



UNIVERSIDAD  
DE LA REPUBLICA  
URUGUAY



FACULTAD DE  
**CIENCIAS**  
UDELAR | [fcien.edu.uy](http://fcien.edu.uy)

# *Dosimetría en braquiterapia con alta tasa de dosis con fuentes de Co-60*

TESIS DE DOCTORADO EN FÍSICA

Mag. Gustavo Héctor Píriz Monti

Programa de Doctorado en Física-PEDECIBA

Facultad de Ciencias

Universidad de la República

Montevideo - Uruguay

Noviembre - 2023



UNIVERSIDAD  
DE LA REPUBLICA  
URUGUAY



FACULTAD DE  
**CIENCIAS**  
UDELAR | [fcien.edu.uy](http://fcien.edu.uy)

# *Dosimetría en braquiterapia con alta tasa de dosis con fuentes de Co-60*

TESIS DE DOCTORADO EN FÍSICA

Mag. Gustavo Héctor Píriz Monti

Tesis de Doctorado presentada al Programa de Doctorado del Instituto de Física de PEDECIBA, Facultad de Ciencias de la Universidad de la República, como parte de los requisitos necesarios para la obtención del título de Doctor en Física.

Director:

Dr. Prof. Gabriel Adrián González Sprinberg

Codirectores:

Dr. Prof. Javier Vijande Asenjo

Director académico:

Dr. Prof. Gabriel Adrián González Sprinberg

Montevideo - Uruguay

Noviembre - 2023

# INTEGRANTES DEL TRIBUNAL DE DEFENSA DE TESIS

---

Dr. Facundo Ballester

---

Dr. Javier Brum

---

Dr. Gabriel González

---

Dr. Eduardo Larrinaga

---

Dr. Darío Sanz

---

Suplente

Dr. Nicolás Benech

Montevideo - Uruguay

Noviembre - 2023

Este trabajo se lo dedico a mi familia y a Yolma, mi compaÑera.

## AGRADECIMIENTOS

Deseo agradecer a las autoridades del Centro Hospitalario Pereira Rossell que me permitieron realizar los controles de calidad del sistema HDR Bebig Multisources, y en particular a la Dra Blanca Tasende.

También quiero agradecer a la directiva de Oncosur y a mis compañeros de trabajo que me permitieron, apoyaron y confiaron en que se desarrollarían este trabajo que permitiría realizar más ampliamente y con mayor seguridad el equipo de HDR.

Quiero agradecer a la Dra. Raquel Doldan que me impulso inicialmente a realizar el posgrado que culmina en este trabajo.

Quiero agradecer al Instituto de Física y a Pedeciba que gracias a estas instituciones pude realizar el doctorado.

Quiero agradecer al proyecto C681 CSIC por el medio del cual se compraron materiales para realizar las investigaciones.

Quiero agradecer al grupo de física médica de la Universidad de Valencia, al Dr. Facundo Ballester y al Dr. Javier Vijande que me han tenido mucha paciencia y generosidad.

Agradezco al Dr. Gabriel Gonzalez que me ha acompañado y guiado en este trabajo a lo largo de estos años.

## ÍNDICE

<b>CAPÍTULO 1.</b> ....	<b>1</b>
<i>Introducción1</i>	
1.1 Equipo de HDR .....	2
1.2 Tratamientos de piel.....	4
1.3 Controles de calidad en braquiterapia de alta tasa de dosis.....	14
<b>CAPÍTULO 2.</b> .....	<b>21</b>
<i>Simulación de aplicadores LVFA para tratamientos de cáncer de piel con Co-60....</i>	<i>21</i>
2.1 Fundamentos .....	21
2.1.1 Generalidades del método de MC .....	21
2.1.2 Simulación MC para transporte de radiación.....	21
2.1.3 Generación de semillas de simulación .....	21
2.1.4 Métodos de reducción de varianza. ....	22
2.1.5 Factor de forzado.....	23
2.1.6 El factor de splitting (SF) y ruleta rusa (RR) .....	23
2.2 Métodos .....	24
2.2.3 Espectro de la Fuente .....	27
2.2.4 Configuración de la simulación .....	28
2.2.5 Determinación de los parámetros para aplicar métodos de reducción de varianza. ....	31
2.2.6 Evaluación de resultados con diferente número de historias.....	34
2.3 Datos y resultados .....	37
2.4 Conclusiones .....	43
<b>CAPÍTULO 3.</b> .....	<b>45</b>
<i>Sistema de control de calidad de la posición de la fuente con cámara de pozo y soporte con ventana.....</i>	<i>45</i>
3.1 Fundamentos .....	45

3.2 Métodos .....	45
3.2.1 Diseño del soporte .....	45
3.2.2 Magnitudes Medidas .....	48
3.2.3 Adquisición con diferentes espesores de ventanas de plástico. ....	50
3.2.4 Determinación y evaluación de la función de respuesta del sistema. ....	53
3.2.4.1 Método para el cálculo de incertidumbres.....	54
3.3 Datos y resultados .....	55
3.3.1 Adquisición de señales con y sin ventanas de plástico.....	55
3.3.2 Determinación y evaluación de la función de respuesta del sistema .....	55
3.3.3 Determinación de los parámetros de tiempo de permanencia (B y tiempo de tránsito).....	57
3.3.4 Sensibilidad y precisión.....	62
3.4 Conclusiones .....	65
<i>CAPÍTULO 4. ....</i>	<i>66</i>
<i>Control de calidad con portal dedicado. ....</i>	<i>66</i>
4.1 Fundamentos .....	66
4.1 Métodos .....	68
4.1.1 Equipamiento.....	68
4.1.2 Diseño del portal dedicado.....	69
4.1.3 Calibración del portal dedicado.....	70
4.1.4 Calibración de las posiciones dentro de los aplicadores.....	71
4.1.5 Determinación de la incertidumbre geométrica del centro de la fuente. ....	72
4.2 Datos y resultados .....	73
4.2.1 Calibración en tres posiciones .....	73
4.2.2 Posición dentro de los aplicadores .....	74
4.2.3 Posición de la fuente en función del tiempo.....	74
4.3 Conclusiones .....	77

<i>CAPÍTULO 5</i> .....	78
<i>Consideraciones finales</i> .....	78
<i>REFERENCIAS</i> .....	83
<i>APÉNDICES</i> .....	93
Apéndice 1 .....	93
Apéndice 2 .....	120
Apéndice 3 .....	125
Script para separar los videos .....	125
Script para detectar y sacar los artefactos.....	125
Script de calibración del portal.....	127
Script de calibración de posición dentro de los aplicadores con el portal .....	134

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Resultados de las comparaciones del uso de Y-90 e Ir-192 (Pashazadeh & Hoeschen, 2022).....	13
Tabla 2. Parámetros de generación de lista de semillas. ....	22
Tabla 3. Factores de reducción de varianza utilizados en cada simulación, se consideran SF en la salida de la capa de acrílico donde comienza el agua, ruleta rusa al salir del volumen de interés (color naranja Figura 20), y forzado en ese volumen. 31	
Tabla 4. Factores de reducción de varianza utilizados en cada simulación, se consideran SF en la salida del aplicador donde comienza el aire, y ruleta rusa al llegar al agua. 33	
Tabla 5. Factores de reducción de varianza utilizados en cada simulación. Se consideran SF en la salida del aplicador donde comienza el aire, y ruleta rusa al llegar al agua. 34	
Tabla 6. Planitud y penumbra evaluadas a 3 mm de profundidad a partir de los resultados de simulaciones MC para los tres colimadores y ambos radionucleidos. 40	
Tabla 7. Incertidumbres para las cantidades independientes del soporte.....	54
Tabla 8. Incertidumbres asociadas a los insertos.....	55
Tabla 9. Función de respuesta promedio para la función de respuesta en los puntos característicos $A_L$ , $A_R$ y $B$ con soporte de cerrobend, plomo y tungsteno con distintas ventanas.....	56
Tabla 10. Medidas de tiempo de permanencia para soportes de cerrobend, plomo y tungsteno con diferentes ventanas.....	57
Tabla 11. Promedio de $B$ y $t_{tr}$ tiempo de tránsito para soportes de cerrobend, plomo y tungsteno con diferentes ventanas.....	58
Tabla 12. Valores de corriente para ventana de 4 mm con soportes de cerrobend, plomo y tungsteno a 1 mm de los puntos $A_L$ , $A_R$ y $B$ . ....	59
Tabla 13. Valores de corriente sin fondo para ventana de 4 mm con soporte de cerrobend, plomo y tungsteno a 1 mm de los puntos $A_L$ , $A_R$ y $B$ . ....	61

*Tabla 14. Resultados de las calibraciones de la posición de la fuente dentro de los aplicadores según la configuración presentada en la Figure 37. .... 74*

## LISTA DE FIGURAS

<i>Figura 1. Representación de vista anterior de equipos de carga diferida.</i>	3
<i>Figura 2. Izquierda foto anterior de equipo Saginova, Derecha foto lateral del equipo mencionando.</i>	3
<i>Figura 3. Izquierda foto cámara de control diario del equipo Saginova, Derecha imágenes de los controles de calidad de la posición diaria.</i>	4
<i>Figura 4. Vista lateral de equipo de HDR Bravos de la empresa Varian, con su sistema de control de calidad asociado (Bellezzo, y otros, 2019). El sistema de control de calidad de la posición del equipo controla la posición en tres distancias.</i>	4
<i>Figura 5. Izquierda: Diagrama de aplicadores de braquiterapia flap para tratamientos de piel. Derecha: Imagen de Freiburg flap (Elekta, 2023)</i>	5
<i>Figura 6. Vista de un corte perpendicular a la piel: se presentan las profundidades de las isodosis del 100%, 50% y el porcentaje en superficie para fuente Ir-192.</i>	6
<i>Figura 7. Representación esquemática de aplicadores tipo Leipzig.</i>	7
<i>Figura 8. Foto de aplicador LFVA con colimador elíptico (Candela-Juan, y otros, 2016)</i>	9
<i>Figura 9. Representación esquemática del aplicador Valencia, corte paralelo a la piel, donde se presentan dos de las tres guías de la fuente, se presentan más de una fuente para mostrar por donde se mueve.</i>	10
<i>Figura 10. Porcentaje de dosis en profundidad para Y-90 e Ir-192 (Pashazadeh &amp; Hoeschen, 2022).</i>	12
<i>Figura 11. Vista de un corte perpendicular a la piel, de tres configuraciones analizadas por (Pashazadeh &amp; Hoeschen, 2022).</i>	12
<i>Figura 12. En el maniquí de agua sólida, está el catéter por donde se posicionará la fuente, se muestra la disposición respecto al portal, la configuración experimental del trabajo de (Smith, y otros, 2013).</i>	16
<i>Figura 13. Configuración de las medidas desarrolladas para determinar la posición de la fuente en el catéter partiendo de las medidas con un diodo (Jursinic, 2014).</i>	17
<i>Figura 14. Soporte para cámara de pozo de catéter para control de calidad con la mitad de plomo (Jursinic, 2014).</i>	18

<i>Figura 15. Soporte para cámara de pozo de catéter para control de calidad de plomo con ventanas de acrílico (DeWerd, Jursinic, Kitchen, &amp; Thomadsen, 1995). .....</i>	<i>19</i>
<i>Figura 16. Aplicadores LFVA, con la fuente de Co-60 colocada en el centro. A la izquierda se muestra corte en el eje mayor, y a la derecha en el eje menor. Desde arriba abajo se presentan cono de diámetro 50 mm, elipse de eje mayor 50 mm y 30 mm eje menor, y cono de diámetro 40 mm, respectivamente. ....</i>	<i>25</i>
<i>Figura 17. Imágenes de cortes de la modelación de los aplicadores LFVA, con la fuente de Co-60 en distintas posiciones. En las imágenes desde arriba hacia abajo y de izquierda a derecha están la fuente en: lateral 0°, lateral 12°, lateral 24°, lateral 36°, lateral 48°, lateral 60°, lateral 72°, lateral 84° y la fuente en el centro. ....</i>	<i>26</i>
<i>Figura 18. Espectro de Co-60 usado para las simulaciones.....</i>	<i>28</i>
<i>Figura 19. Esquema de la malla de simulación de la zona de agua. A la izquierda corte perpendicular al agua, a la derecha corte paralelo a la superficie de agua.....</i>	<i>29</i>
<i>Figura 20. Configuración de la zona de control para evaluar la incertidumbre y dosis con distintos parámetros de reducción de varianza. ....</i>	<i>30</i>
<i>Figura 21. Eficiencia en función de SF, en la gráfica pequeña se calcula la eficiencia con SF=100 y distintos valores de forzado. ....</i>	<i>31</i>
<i>Figura 22. Dosis en escala arbitraria en función de SF. En la gráfica pequeña se calcula la eficiencia con SF=100 y distintos valores de forzado.....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 23. Volumen de control para realizar diferentes optimizaciones con parámetros de reducción de varianza. A la izquierda, corte perpendicular al agua. A la derecha, corte paralela a la superficie de agua.....</i>	<i>32</i>
<i>Figura 24. Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con 10<sup>8</sup> historias, con fuente lateral a 0°. Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3).....</i>	<i>34</i>
<i>Figura 25. Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con 10<sup>9</sup> historias, con fuente lateral a 0°. Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3).....</i>	<i>35</i>
<i>Figura 26. Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con 10<sup>8</sup> historias, con fuente central. Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3). ....</i>	<i>35</i>

