, Tago M, et al. Stereotactic radiosurgery plus whole-brain radiation therapy vs stereotactic radiosurgery alone for treatment of brain metastases: A randomized controlled trial. *JAMA* 2006;295:2483–2491.
- [8] Yamamoto M, Serizawa T, Shuto T, et al. Stereotactic radiosurgery for patients with multiple brain metastases: A multi-institutional prospective observational study. *Lancet Oncol* 2014; 15: 387–95
- [9] Yamamoto M, Ide M, Nishio SI, and Urakawa Y. Gamma knife radiosurgery for numerous brain metastases: Is this a safe treatment? *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, Vol. 53, No. 5, pp. 1279–1283, 2002
- [10] Bhatnagar AK, Flickinger JC, Kondziolka D, et al. Stereotactic radiosurgery for four or more intracranial metastases. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2006; 64:898–903. [PubMed: 16338097]
- [11] Hunter GK, Suh JH, Reuther AM, et al. Treatment of five or more brain metastases with stereotactic radiosurgery. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2012; 83:1394–1398. [PubMed: 22209150]

- [12] Kim CH, Im YS, Nam DH, et al. Gamma knife radiosurgery for ten or more brain metastases. *J Korean Neurosurg Soc.* 2008; 44:358–363. [PubMed: 19137079]
- [13] Cardinale RM, Benedict SH, Wu Q, et al. A comparison of three stereotactic radiotherapy techniques; ARCS vs. noncoplanar fixed fields vs. intensity modulation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 1998; 42:431–436. [PubMed: 9788426]
- [14] Benedict SH, Cardinale RM, Wu Q, et al. Intensity-modulated stereotactic radiosurgery using dynamic micro-multileaf collimation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2001; 50:751–758. [PubMed: 11395244]
- [15] Pirzkall A, Carol M, Lohr F, et al. Comparison of intensity-modulated radiotherapy with conventional conformal radiotherapy for complex-shaped tumors. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2000; 48:1371–1380. [PubMed: 11121636]
- [16] Sankaranarayanan V, Ganesan S, Oommen S, et al. Study on dosimetric parameters for stereotactic radiosurgery and intensity-modulated radiotherapy. *Med Dosim.* 2003; 28:85–90. [PubMed: 12804705]
- [17] Lawson JD, Fox T, Waller AF, et al. Multileaf collimator-based linear accelerator radiosurgery: five-year efficiency analysis. *J Am Coll Radiol.* 2009; 6:190–193. [PubMed: 19248995]
- [18] Wang JZ, Rice R, Pawlicki T, et al. Evaluation of patient setup uncertainty of optical guided frameless system for intracranial stereotactic radiosurgery. *J Appl Clin Med Phys.* 2010; 11:3181. [PubMed: 20592701]
- [19] Lawson JD, Wang JZ, Nath SK, et al. Intracranial application of IMRT based radiosurgery to treat multiple or large irregular lesions and verification of infra-red frameless localization system. *J Neurooncol.* 2010; 97:59–66. [PubMed: 19693438]
- [20] Nath SK, Lawson JD, Simpson DR, et al. Single-isocenter frameless intensity-modulated stereotactic radiosurgery for simultaneous treatment of multiple brain metastases: clinical experience. *Int J Radiat Oncol Biol Phys.* 2010; 78:91–97. [PubMed: 20096509]
- [21] Pan H, Cerviño LI, Pawlicki T, et al. Frameless, real-time, surface imaging-guided radiosurgery: clinical outcomes for brain metastases. *Neurosurgery.* 2012; 71:844–851. [PubMed: 22989959]
- [22] Varian Medical Systems, Inc. *RapidArc 11 Operations Training Manual.* Rev 1.1. 2007; 27.
- [23] Lau SK, Zakeri K, Zhao X, Carmona R, Knipprath E, Simpson DR, Nath SK, Kim GY, Sanghvi P, Hattangadi JA, Chen CC, Murphy KT. Single-Isocenter Frameless Volumetric Modulated Arc Radiosurgery for Multiple Intracranial Metastases. *Neurosurgery.* 2015 Apr 7.