<i>Figura 27. Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con <math>10^9</math> historias, con fuente central. Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3).</i>	36
<i>Figura 28. Diferencias en el plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia entre las simulaciones con <math>10^9</math> y <math>10^8</math> historias, con fuente central. La imagen superior muestra los datos crudos, y la inferior los datos procesados con suavizado (smooth3).</i>	36
<i>Figura 29. Dosis en la coordenada <math>x=0</math>, a 5 mm de profundidad de agua en keV/g por historia con simulaciones con <math>10^9</math> y <math>10^8</math> historias. Derecha: fuente lateral a <math>0^\circ</math>. Izquierda: fuente central.</i>	37
<i>Figura 30. Distribución de dosis relativas 2D (%) at 3 mm de profundidad (izquierda) y en un plano coronal centrado para colimador circular de 4 cm (arriba), y colimador elíptico (abajo). El valor 100% corresponde a la dosis en la profundidad de prescripción, i.e., en (<math>x = 0, y = 0, z = -3</math> mm).</i>	39
<i>Figura 31. Plano Coronal del colimador elíptico (incluida su tapa de plástico) y su correspondiente radiación de fuga sobre la superficie de tratamientos para Ir-192 (arriba) y Co-60 (debajo). El valor 100% correspondería a la dosis en la profundidad de prescripción, en (<math>x = 0, y = 0, z = -3</math> mm).</i>	42
<i>Figura 32. Dosis porcentual en profundidad (PDD) del colimador cilíndrico de 50 mm (incluyendo su tapa de plástico) para Ir-192 y Co-60. El valor de 100% corresponde a la dosis en la profundidad de prescripción (<math>x = 0, y = 0, z = -3</math> mm).</i>	43
<i>Figura 33. Vista esquemática del soporte con espaciador de Delrin.</i>	47
<i>Figura 34. Vista esquemática del soporte sin y con ventana Delrin izquierda y derecha respectivamente.</i>	51
<i>Figura 35. Corriente promedio sobre la posición de la fuente, que se midió desde el nivel de referencia, para diferentes ventanas. Los puntos sólidos en cada curva corresponden a los puntos <math>A_L, A_R</math> y <math>B</math>. Se obtuvieron líneas discontinuas para los soportes sin ventana.</i>	52
<i>Figura 36. Corriente promedio en función de la posición de la fuente para soportes de cerrobend, plomo y tungsteno, restando el nivel de fondo.</i>	53

<i>Figura 37. Representación esquemática de las posiciones de la fuente que deben ser calibradas dentro de los aplicadores del equipo de carga diferida Saginova. ....</i>	<i>67</i>
<i>Figura 38. Imágenes de los aplicadores sobre acetatos: STUMP, 1406-30-6, 1406-45-8, 1406-ST-8, 1409-L, 1409-R, 1409-2, 1409-4, 1409-6, and 1409-8. En las imágenes se muestra los círculos usados para la calibración geométrica. ....</i>	<i>69</i>
<i>Figura 39. Arriba: Vista interna del dispositivo de imágenes dedicado. Abajo: Representación esquemática del dispositivo de imágenes. ....</i>	<i>70</i>
<i>Figura 40. Izquierda: portal dedicado visto desde arriba. Derecha: suma de las imágenes con las tres posiciones (señal integrada).....</i>	<i>71</i>
<i>Figura 41. Izquierda: Suma de las imágenes (integración de la señal) adquiridas con el portal dedicado. Derecha: Representación esquemática de la configuración de calibración. 71</i>	
<i>Figura 42. La posición de la fuente determinada con el umbral de 50 % y 30 % de configuración de la Figura 40. ....</i>	<i>73</i>
<i>Figura 43. La posición de la fuente en coordenadas Y fue determinada con el umbral de 90 % y 70 % de configuración con movimiento paralelo al dispositivo.....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 44. La posición de la fuente en coordenadas X fue determinada con el umbral de 90% y 70% de configuración con movimiento paralelo al dispositivo.....</i>	<i>75</i>
<i>Figura 45. Dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación cono de 5 cm fuente central 10<sup>7</sup> historias.....</i>	<i>95</i>
<i>Figura 46. Dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación cono de 5 cm fuente central 10<sup>8</sup> historias.....</i>	<i>95</i>
<i>Figura 47. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central y 10<sup>8</sup> historias a la izquierda y con 10<sup>9</sup> historias a la derecha.</i>	
<i>96</i>	
<i>Figura 48. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central y 10<sup>8</sup> historias a la izquierda y 10<sup>9</sup> historias a la derecha. ....</i>	<i>96</i>
<i>Figura 49. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm y fuente central, suavizado y 10<sup>8</sup> historias a la izquierda y con 10<sup>9</sup> historias a la derecha. 96</i>	

<i>Figura 50. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central, suavizado y <math>10^8</math> historias a la izquierda y con <math>10^9</math> historias a la derecha. ....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 51. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y <math>10^8</math> historias a la izquierda y con <math>10^9</math> historias a la derecha. ....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 52. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y <math>10^8</math> historias a la izquierda y <math>10^9</math> historias a la derecha. ....</i>	<i>97</i>
<i>Figura 53. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y <math>10^8</math> historias a la izquierda y con <math>10^9</math> historias a la derecha. ....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 54. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y <math>10^8</math> historias a la izquierda y con <math>10^9</math> historias a la derecha. ....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 55. Diferencia de dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación, cono de 5 cm, fuente central con <math>10^8</math> y <math>10^9</math> historias a la izquierda y suavizado a la derecha. ....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 56. Diferencia de dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central con <math>10^8</math> y <math>10^9</math> historias a la izquierda y suavizado a la derecha. ....</i>	<i>98</i>
<i>Figura 57. Perfil de dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados con cono de 5 cm, fuente 0 grados eje y, de simulación a la izquierda y suavizado a la derecha. ....</i>	<i>99</i>
<i>Figura 58. Perfil de dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados con cono de 5 cm, fuente 0 grados eje x, de simulación a la izquierda y suavizado a la derecha. ....</i>	<i>99</i>
<i>Figura 59. Perfil de dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados con cono de 5 cm, fuente central eje x, de simulación a la izquierda y suavizado a la derecha. ....</i>	<i>99</i>

*Figura 60. Isodosis a 3 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$ , cono 5 cm y  $10^8$  historias, simulación a la izquierda superior y suavizado a la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 100*

*Figura 61. Isodosis a 5 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^8$  historias, simulación a la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 101*

*Figura 62. Isodosis a 7 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^8$  historias, simulación a la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 102*

*Figura 63. Isodosis a 3 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 103*

*Figura 64. Isodosis a 5 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 104*

*Figura 65. Isodosis a 7 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 105*

*Figura 66. Isodosis a 3 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 3-5 cm y  $10^8$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 106*

*Figura 67. Isodosis a 5 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 3-5 cm y  $10^8$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior..... 107*

<i>Figura 68. Isodosis a 7 mm normalizadas <math>D(x=0,y=0,z=-0,35)</math> con cono 3-5 cm y <math>10^8</math> historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.</i>	108
<i>Figura 69. Isodosis a 3 mm normalizadas <math>D(x=0,y=0,z=-0,35)</math> con cono 3-5 cm y <math>10^9</math> historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.</i>	109
<i>Figura 70. Isodosis a 5 mm normalizadas <math>D(x=0,y=0,z=-0,35)</math> con cono 3-5 cm y <math>10^9</math> historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.</i>	110
<i>Figura 71. Isodosis a 7 mm normalizadas <math>D(x=0,y=0,z=-0,35)</math> con cono 3-5 cm y <math>10^9</math> historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.</i>	111
<i>Figura 72. Cono 50 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d=3</math> mm.</i>	112
<i>Figura 73. Cono 50 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d=3</math> mm.</i>	113
<i>Figura 74. Cono 50 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d=5</math> mm.</i>	113
<i>Figura 75. Cono 50 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d=5</math> mm.</i>	113
<i>Figura 76. Cono 40 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d=3</math> mm.</i>	114
<i>Figura 77. Cono 40 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d=3</math> mm.</i>	114
<i>Figura 78. Cono 40 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d=5</math> mm.</i>	115
<i>Figura 79. Cono 40 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d=5</math> mm.</i>	115
<i>Figura 80. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d=3</math> mm X.</i>	116
<i>Figura 81. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d=3</math> mm X.</i>	116
<i>Figura 82. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d=3</math> mm Y.</i>	117
<i>Figura 83. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d=3</math> mm Y.</i>	117
<i>Figura 84. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d=5</math> mm X.</i>	118

<i>Figura 85. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d = 5</math> mm X. ....</i>	<i>118</i>
<i>Figura 86. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.48</math>, <math>d = 5</math> mm Y. ....</i>	<i>119</i>
<i>Figura 87. Cono 30 y 50 mm <math>W = 1.15</math>, <math>d = 5</math> mm Y. ....</i>	<i>119</i>
<i>Figura 88. Imagen sin procesar. ....</i>	<i>125</i>
<i>Figura 89. Imagen procesada donde se detectaron y borraron los artefactos. ....</i>	<i>126</i>
<i>Figura 90. Imagen procesada en blanco y negro. ....</i>	<i>126</i>
<i>Figura 91. Vista del programa desarrollado para calibrar el portal. ....</i>	<i>127</i>
<i>Figura 92. Vista del programa desarrollado para calibrar la posición en aplicadores con el portal. ....</i>	<i>134</i>

## LISTA DE SIGLAS Y ACRÓNIMOS

**AAPM:** del inglés, The American Association of Physicists in Medicine

**ESTRO:** del inglés, European Society for Radiotherapy & Oncology

**GEC:** del francés, Groupe Européen de Curiethérapie

**HDR:** del inglés, High Dose Rate

**IMRT:** del inglés, Intensity Modulated Radiotherapy

**LFVA:** del inglés, Large Field Valencia Applicator

**MC:** Monte Carlo

**NCS:** del inglés, Netherlands Commission on Radiation Dosimetry

**NMSC:** del inglés, Non-melanoma skin cancer

**MCNP:** del inglés, Monte Carlo N-particle

**PENELOPE:** del inglés, Penetration and energy loss of positrons and electrons

**UDELAR:** Universidad de la República

**VMAT:** Volumetric Modulated Arc Therapy

## RESUMEN

En esta tesis se presentan varias investigaciones relacionadas a la dosimetría en braquiterapia de alta tasa de dosis con Co-60. El uso de estas fuentes es relativamente reciente para braquiterapia de alta tasa de dosis. Esta técnica, sea con fuentes de Ir-192 o Co-60, presenta numerosas ventajas clínicas para los pacientes y los tratamientos. Si bien el uso de fuentes de Ir-192 está muy extendido y se han realizado muchas investigaciones al respecto, en el caso de Co-60 existen aún numerosos estudios que son de importancia que no han sido completados. En esta tesis se han realizado varias investigaciones vinculadas a la dosimetría con estas fuentes de Co-60.

Primero, se presenta la modelación y simulación por métodos Monte Carlo (MC) de una fuente de Co-60 y tres aplicadores para tratamientos de piel de braquiterapia. Los aplicadores donde se realizó el estudio son aplicadores Valencia Large (LFVA). Se presenta las distribuciones de dosis obtenidas a distintas profundidades.

A continuación, se presentan los desarrollos de dos métodos de control de calidad de equipos de braquiterapia de carga diferida con fuente de Co-60.

El primero de estos dos trabajos es un aplicador que se utiliza con una cámara de pozo para evaluar la exactitud de posición de la fuente de Co-60 dentro de una guía genérica de posicionamiento. En el segundo, se ha desarrollado un método a partir de la construcción de un equipo de imágenes, que permite realizar el control de calidad de la posición de la fuente en función del tiempo y dentro de los aplicadores de braquiterapia utilizados.

Palabras claves:

Braquiterapia, HDR, Co-60, LFVA, Quality Assurance, Imaging device.

## ABSTRACT

This thesis presents several investigations related to dosimetry in high dose rate brachytherapy with Co-60. The use of these sources is relatively recent for high dose rate brachytherapy. This technique, whether with Ir-192 or Co-60 sources, has numerous clinical advantages for patients and treatments.

Although the use of Ir-192 sources is widespread and much research has been carried out in this regard, in the case of Co-60 there are still numerous studies that are of importance that have not been completed. In this thesis, several investigations linked to dosimetry have been carried out with these Co-60 sources.

First, the modeling and simulation by MC methods of a Co-60 source and three applicators for brachytherapy skin treatments is presented.

The applicators where the study was carried out are Valencia Large applicators (LFVA). The dose distributions obtained at different depths are presented.

Second, the developments of two quality control methods of after-loading brachytherapy equipment with a Co-60 source are presented.

The first of these two works is an applicator used with a well chamber to evaluate the positional accuracy of the Co-60 source within a generic positioning guide.

In the second, a method has been developed based on the construction of imaging device, which allows quality control of the position of the source as a function of time and within the brachytherapy applicators used.

Keywords:

Brachytherapy, HDR, Co-60, LFVA, Quality Assurance, Imaging device.

# CAPÍTULO 1.

## Introducción

En esta introducción presentamos contenidos generales de Radioterapia y en particular de Braquiterapia en el cáncer. Por otra parte, repasamos los trabajos principales en relación con los aplicadores de piel (sección 1.2), así como de los controles de calidad en braquiterapia de alta tasa de dosis (sección 1.3). Estas dos líneas de trabajo, y en tres investigaciones concretas, han sido desarrolladas en esta tesis.

Para tratar el cáncer se tienen tres abordajes convencionales principales, la cirugía, la quimioterapia y la radioterapia. Aproximadamente el 50% de los pacientes con cáncer recibirán radioterapia en el transcurso de su enfermedad (Delaney, Jacob, Featherstone, & Barton, 2005).

La radioterapia es una opción de tratamiento para el cáncer, en la que se busca tratar un volumen objetivo y prescribiendo una dosis para el mismo, dependiendo de la patología y estadio del cáncer. La radioterapia se divide en teleterapia y braquiterapia, las mismas están definidas por la distancia de la fuente de radiación, lejos o cerca del paciente, respectivamente.

La braquiterapia consiste en colocar una fuente cerca del tumor maximizando la relación entre la dosis entregada al tejido blanco respecto a la dosis que reciben los tejidos sanos. Esta relación es altamente dependiente de la exactitud de su posición relativa al blanco y los órganos de riesgo.

Una de las formas más modernas de realizar braquiterapia es con equipos de carga diferida de alta tasa de dosis ("High Dose Rate", HDR). El uso de HDR se ha extendido considerablemente en la braquiterapia hasta el punto de que se ha convertido en una modalidad de radioterapia estándar en todo el mundo (Nag, y otros, 2002) (Skowronek, 2017).

Las fuentes más comunes de los HDR son Ir-192; no obstante, las unidades HDR con fuentes de Co-60 se han convertido en una opción cada vez más diseminadas en las

instituciones clínicas (Rosenblatt & Zubizarreta, 2017). En Uruguay hay tres HDR operativos, dos con fuente de Co-60 y una de Ir-192.

Las fuentes de Co-60 no necesitan ser reemplazada con tanta frecuencia como una fuente de Ir-192 porque su vida media (5,27 años) es mucho más larga que la de esta última (73,8 días), esto facilita ampliamente la logística asociada al equipo.

### 1.1 Equipo de HDR

En el Reporte número 41 de la AAPM se comienza a definir los HDR (Glasgow, Bourland, Grigsby, Meli, & Weaver, 1993). Allí se indica que estos equipos fueron desarrollados a principio de la década de 1960, y en 1993 ya existían varios tipos y marcas, para ser utilizados en diversos sitios anatómicos. Pero este documento considera HDR con fuentes de Ir-192. Los HDR de Ir-192 utilizan fuentes con actividad máxima de 10 Ci, y con fuente de Co-60 de 2.5 Ci.

Los equipos de carga remota tienen como mínimo 8 partes principales, el sistema que mueve la fuente, un dispositivo que se mueve para alinear la fuente con la conexión a los canales, conector a canalera, guía que pueden tener o no incluidos los conectores con la canalera y los aplicadores, aplicadores, sistema de retracción manual de la fuente, consola de control del sistema de carga, y sistema de planificación de braquiterapia que emite los archivos de control de la carga diferida.

Por seguridad, los equipos actuales tienen una fuente falsa que recorre el camino que luego realizara la fuente; también normalmente tienen sistemas eléctricos de retracción automática para el caso de pérdida de energía del equipo.

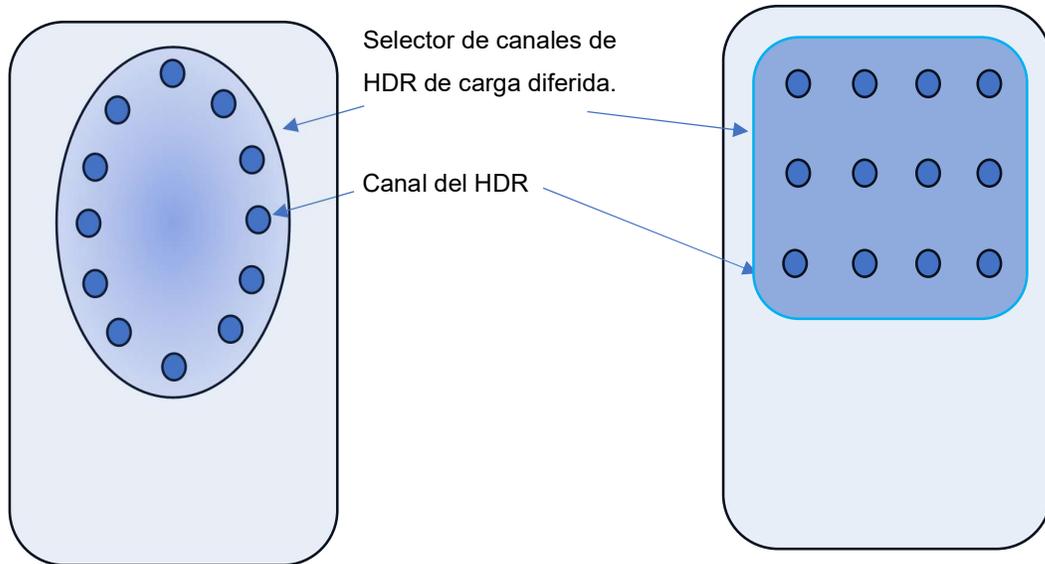


Figura 1. Representación de vista anterior de equipos de carga diferida.

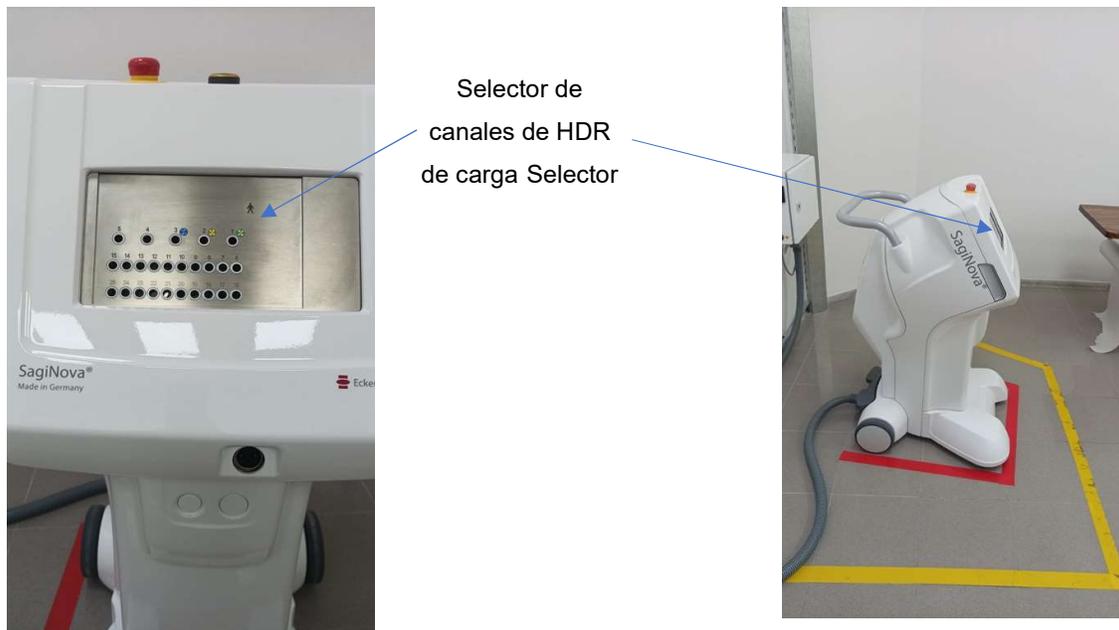


Figura 2. Izquierda foto anterior de equipo Saginova, Derecha foto lateral del equipo mencionando.

También los HDR suelen tener equipos de control de calidad incorporados.

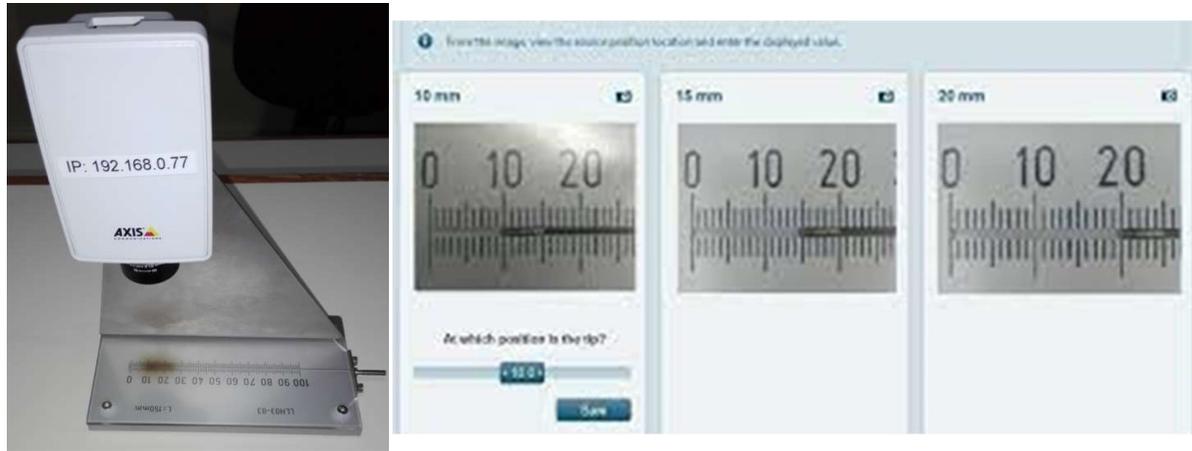


Figura 3. Izquierda foto cámara de control diario del equipo Saginova, Derecha imágenes de los controles de calidad de la posición diaria.