- [24] Thomas EM, et al. Incidence of treatment related toxicity in brain metastasis patients treated with flattening filter free linear accelerator based stereotactic radiosurgery [poster]. Presented at: American Association of Neurological Surgeons (AANS) Scientific Meeting; May 2-6, 2015; Washington, D.C.
- [25] Thomas EM, Popple RA, Wu X, Clark GM, Markert JM, Guthrie BL, Yuan Y, Dobelbower MC, Spencer SA, Fiveash JB. Comparison of plan quality and delivery time between volumetric arc therapy (RapidArc) and Gamma Knife radiosurgery for multiple cranial metastases. *Neurosurgery*. 2014 Oct;75(4):409-17; discussion 417-8.
- [26] Thomas E, Paravati A, Sangvhi P. Long-term survival and viability of five-time salvage stereotactic radiosurgery with rapidarc in a single patient with multiply recurrent NSCLC brain metastases: a case report. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, Vol. 3, Suppl. 1 (2015), pp. 1-237
- [27] Cha Y, Bond C, Howe J, Spalding A, Denton T. Outcome of Linac-based Single Isocenter Cranial Radiosurgery (SICR) for multibrain metastases. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, Vol. 3, Suppl. 1 (2015), pp. 1-237
- [28] Ho J. A Single-isocenter VMAT stereotactic radiosurgery protocol for multiple brain metastases. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, Vol. 3, Suppl. 1 (2015), pp. 1-237
- [29] Keeling V, Algan O, Ahmad S, Hossain S. Comparison of plan quality metrics for multiple intracranial metastasis using VMAT (rapidarc) and Gamma Knife. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, Vol. 3, Suppl. 1 (2015), pp. 1-237
- [30] Thomas E, Popple R, Clark G, Markert J, Fiveash J. Feasibility of highly efficient Linac-based RapidArc stereotactic radiosurgery to numerous brain metastases at safe background dose. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, Vol. 3, Suppl. 1 (2015), pp. 1-237
- [31] Natarajan S, Vaz A, Ramachandran S, Sairam M. Dosimetric comparison of different treatment planning technique for SRS using VMAT. *Journal of Radiosurgery and SBRT*, Vol. 3, Suppl. 1 (2015), pp. 1-237
- [32] Mobius Medical Systems, LP. DoseLab user manual. Version 6.4, 2012. 1:20-23.
- [33] AAPM TG-119. IMRT commissioning: Multiple institution planning and dosimetry comparisons. *Med. Phys.* 36 (11), November 2009.
- [34] Low, DA. et al. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. 1998. 25(5).
- [35] Childress NL, Rosen II. The design and testing of novel clinical parameters for dose comparison, *IJROBP*, 56, 1464 (2003).

- [36] Casanova V, Pasquino M, Russo G, et al. Dosimetric characterization and use of Gafchromic EBT3 film for IMRT dose verification. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, Vol. 14, No. 2, 2013.
- [37] Reinhardt S, Hillbrand M, Wilkens JJ, Assmann W. Comparison of Gafchromic EBT2 and EBT3 films for clinical photon and proton beams. *Med Phys*. 2012;39(8):5257–62.
- [38] Arjomandy B, Tailor R, Anand A, et al. Radiochromic film dosimetry. AAPM TG-55 Report No. 63. Madison (WI): Medical Physics Publishing; 1998.
- [39] Menegotti L, Delana A, Martignana A. Radiochromic film dosimetry with flatbed scanners: a fast and accurate method for dose calibration and uniformity correction with single film exposure. *Med Phys*. 2008;35(7):3078–85.
- [40] Devic S, Seuntjens J, Hegyi G, et al. Dosimetric properties of improved GafChromic films for seven different digitizers. *Med Phys*. 2004;31(9):2392–401.
- [41] Devic S, Seuntjens J, Sham E, et al. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys*. 2005;32(7):2245–53.
- [42] Saur S, Frengen J. GafChromic EBT film dosimetry with flatbed CCD scanner: a novel background correction method and full dose uncertainty analysis. *Med Phys*. 2008;35(7):3094–101.
- [43] Roa DE, Schiffner DC, Zhang J, et al. The use of RapidArc volumetric-modulated arc therapy to deliver stereotactic radiosurgery and stereotactic body radiotherapy to intracranial and extracranial targets. Presented in 51st Annual Meeting of the ASTRO, November 1–5, 2009, Chicago, IL. *Medical Dosimetry*, Volume 37, Issue 3, Autumn 2012, 257–264.
- [44] Nalbant Nalbant, Donmez Kesen N and Bilge Hatice. Pre-Treatment Dose Verification of Imrt Using Gafchromic Ebt3 Film and 2DArray. *J Nucl Med Radiat Ther* 2014, 5:3
- [45] GafChromic™. Dosimetry media, type EBT3 film specifications manual, Available at www.gafchromic.com.
- [46] Medina L, Garrigo E, Venencia D, Adrada A, Filipuzzi M. Caracterización de film radiocrómicos EBT3 mediante el uso de scanner vidar dosimetry Pro Red y Epson 10000XL. Instituto Privado de Radioterapia Obispo Oro 423, Córdoba, Argentina; 2014.
- [47] Lewis D. A guide to radiochromic film dosimetry with EBT2 and EBT3. 2014. Disponible en <http://fimecorp.com/Upload/A%20Guide%20for%20Using%20Radiochromic%20Film2.pdf?lang=en>.
- [48] Lozano IB. Síntesis y Caracterización de LiF:Mg,Ti para Dosimetría de Radiaciones Ionizantes. Tesis para obtener el grado de Maestría en Tecnología Avanzada. Instituto Politécnico Nacional, México, 2011.