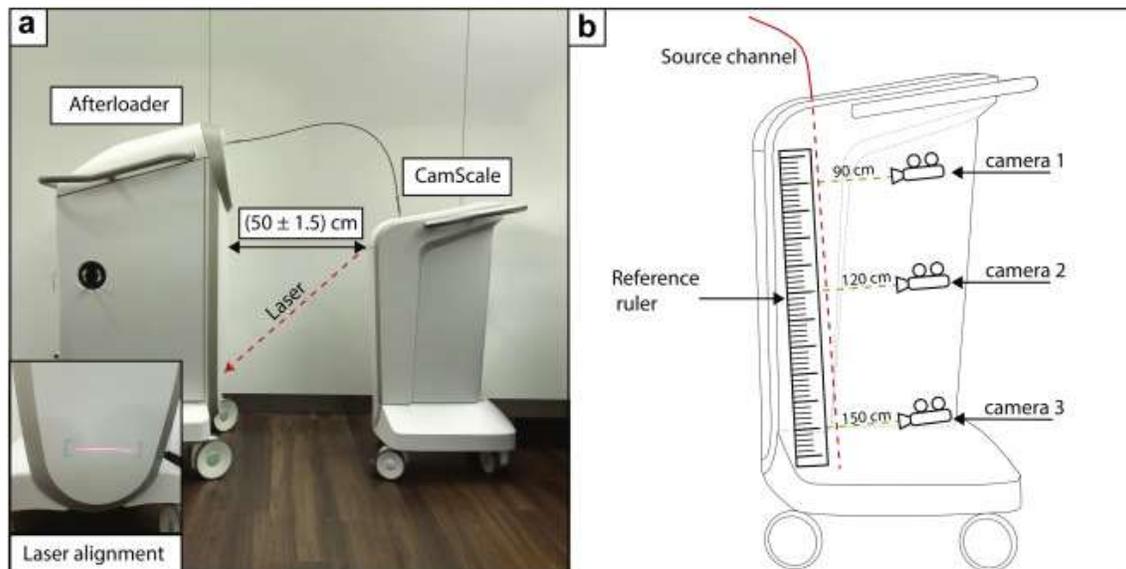


Figura 4. Vista lateral de equipo de HDR Bravos de la empresa Varian, con su sistema de control de calidad asociado (Bellezzo, y otros, 2019). El sistema de control de calidad de la posición del equipo controla la posición en tres distancias.

## 1.2 Tratamientos de piel

En el trabajo de revisión del grupo de trabajo de GEC-ESTRO de piel en cabeza y cuello (Gonzalez-Perez, y otros, 2022), se presenta una revisión general de la profundidad de prescripción para tratamiento de piel, para aplicadores Freiburg *flaps*

(Figura 5) y moldes personalizados. El aplicador *flap* se adapta a la superficie de la anatomía corporal, es un aplicador que se puede utilizar para áreas grandes, tiene un espesor constante que asegura que la distancia de la fuente a la piel se mantendrá constante en toda el área de tratamiento (Elekta, 2023). Los *flaps* son utilizados para realizar tratamientos de piel en áreas grandes, con catéteres que van por el centro de esferas pegadas, esto permite realizar optimización de dosis en áreas de piel en que se programan paradas de la fuente.

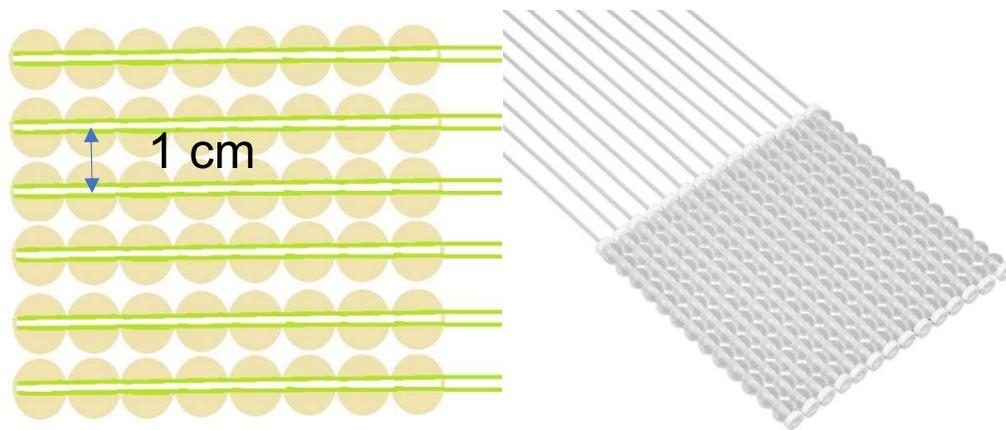


Figura 5. Izquierda: Diagrama de aplicadores de braquiterapia *flap* para tratamientos de piel.  
Derecha: Imagen de *Freiburg flap* (Elekta, 2023)

Las profundidades de prescripción que se consideran aceptables por GEC-ESTRO son 5 mm o valores absolutos menores. En la Figura 6 se presentan las profundidades de las isodosis del 100% y 50% con distintos espesores de bolus.

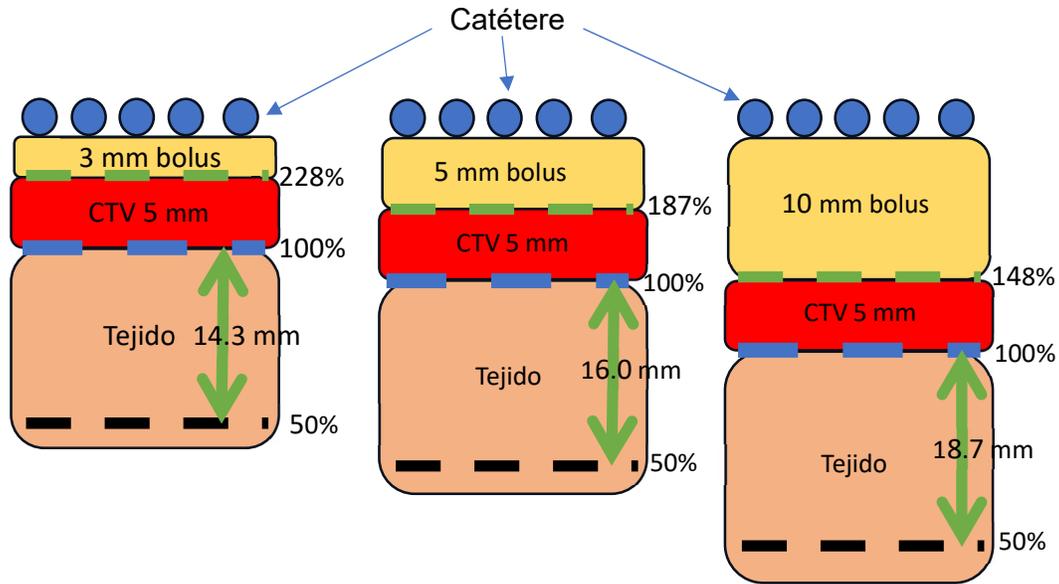


Figura 6. Vista de un corte perpendicular a la piel: se presentan las profundidades de las isodosis del 100%, 50% y el porcentaje en superficie para fuente Ir-192.

En el mencionado trabajo se estudian múltiples prácticas de braquiterapia de piel, evaluando las profundidades de prescripción de dosis, los espesores de los bolus, el control local, la toxicidad y la cosmética. En este trabajo se llega a una recomendación de limitar la dosis máxima al 125%-140%, donde el 100% es definido debajo del CTV y la profundidad máxima de prescripción a 5 mm.

La comparación de los resultados clínicos de los distintos abordajes de tratamiento de cáncer de piel, justifican el uso de braquiterapia de piel. Para cáncer de piel iniciales la braquiterapia (T0-T1N0, menos de 4 mm diámetro mayor) y cirugía micrográfica de Mohs tienen mejores resultados cosméticos que la radioterapia externa o la rescisión quirúrgica (Lee, y otros, 2019).

Al comparar haces de radioterapia de electrones con los aplicadores Leipzig (Figura 7) con fuente de Ir-192, se encontró que los aplicadores pueden ser una alternativa cuando los conos de electrones tienen problemas para realizar las aplicaciones (Hwang, Lin, Lin, Chuang, & Ding, 2003). Para colocar el cono de electrones en los equipos de teleterapia se debe tener espacio suficiente para quedar a una distancia razonable del paciente. La distancia de referencia de la fuente a la superficie es 100

cm, lo que implica en aceleradores Varian tener 3 cm de espacio entre el sensor del aplicador del cono y la piel, ya que el aplicador mide 97 cm, esto da poco margen considerando que normalmente se pretende que el haz sea perpendicular a la piel. El desarrollo de técnicas de IMRT y VMAT permite abordar tratamientos de piel extensos. En el caso de los aplicadores tipo Leipzig o Valencia son fácil de colocar sobre la piel, y la limitación de uso puede llegar a ser la distancia entre el aplicador y el equipo, ya que los catéteres pueden quedar cortos y que sea necesario mover al paciente acercándolo al HDR.

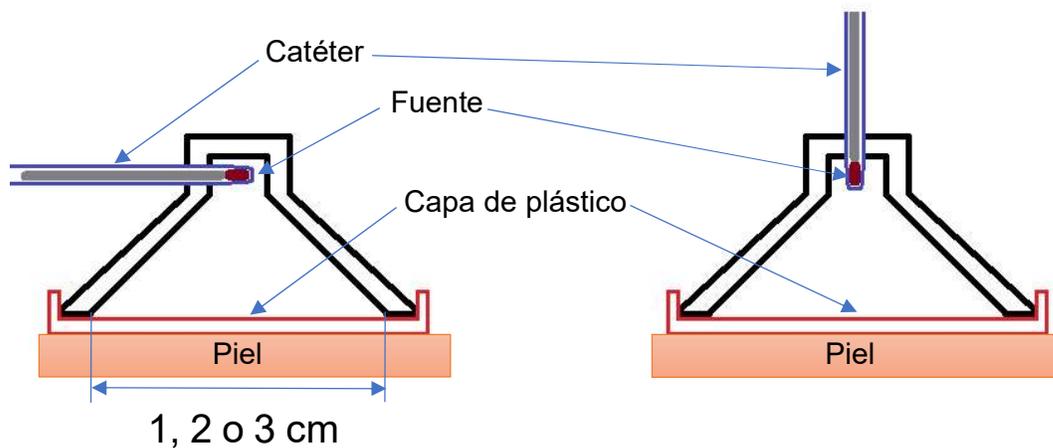


Figura 7. Representación esquemática de aplicadores tipo Leipzig.

Los aplicadores utilizados para tratamientos de piel son muy diversos, los moldes desarrollados con características individualizadas para Ir-192 (Scherf, y otros, 2021) (Vavassori, y otros, Mould-based surface high-dose-rate brachytherapy for eyelid carcinoma., 2019) (Park, y otros, 2019). Este tipo de aplicadores buscan tener una distancia constante entre la piel y los catéteres. Son utilizados fundamentalmente en zonas con curvaturas grandes como la zona nasal.

También se han desarrollado sistemas pacientes específicos con impresiones 3d utilizadas como guías de los catéteres (Bieledda, y otros, 2022).

Se han desarrollado impresiones 3d para usar aplicadores directos con fuente de Y-90 (Pashazadeh, Robotjazi, Castro, & Friebe, 2019).

Los aplicadores Leipzig con fuente de Ir-192 fueron caracterizados dosimétricamente por métodos MC con código GEANT4 (Pérez-Calatayud, y otros, 2005) y MCNP (Niu, y otros, 2004).

Se diseñaron, además, aplicadores Leipzig con filtro aplanador para Ir-192. Usando MC con código GEANT4 se han evaluado estos filtros normalizando sus resultados a 3 mm de profundidad (Granero & van der Laarse, 2008).

En los aplicadores Leipzig también se han realizado estudios MC con código MCNPX, para caracterizar y diseñar aplicadores con y sin filtro, para fuentes de Ir-192 y Co-60 (Ghobadi, Farhood, Ghorbani, & Mohseni, 2020). Estas simulaciones se han realizado con energías de corte para transferencia de energía de 10KeV para todos los casos. Algunos de los resultados buscados en estos trabajos son calcular la simetría y la planitud que se logra con los aplicadores.

La planitud (F) se define según los criterios IEC 60976 (IEC 60976, 2010):

$$F(\%) = 100 \times \frac{D_{max} - D_{min}}{D_{max} + D_{min}} \quad (1.1)$$

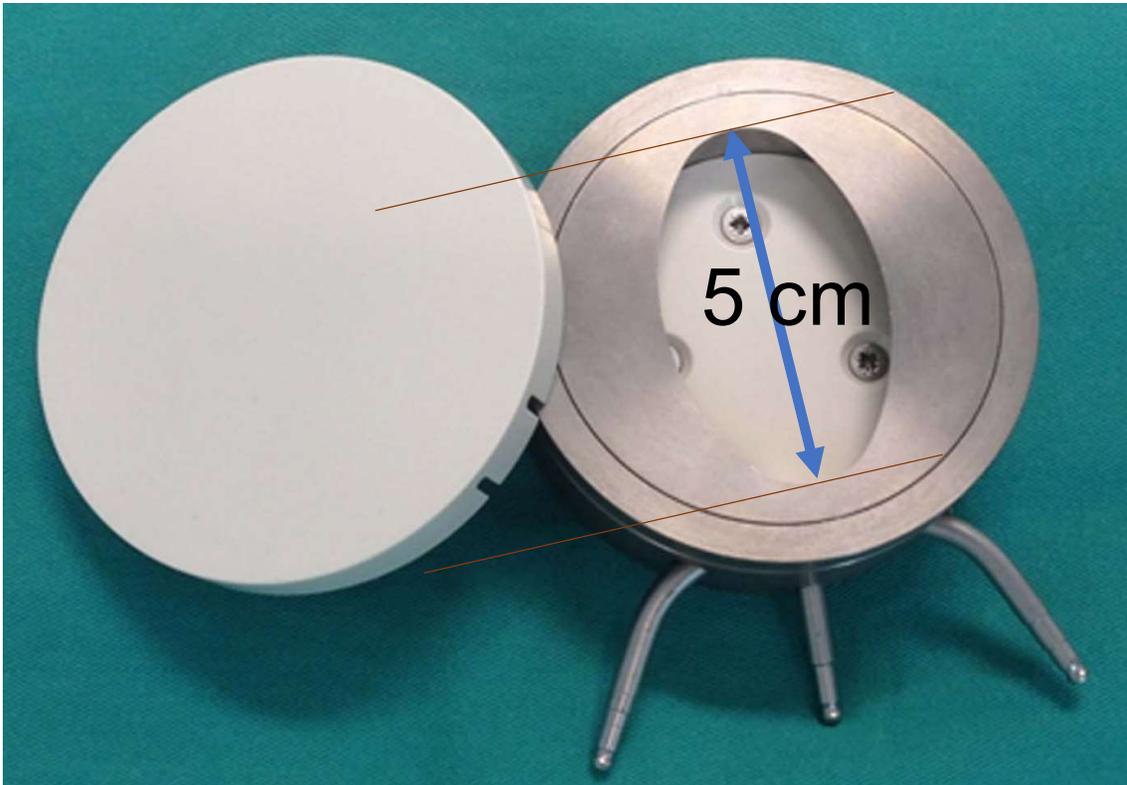
donde  $D_{max}$  y  $D_{min}$  son los valores de dosis máxima y mínima definidos en la zona plana de cada perfil. La región plana se define como el 80% de la distancia entre los dos puntos donde la dosis toma el 50% del valor de dosis central.

También es necesario definir la simetría, como la siguiente relación máxima dentro de la región plana:

$$S = \max[D(x)/D(-x)] \quad (1.2)$$

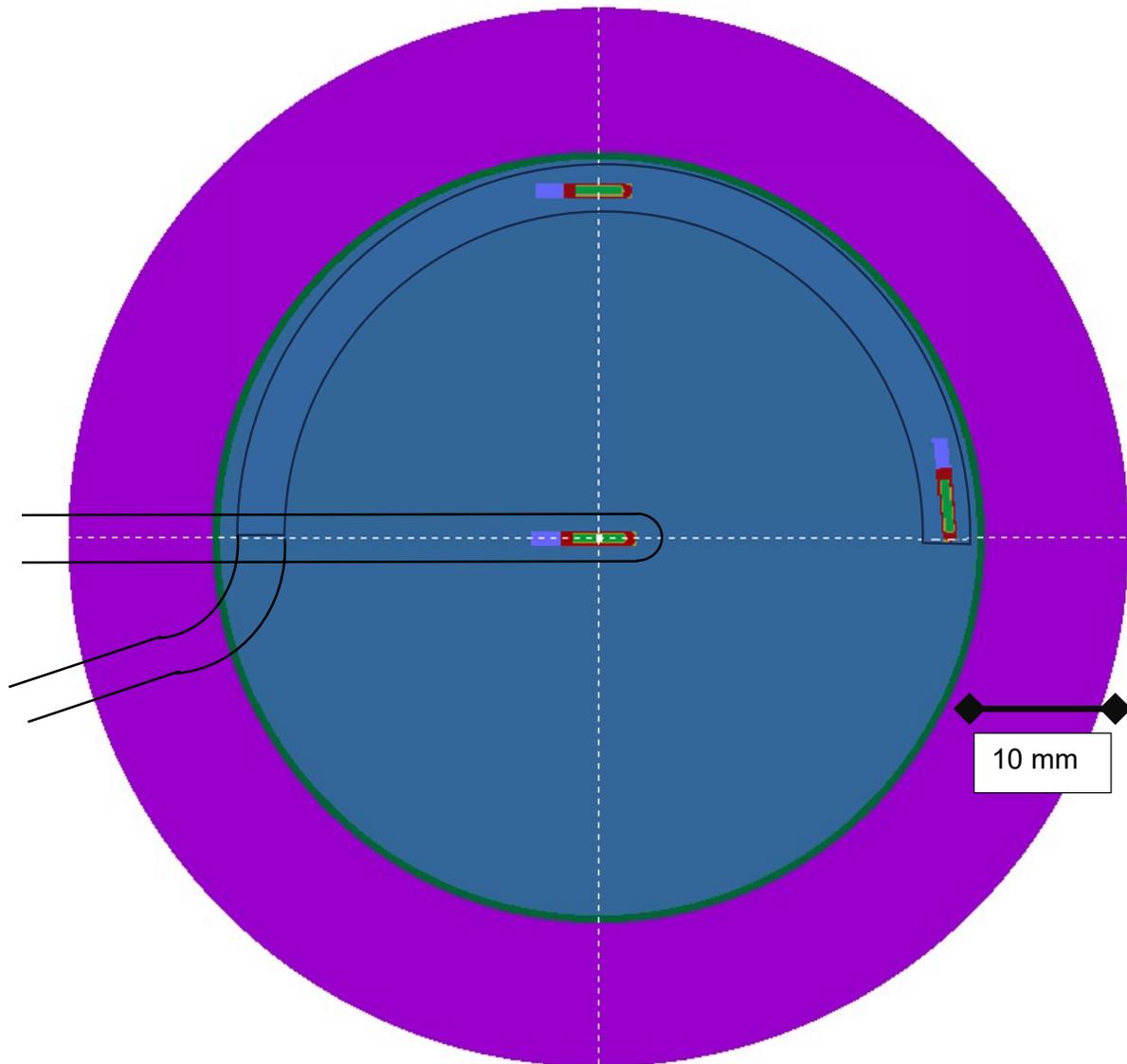
donde  $D_{max}$  y  $D_{min}$  son los valores de dosis máxima y mínima donde  $D(x)$  y  $D(-x)$  son la dosis en el punto  $x$  y  $-x$  dentro de la región aplanada, simétrica con respecto al eje central (IEC 60976, 2010).

También se han realizado estudios del efecto que produce la tapa de plástico con los aplicadores Leipzig y en los Valencia (Figura 8) para fuentes de Ir-192, las simulaciones son realizadas con GEANT 4, las simulaciones para obtener una incertidumbre estadística menor a 3% para  $k=1$  (cobertura del 67%), se han generado  $N=4 \times 10^9$  fotones primarios (Granero, y otros, 2016).



*Figura 8.* Foto de aplicador LFVA con colimador elíptico (Candela-Juan, y otros, 2016)

En el 2023 los catálogos de las principales empresas de braquiterapia ofrecen solo dos tipos de aplicadores de piel para zonas pequeñas. La empresa Varian ofrece aplicadores Leipzig, Elekta ofrece los aplicadores Leipzig y Valencia, por último, Bebig ofrece los aplicadores Valencia. Estos dos tipos de aplicadores son los que se pueden conseguir para los equipos que actualmente están en producción, esta es la relevancia que tienen estos aplicadores.



*Figura 9.* Representación esquemática del aplicador Valencia, corte paralelo a la piel, donde se presentan dos de las tres guías de la fuente, se presentan más de una fuente para mostrar por donde se mueve.

El uso clínico de los aplicadores Valencia con fuente de Ir-192 ha sido ampliamente utilizado, se reportan trabajos en que se presentan 182 lesiones tratadas con aplicadores de dos tamaños 20 y 30 mm de diámetro (Laliscia, Coccia, Fuentes, Perrone, & Paiar, 2021).

Los aplicadores Valencia se desarrollaron en el 2013 en la sección de Radiofísica del servicio de Radioterapia del Hospital Universitari i Politècnic La Fe, en colaboración

con la Facultat de Física de la Universitat de València, la Fundación Instituto Valenciano de Oncología y la empresa Nucletron (Hospital LaFe, 2013)

En el año 2016 se publica el diseño y la caracterización un aplicador Valencia para lesiones grandes de piel, el LFVA. Este es un tipo de aplicador con tres caminos de la fuente dentro del aplicador (Figura 8) (Candela-Juan, y otros, 2016).

En las publicaciones se han estudiado diversos aplicadores usados para los tratamientos de piel con braquiterapia, así como también es muy extensa la cantidad de radionucleidos que se han estudiado y usado para estos tratamientos.

Se han realizado análisis comparativos con aplicadores Leipzig para fuentes de Ir-192, Yb-169 y Co-60 (Safigholi, Meigooni, & Song, 2017). También se ha estudiado la posibilidad de usar una resina con Re-188 para tratamientos de piel (Castellucci, y otros, 2021).

Por otra parte, se han comparado los distintos radionucleidos con distintas configuraciones de tejidos emulando posibles distribuciones clínicas. Se ha estudiado y comparado la dosis en profundidad de Y-90 con Ir-192 (Figura 9), el análisis con distintos espesores de tejido adiposo y hueso (Figura 10) se ha abordado en (Pashazadeh & Hoeschen, 2022). Los resultados de las diferentes configuraciones se presentan en la tabla 1. El factor en piel es el factor de aumento de la dosis respecto al valor en la profundidad mayor del tumor. En la tabla 1 se muestra la caída mucho mayor de este factor del Y-90 respecto al Ir-192. Irradiar con el radionucleido Y-90 a 5 mm implica entregar una dosis 18 veces la de prescripción en la superficie de la piel. Considerando que las recomendaciones de GEC-ESTRO plantean un factor máximo de 1,4, si la prescripción es a 5 mm no podría utilizarse el Y-90 y el Ir-192. Si la prescripción es a 3 mm el Ir-192 entregaría una dosis 131% en piel. Al comparar el factor en superficie en hueso vemos que el Y-90 protege mucho más que el Ir-192.

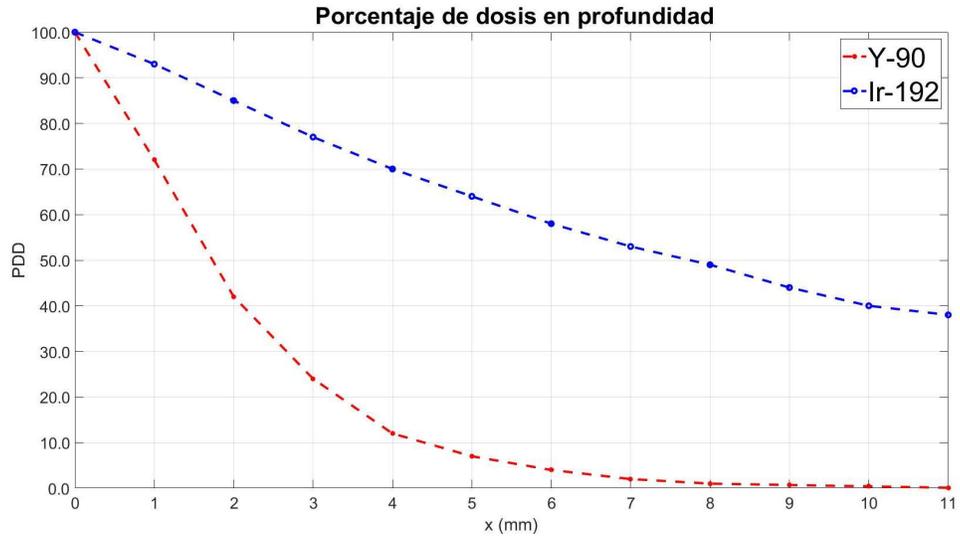


Figura 10. Porcentaje de dosis en profundidad para Y-90 e Ir-192 (Pashazadeh & Hoeschen, 2022).