- [49] <https://www.thermofisher.com/order/catalog/product/HARSHAWTLD5500>.
- [50] Sun Nuclear Corporation. ArcCHECK[®] Reference Guide, The Ultimate 4D QA Solution. Melbourne, Florida, 2012.
- [51] http://www.rsdphantoms.com/rt_art.htm
- [52] Boia LS, Martins MC, Júnior HA, Silva AX, Soares AF. Preparing a voxel-simulator of Alderson Rando physical phantom. International Nuclear Atlantic Conference, 2011.
- [53] Salcedo J. Determinación de índices de conformidad para la evaluación de planes de tratamiento 3D en Radiocirugía Estereotáctica intracraneal. Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas. Caracas, 2011.
- [54] NIST National Institute of Standards and Technology. Technical Note 1297. Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results, 1994.
- [55] Guzmán CS. Características dosimétricas para campos pequenos, visando a implementação de um sistema postal de control de qualidade na radiocirurgia. Ribeirão Preto, SP, Brasil, 2006
- [56] Shaw E, Kline R, Gillin M, et al. Radiation Therapy Oncology Group: Radiosurgery quality assurance guidelines. Int J Radiat Oncol Biol Phys. 1993; 27:1231- 1239.

APÉNDICE A



K&S Associates, Inc.

1828 Elm Tree Drive
Nashville, Tennessee 37210-3718
Phone 600-822-2825 Fax 615-871-0858



ACCREDITED DOSIMETRY CALIBRATION LABORATORY

CALIBRATION REPORT

SUBMITTED BY: University of California Irvine Medical Center
Radiation Oncology
101 The City Drive
Building 23
Orange, CA 92868

INSTRUMENT: PTW N23333, #1223

REPORT NUMBER: 150665

TEST NUMBER(S): T150631

REPORT DATE: March 18, 2015

The CALIBRATION COEFFICIENTS contained in this report were obtained by intercomparison with instruments calibrated by, or directly traceable to, the National Institute of Standards and Technology (NIST). K • S Associates, Inc. is licensed by the State of Tennessee to perform calibrations, and is recognized by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) as an ACCREDITED DOSIMETRY CALIBRATION LABORATORY with special accreditation for the calibration of brachytherapy sources and well chambers. As part of the accreditation K • S participates in a measurement assurance program conducted by the AAPM and NIST. K • S also certifies that the calibration was performed using quality policies, methods and procedures that meet or exceed the requirements of ANSI/ISO/IEC 17025:2005.

This laboratory is accredited by the American Association for Laboratory Accreditation (A2LA) and the results shown in this report have been determined in accordance with the laboratory's terms of accreditation unless stated otherwise in this report

The CALIBRATION COEFFICIENTS stated herein are valid under the conditions specified. It is the instrument user's responsibility to perform the appropriate constancy tests prior to shipment and after return from calibration. It is also the responsibility of the user to assure that the interpretation of the information in this report is consistent with that intended by K • S Associates, Inc.