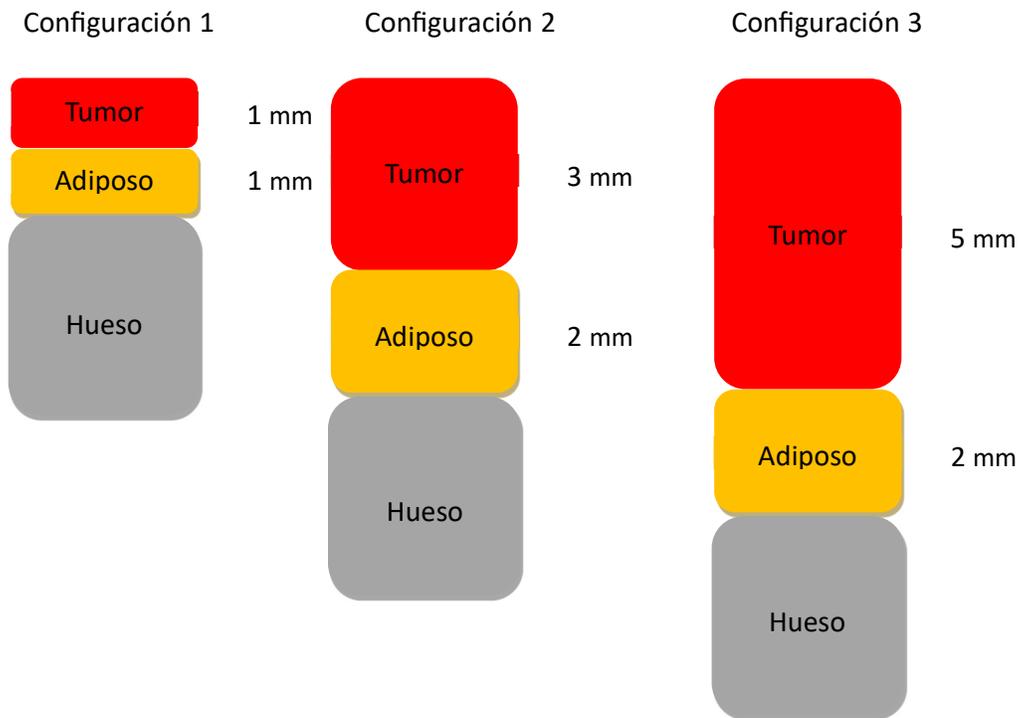


Figura 11. Vista de un corte perpendicular a la piel, de tres configuraciones analizadas por (Pashazadeh & Hoeschen, 2022).

Tabla 1. Resultados de las comparaciones del uso de Y-90 e Ir-192 (Pashazadeh & Hoeschen, 2022).

	Factor en Piel		Factor en superficie del Hueso	
	Y-90	Ir-192	Y-90	Ir-192
Radionucleidos	Y-90	Ir-192	Y-90	Ir-192
Configuración 1	1,38	1,06	0,70	0,86
Configuración 2	4,41	1,31	0,29	0,80
Configuración 3	17,99	2,32	0,14	0,71

En forma semejante a las comparaciones presentadas, se realizaron estudios con los isótopos Ir-192 y Co-60 (Sheikholeslami, y otros, 2021). En este trabajo se analiza la dosis en médula ósea en un sanguiche de hueso con distintos espesores y se concluye que el Co-60 puede ser usado para tratamientos de piel, cuando existe médula ósea a más de 10 mm de profundidad.

Para los tratamientos de piel se han realizado evaluaciones de la exactitud de los algoritmos, como la comparación con cálculos de TG 43 (Nath, y otros, 1995) y MC para *flap* (Vijande, y otros, 2012), o el impacto de las heterogeneidades del tejido en la dosimetría (Szlak, y otros, 2021).

La optimización de los tiempos de parada para lograr las distribuciones de dosis requeridas es otro de los factores con importancia para la dosimetría. Esto fue analizado y desarrollado para los HDR Saginova con fuente de Co-60, con aplicadores Hassison-Anderson-Mick (Badry, Oufni, Ouabi, Rabi, & Iwase, 2020). En cambio, para los aplicadores Valencia se realizó únicamente para fuentes de Ir-192.

La calibración de los aplicadores Leipzig con cámara de pozo ha sido desarrollada con MC utilizando Geant4 (Pérez-Calatayud, Granero, Ballester, Crispín, & van der Laarse, 2006).

Al desarrollar la metodología de calibración de los aplicadores, resulta necesario estudiar la influencia que tienen los errores en el posicionamiento de la fuente, ya que estos tienen consecuencias en la dosimetría.

El uso clínico de aplicadores de Leipzig con fuente de Ir-192 para tratar cáncer de piel non-melanoma fue estudiado analizando la eficacia en función de la dosis y el fraccionamiento de las aplicaciones (Pellizzon, y otros, 2020).

Para los aplicadores Leipzig se ha simulado con MC EGSnrs los errores de la posición de la fuente de Ir-192 y se determinó las variaciones en la distribución de dosis (Murphy, 2020). En este trabajo se demuestra que pequeñas variaciones en la posición de la fuente afectan en forma significativa las distribuciones de dosis.

### 1.3 Controles de calidad en braquiterapia de alta tasa de dosis

Como se ha comentado, en los equipos con fuente de Co-60 los procedimientos de garantía de calidad y reemplazo de fuentes son más simples y menos costosos que con las fuentes de Ir-192. Esto se traduce en procedimientos de control de calidad y reemplazo de fuentes con varias ventajas operativas en la clínica. La mayor parte de la literatura sobre control de calidad para sistemas carga remota se ha referido únicamente a las fuentes de Ir-192 como estándar, mientras que apenas se ha mencionado el uso de fuentes de Co-60 (NCS Report 30, 2018). Para los equipos de carga remota HDR, se requieren procedimientos de control de calidad exhaustivos y precisos (Nath, y otros, 1997), de forma que es necesario contar con estudios en Co-60.

Los procedimientos mencionados precisan determinar la intensidad de la fuente, la posición de permanencia, el tiempo de permanencia y el tiempo de tránsito (AAPM Report No. 41, 1993; Kutchner, y otros, 1994; Nath, y otros, 1997; Kubo, Glasgow, Pethel, Thomadsen, & Williamson, 1998; NCS Report 30, 2018).

La inexactitud aceptada en el tiempo de permanencia de la fuente según IEC60601-2-17 (IEC 60601, 2015) debe ser menor a 1% o 100 ms. Al estimar las inexactitudes se debe recorrer tiempos largos (>60 s) y cortos (1 s) (NCS Report 30, 2018), y es necesario considerar el tiempo de tránsito.

Dependiendo de las circunstancias clínicas el tiempo de tránsito puede tener implicaciones debido a la dosis entregada durante el tiempo de tránsito (Fonseca, y otros, 2014).

Además, algunos protocolos también recomiendan determinar la velocidad de la fuente y la dosis de tránsito (Nath, y otros, 1997; Kubo, Glasgow, Pethel, Thomadsen, & Williamson, 1998; NCS Report 30, 2018).

Existen varios procedimientos disponibles para realizar pruebas de control de calidad.

Para realizar los controles de calidad de la posición de la fuente se puede utilizar autorradiografías (AAPM Report No. 41, 1993; Kutchner, y otros, 1994; Nath, y otros, 1997; Kubo, Glasgow, Pethel, Thomadsen, & Williamson, 1998; ESTRO Booklet 8, 2004; Wilkinson, 2006; NCS Report 30, 2018), con películas radiocrómicas (Evans, Devic., & Podgorsak, 2007; Rickey, Sasaki, & Bews, 2010; Fonseca, y otros, 2013).

El control de la posición en una posición específica suele realizarse a diario con regla mecánica y con sistema de video (AAPM Report No. 41, 1993; Nath, y otros, 1997; Kubo, Glasgow, Pethel, Thomadsen, & Williamson, 1998; ESTRO Booklet 8, 2004; Wilkinson, 2006; NCS Report 30, 2018).

Desafortunadamente, estas técnicas pueden llevar mucho tiempo para su ejecución o no ser lo suficientemente precisas. Para simplificar estos procedimientos de control de calidad y cumplir con todos los requisitos técnicos, se han implementado otros métodos para Ir-192. Los equipos normalmente tienen un sistema de control de calidad diario en el que se chequea dos o tres posiciones dentro de un lugar específico (Figura 3 y 4), estas posiciones no son las asociadas a los aplicadores de tratamiento.

Smith y otros utilizaron un portal de un acelerador lineal (Smith, y otros, 2013) para realizar controles de la posición de la fuente, y en la Figura 12 se presenta la configuración del control que desarrollaron.

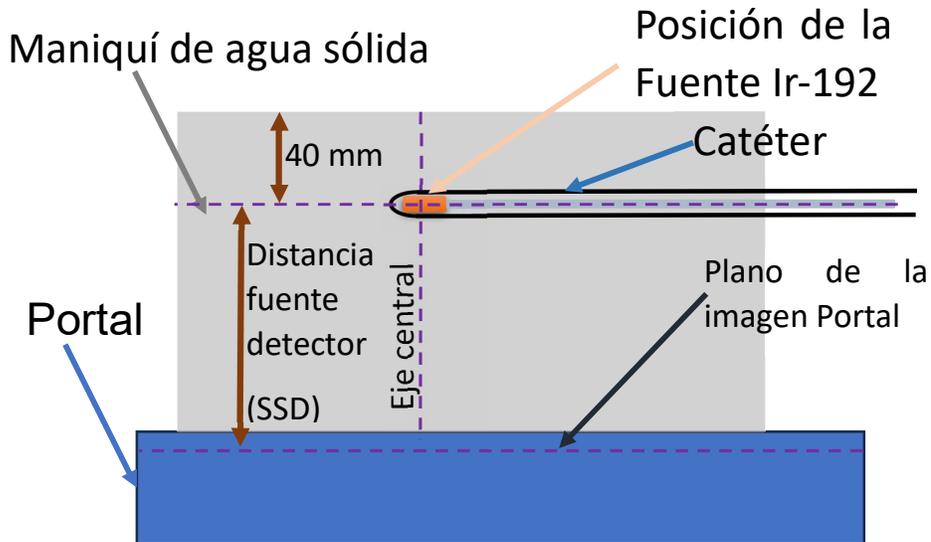
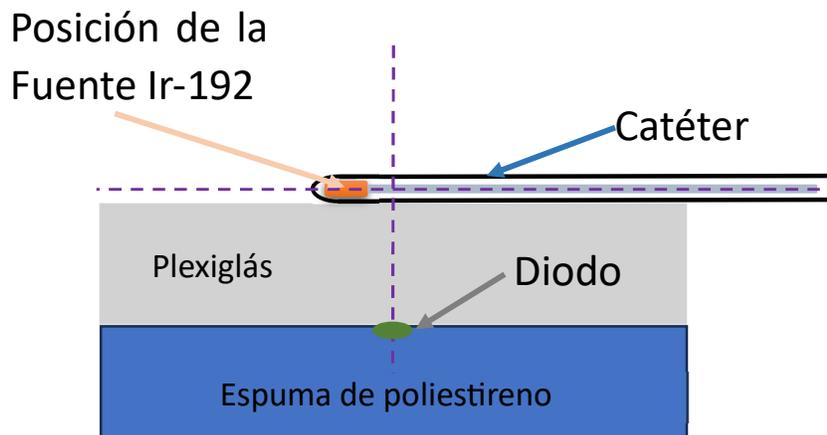


Figura 12. En el maniquí de agua sólida, está el catéter por donde se posicionará la fuente, se muestra la disposición respecto al portal, la configuración experimental del trabajo de (Smith, y otros, 2013).

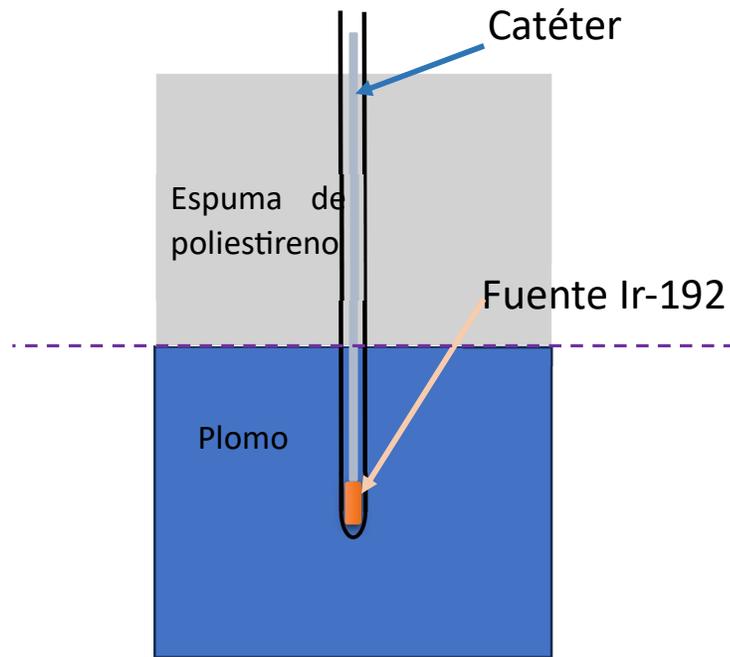
Con el portal se determinó la posición de la fuente en la dirección x,y paralela al detector con una exactitud  $\pm 1$  pixels, en el portal usado eso implica  $\pm 0,784$  mm (Smith, y otros, 2013). Se determinó el error de los distintos pasos dentro del catéter, con distintos SSD (mm) 50, 100 y 150 con un error medio (mm) 0,08, -0,07 y 0,02 respectivamente (Smith, y otros, 2013). También se utilizaron otras opciones, como diodos (ESTRO Booklet 8, 2004; Rickey, Sasaki, & Bews, 2010; Jursinic, 2014), y fotodiodos (Berndt, Rickey, Rathee, & Bews, 2000) para controles de calidad de las posiciones de las fuentes. Se presenta en la Figura 13 como es una de las configuraciones usadas para realiza los controles de la posición con diodos. El uso de diodos permite calibrar la posición no solo dentro de los catéteres, sino también dentro de los aplicadores. Para catéter recto se encuentra dentro de  $\pm 0,1$  mm de la distancia establecida mecánicamente, y para un aplicador de anillo  $\pm 0,3$  mm (Jursinic, 2014).



*Figura 13.* Configuración de las medidas desarrolladas para determinar la posición de la fuente en el catéter partiendo de las medidas con un diodo (Jursinic, 2014).

Otro equipo usado para el control de calidad de la posición de la fuente son los contenedores de los catéteres usados con la cámara de pozo con alteraciones de la atenuación. Uno de los soportes es el 'hemi'-holders (Jursinic, 2014) es un soporte mitad de plomo y mitad de espuma de poliestireno. Con este soporte se logra una precisión de 0,3 mm y 0,3 % en el tiempo de permanencia para 20 s de permanencia (Jursinic, 2014).

Otra forma, de determinar la posición de la fuente es con contenedores de plomo con una o dos ventanas de acrílico (DeWerd, Jursinic, Kitchen, & Thomadsen, 1995), en la Figura 15 se presenta un esquema de los contenedores. La respuesta de la cámara de pozo tiene una diferencia importante entre el momento en que la fuente está en la zona con plomo o la que tiene acrílico. En este trabajo se reporta que con el soporte con ventana se logra una precisión de 0,4 mm y 2 % en el tiempo de permanencia.



*Figura 14.* Soporte para cámara de pozo de catéter para control de calidad con la mitad de plomo (Jursinic, 2014).

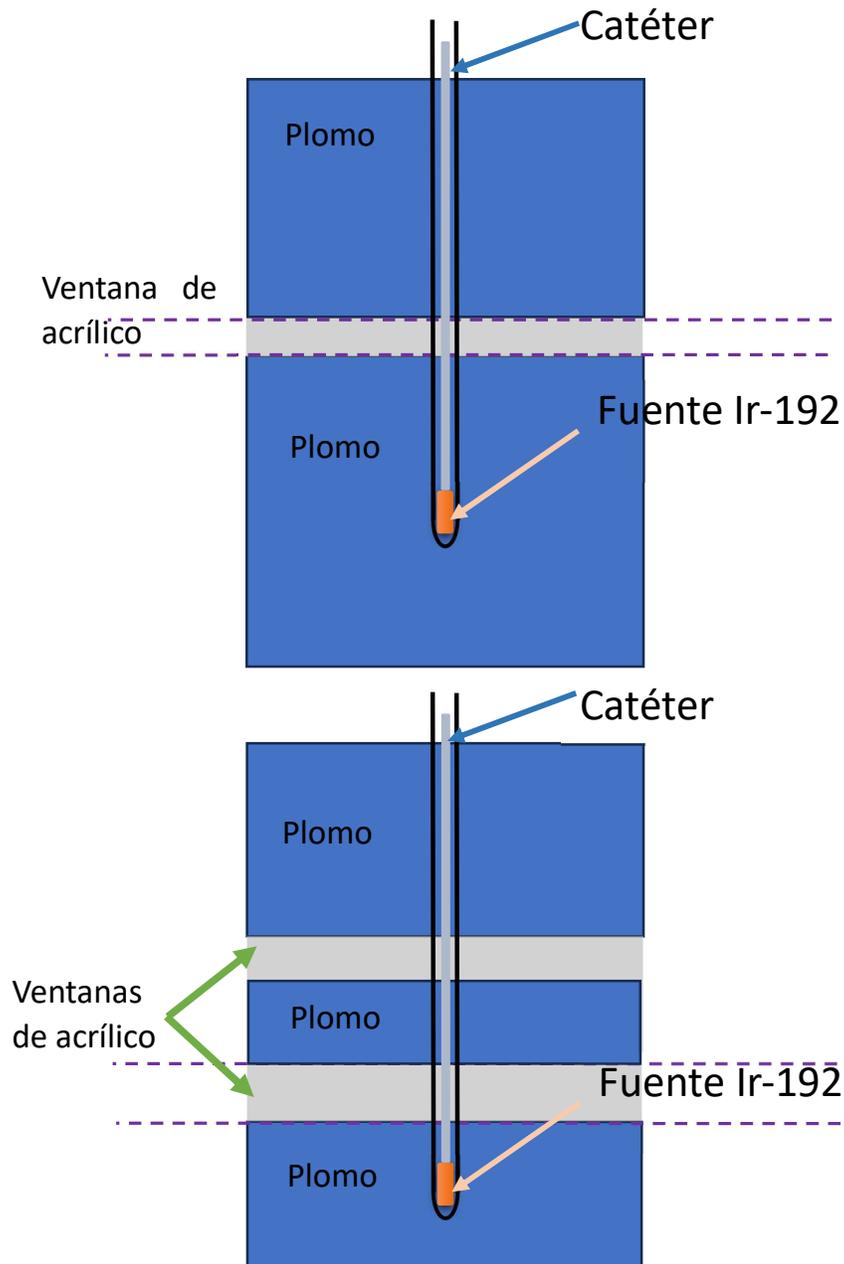


Figura 15. Soporte para cámara de pozo de catéter para control de calidad de plomo con ventanas de acrílico (DeWerd, Jursinic, Kitchen, & Thomadsen, 1995).

En el capítulo 2, se presenta la modelación y simulación por métodos MC con el código PENELOPE de una fuente de Co-60 y tres aplicadores para tratamientos de piel de braquiterapia. Los aplicadores en los que se realizó el estudio son aplicadores Valencia Large (LFVA). Se estudiaron las distribuciones de dosis obtenidas a distintas profundidades como forma de evaluar la posibilidad del uso de estos aplicadores en lesiones de piel con estas fuentes. Este trabajo está en proceso de publicación.

En el capítulo 3, se presenta el desarrollo de un método de control de calidad de equipos de braquiterapia de carga diferida con fuente de Co-60. Se realiza con una cámara de pozo y un soporte que se coloca dentro de una guía genérica de posicionamiento. Estos soportes han sido construidos en diferentes materiales, y se ha estudiado la exactitud en la posición de la fuente y el tiempo de tránsito de la misma. Este trabajo se publicó en el 2021 (Píriz, Ortega-Spina, & González-Sprinberg, 2021).

En el capítulo 4, se presenta un método de control de calidad a partir de un equipo de imágenes. El mismo ha sido construido, y a partir de las medidas que hemos hecho se ha elaborado una metodología para su uso clínico. Este equipo permite realizar el control de calidad de la posición de la fuente en función del tiempo y dentro de los aplicadores de braquiterapia utilizados. Este trabajo está en la etapa final de su redacción.

Finalmente, en el capítulo 5 se presentan las conclusiones generales de la tesis, y de cada una de las tres líneas de trabajo que la componen.

# CAPÍTULO 2.

## Simulación de aplicadores LVFA para tratamientos de cáncer de piel con Co-60

### 2.1 Fundamentos

#### 2.1.1 Generalidades del método de MC

“Monte Carlo” representa un método estadístico numérico, basado en el uso de números aleatorios para el cálculo de diversas magnitudes mediante simulaciones computacionales. El método MC fue inventado por John von Neumann y Stanislaw Ulam durante la Segunda Guerra Mundial para mejorar la toma de decisiones en condiciones en que los procesos tienen un resultado incierto que depende de variables aleatorias. Uno de los primeros problemas a los que fue aplicado este método fue la captura nuclear de neutrones (PENELOPE, 2018; von Neumann & Ulam, 1945).

#### 2.1.2 Simulación MC para transporte de radiación.

Uno de los códigos MC para simular el transporte de radiación es el PENELOPE. Los códigos de simulación MC describen la trayectoria de las partículas como un camino libre aleatoria, con eventos de interacción donde las partículas cambian la dirección, pérdida de energía, y posibilidad de creación de partículas secundarias, de forma aleatoria pero de acuerdo a las leyes de conservación correspondientes, así como a las secciones eficaces de los procesos involucrados (PENELOPE, 2018). Para realizar las simulaciones es necesario construir la geometría con los materiales que corresponda, y generar los números aleatorios para generar las simulaciones.

#### 2.1.3 Generación de semillas de simulación

Con el fin de paralelizar las simulaciones se utilizaron algoritmos de generación de semillas, basados en Generadores Congruenciales Lineales Multiplicativos (MLCG) (L'Ecuyer, 1988).

La ecuación utilizada para realizar la lista de semillas es:

$$S_{i+1} = (a S_i) \text{MOD } m \quad (2.1)$$

$$u_i = \frac{S_i}{m} \quad (2.2)$$

Con está formula el período más grande posible es  $m-1$ , o  $\sim 2 \times 10^9$  si  $m$  está restringido para ser representable por enteros con signo de 32 bits de longitud (Badal & Sempau, 2006).

Se generan dos listas de semillas para asignar las semillas en pares a cada simulación, en la tabla 2 se presentan los parámetros para generar las listas de semillas.

Tabla 2. Parámetros de generación de lista de semillas.

<b>Lista de Generador</b>	<b>Modulo (m)</b>	<b>Multiplicador (a)</b>
<b>Primer</b>	2147483563	40014
<b>Segundo</b>	2147483399	40692

Con las mismas condiciones de simulación, geometría, materiales y parámetros en general se realizaron 10 simulaciones con las distintas semillas de la lista. Con los resultados de estás simulaciones con distintas semillas se juntan dando el resultado final de las simulaciones.

#### 2.1.4 Métodos de reducción de varianza.

La incertidumbre estadística de una cantidad se puede reducir algo mediante el uso de técnicas de reducción de la varianza (PENELOPE, 2018). Las distintas técnicas de reducción de varianza son dependientes del problema que se aborda, por esta razón se realizó un estudio sistemático en las distintas situaciones de los parámetros utilizados para reducción de varianza. Existen casos donde no se tiene una ganancia significativa en tiempo de computo al introducir estos métodos.

Entre las técnicas de reducción de varianza están, ruleta rusa (RR), factor de splitting (SF), factor de forzado (F).

#### 2.1.5 Factor de forzado

Para bajar la varianza en zonas en que probabilidad de interacción es baja, se puede utilizar el forzado de interacciones. En el caso de que un tipo de interacción es poco probable, una de las formas de bajar la varianza asociada es esta interacción es forzar está interacción aumentando artificialmente la probabilidad de este proceso (PENELOPE, 2018). En PENELOPE la implementación del forzado de la interacción es remplazar el camino libre medio  $\lambda_A$  del proceso real por una más corto  $\lambda_{A,f} = \frac{\lambda_A}{F}$  con  $F > 1$ .

#### 2.1.6 El factor de splitting (SF) y ruleta rusa (RR)

Normalmente estas dos técnicas se utilizan en conjunto. Son técnicas que aumentan o disminuyen el flujo de partículas en una región en particular. La ruleta rusa no deja que todas las partículas sigan su historia. La ruleta rusa es un factor que indica de un numero de partículas que ingresan a un material cuantas seguirán su historia.