This report may not be reproduced except in full without the written permission of K • S Associates.

Page 1 of 2



Ionization Chamber Calibration

Dose to Water



March 16, 2015

Test Number T150631

CHAMBER:

Mfg: PTW
Model: N23333
Serial: 1223

SUBMITTED BY:

University of California Irvine Medical Center
Orange, CA

ORIENTATION/CONDITIONS:

engraved triangle toward source

in 1 mm thick PMMA (acrylic) tube supplied by the ADCL

ATMOSPHERIC COMMUNICATION: OPEN

The $N_{D,w}$ calibration factor given below has been corrected for the ion recombination. The charge collection efficiency measured at the time of calibration was 1.000.

POLARIZING POTENTIAL: - 300 V (negative charge collected) **LEAKAGE:** - 1×10^{-15} A

| CALIBRATION CONDITIONS | SCD DOSE | | CALIBRATION | | UNCERT. LOG |
|--------------------------|----------|-------------|------------------------------------|--|--------------|
| | (cm) | RATE | COEFFICIENT | | |
| Co-60 in water 5 cm deep | 100 | 0.69 Gy/min | $N_{D,w} = 5.149 \times 10^7$ Gy/C | | 1.3% W-65 17 |

Comments

Refer to Appendix A of this report for details on ionization chamber calibrations.

Note: The Calibration Coefficient has been corrected to 22 degrees C and 760 mm Hg.

Procedure: AAPM39. Temp.: 23 C; Press.: 752 mmHg; 48 % RH.

Calibrated By *Juci Stabin*
Juci Stabin

Reviewed By: *Angela Roper*
Angela Roper

Title: **Health Physicist, Ph.D.**

Title: Calibration Physicist

Checked By: *[Signature]* Prepared By: *[Signature]*

Form C3

APÉNDICE B

**Report of Chamber Calibration
Absorbed Dose to Water at Cobalt-60**

Sun Nuclear Corporation
Page 3 of 4
Report # 2015-138

INSTRUMENT:

PTW Chamber Model TN30013, (0.6 cc, acrylic), Serial # 006009

CALIBRATION CONDITIONS:

Chamber irradiated in water, centered in a 10 x 10 cm² field, with specified waterproofing; in accordance with the TG-51 guidelines. The calibration was performed with the reference point of the chamber at 5 cm depth in a 30 x 30 x 30 cm³ water tank at 80 cm SSD.

Reference Point of Chamber: Center of air cavity

Waterproofing: <1 mm PMMA (ADCL supplied)

Orientation: Black line towards beam

Leakage: < 1 x 10⁻¹⁴ A

Polarizing Voltage: -300 V on outer braid (thimble for most cylindrical chambers and on entrance window for most plane-parallel chambers)

ABSORBED DOSE (N_{D,w})

| BEAM QUALITY | DOSE RATE | CALIBRATION COEFFICIENT* | TOTAL UNCERTAINTY |
|--------------|---------------|--------------------------------|-------------------|
| Cobalt 60 | 0.34 [Gy/min] | 5.383 x 10 ⁷ [Gy/C] | 1.3% |

* At 22° C, 101.325 kPa

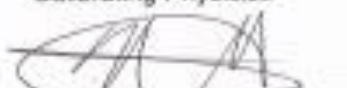
Calibrations are performed using the substitution method with ADCL standard chamber Exradin Model A12, Serial # XA063454 and are based upon the NIST January 1998 absorbed dose standard.

The stated value of N_{D,w} applies when 100% of the ions created are collected. A correction for ion collection efficiency (A_{ION}) of 1.000 has been applied.

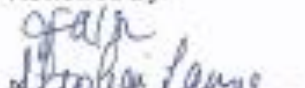
See appendix for an analysis of total uncertainty.

DATA BOOK: 71 ; PAGE(s): 563

Calibrating Physicist:


Nina Gutierrez-Garcia, B.S.

Reviewed By:


J. Francisco Aguirre, M.S.
Stephanie Lampe, B.S.

Approved By:


Geoffrey S. Ibbott, Ph.D. DATE
Laboratory Director

May 13, 2015