Cuando se juega a la ruleta rusa sobre una partícula, se sigue simulando sólo si un número aleatorio distribuido uniformemente entre cero y uno es menor que una probabilidad de supervivencia dada SP (Rodriguez, Sempau, & Brualla, 2012). El peso estadístico de la partícula superviviente se multiplica por un factor SP-1.

El factor de splitting aumenta el número de partículas en un factor para tener más historias de partículas para mejorar las estadísticas. El factor de splitting se puede interpretar como un factor de multiplicación de historias de partículas.

En la división, una partícula se replica un número de veces designado como NSPL, y el peso estadístico de todas las partículas resultantes se multiplica por un factor NSPL-1.

La ruleta rusa aumenta el peso de la partícula, mientras que el splitting lo disminuye (Rodriguez, Sempau, & Brualla, 2012).

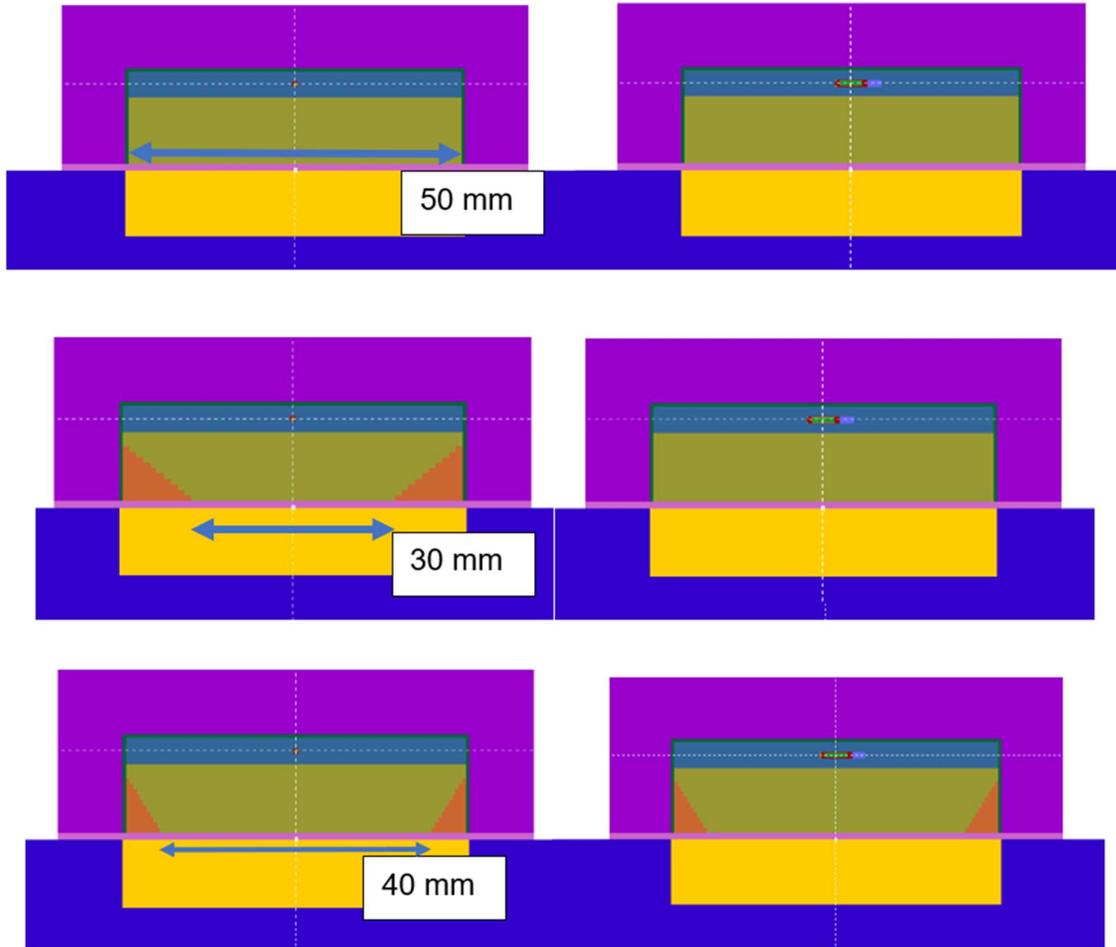
## 2.2 Métodos

### 2.2.1 Aplicadores LFVA

Los aplicadores LFVA tienen tres catéteres: dos de ellos forman una circunferencia de 2,3 cm de radio, mientras que el tercero tiene una única posición de permanencia en el centro de la circunferencia.

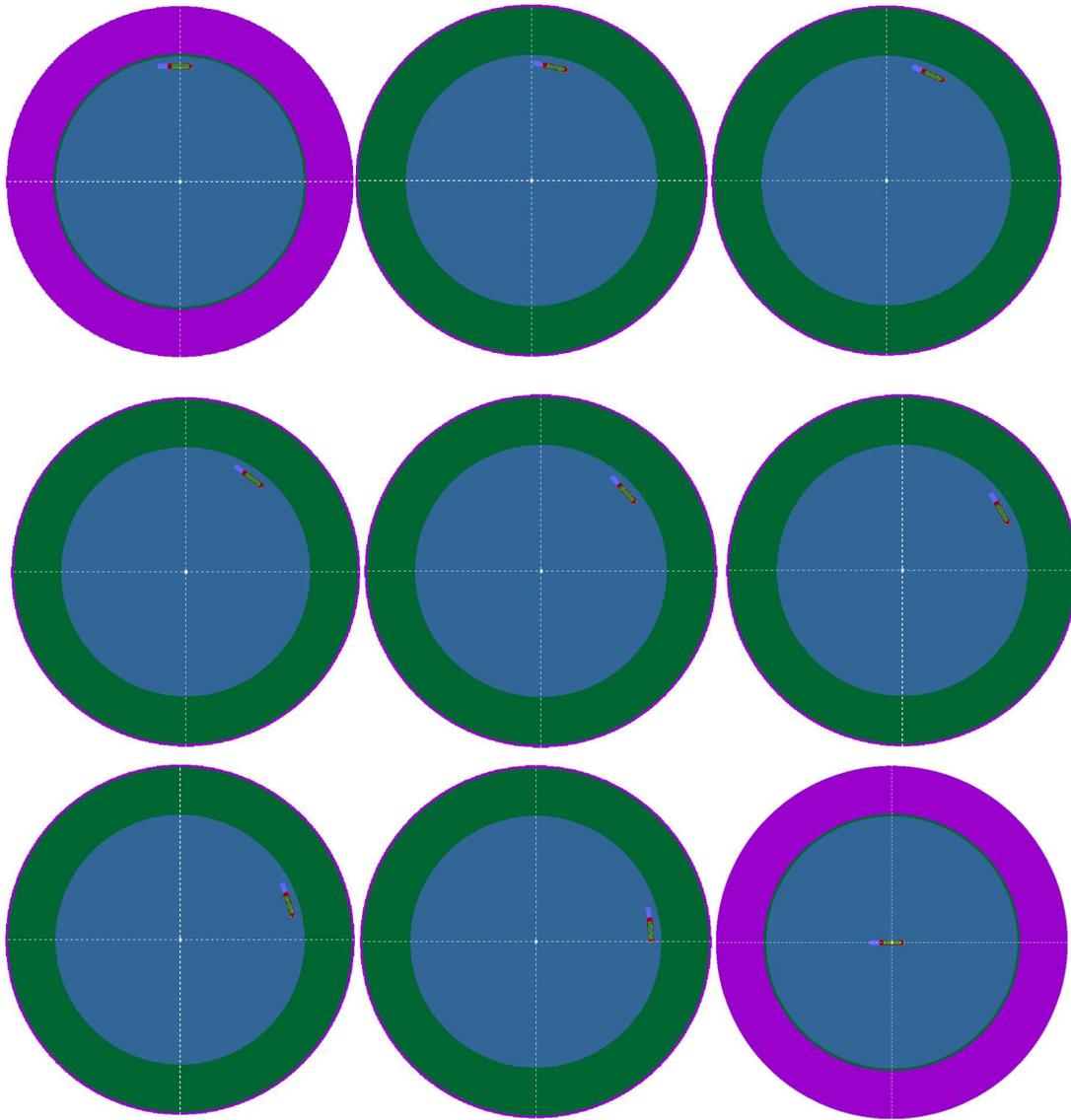
Las posiciones de permanencia en los dos catéteres semicirculares están igualmente espaciadas con un tamaño de paso de fuente de 5 mm.

Este tipo de aplicador está fabricado en una aleación de tungsteno para reducir la mayor parte de la dosis periférica a los tejidos sanos e incorpora diferentes colimadores intercambiables: i) un colimador circular de 4 cm de diámetro, ii) un colimador circular de 5 cm de diámetro, y iii) un colimador elíptico de ejes mayores de 3 cm x 5 cm menores. Además, se coloca una tapa de plástico en la superficie de salida del aplicador para eliminar cualquier contaminación electrónica y aplanar el área de entrada (Granero, y otros, 2016). En la Figura 16 se presentan vistas de los tres aplicadores que se simularon. Una descripción completa de su geometría y proceso de diseño se puede encontrar en (Candela-Juan, y otros, 2016).



*Figura 16.* Aplicadores LFVA, con la fuente de Co-60 colocada en el centro. A la izquierda se muestra corte en el eje mayor, y a la derecha en el eje menor. Desde arriba abajo se presentan cono de diámetro 50 mm, elipse de eje mayor 50 mm y 30 mm eje menor, y cono de diámetro 40 mm, respectivamente.

Se presenta un corte paralelo a la piel a la altura de la fuente, con las distintas posiciones de la fuente que fueron simuladas. Las simulaciones para un aplicador con la fuente en posición central, y en diferentes posiciones laterales cada  $12^\circ$ .



*Figura 17.* Imágenes de cortes de la modelación de los aplicadores LFVA, con la fuente de Co-60 en distintas posiciones. En las imágenes desde arriba hacia abajo y de izquierda a derecha están la fuente en: lateral 0°, lateral 12°, lateral 24°, lateral 36°, lateral 48°, lateral 60°, lateral 72°, lateral 84° y la fuente en el centro.

Los LFVA se diseñaron para braquiterapia basada en Ir-192, por lo que es necesario analizar las propiedades a distancias clínicamente relevantes para poder ser utilizados en una braquiterapia basada en Co-60. Esta investigación es la que desarrollamos en este capítulo y a continuación.

Las simulaciones de los aplicadores con fuente de Co-60 se realizarán para obtener porcentaje de dosis en profundidad y compara con los resultados con fuente Ir-192.

Otro aspecto importante al utilizar este tipo de aplicadores con fuente de Co-60 es la radioprotección. Esto implica la necesidad de realizar la simulación en aire.

Finalmente se comparan las distribuciones de dosis en agua entre la fuente de Co-60 e Ir-192.

Con los resultados de las simulaciones se evalúan distintas modulaciones de la dosis, cambiando el tiempo de parada en los catéteres.

### 2.2.2 Simulación MC y magnitudes

Las simulaciones de MC utilizadas para estudiar la distribución de la tasa de dosis se han hecho en un maniquí de agua. Estas simulaciones han sido similares a las realizadas en (Candela-Juan, y otros, 2016). Esto permite comparar los resultados para las fuentes de Ir-192 utilizadas en la publicación anterior, con el estudio de esta tesis, que se realizó con Co-60. En el trabajo (Candela-Juan, y otros, 2016) se calculó la planitud (F), la simetría (S) y la penumbra (P). La simetría y planitud se definió en la introducción según (IEC 60976, 2010). Por otro lado, la penumbra P se define como la distancia entre puntos con valores de dosis correspondientes al 80% y 20% de la dosis en el centro del perfil.

Debido a la cercanía de la fuente tanto a la piel como al aplicador no se genera una zona de *build-up*, previo a un máximo de dosis profundidad. Así es que la dosis comienza desde un máximo en la superficie y disminuye en profundidad. Luego, la fuga se determina analizando la distribución de dosis 2D en el aire que rodea al aplicador. La dosis en aire cerca del aplicador es la principal magnitud a tener en cuenta para fines de radioprotección.

### 2.2.3 Espectro de la Fuente

En esta simulación se consideró el modelo de fuente Co0-A86 Flexisource Co-60 (Vijande, y otros, 2012). La geometría de la fuente está definida en el trabajo referido.

El espectro de fotones para Co-60 se tomó de la base de datos NuDat (Brookhaven National Laboratory, 2013) y se muestra en la Figura 18.

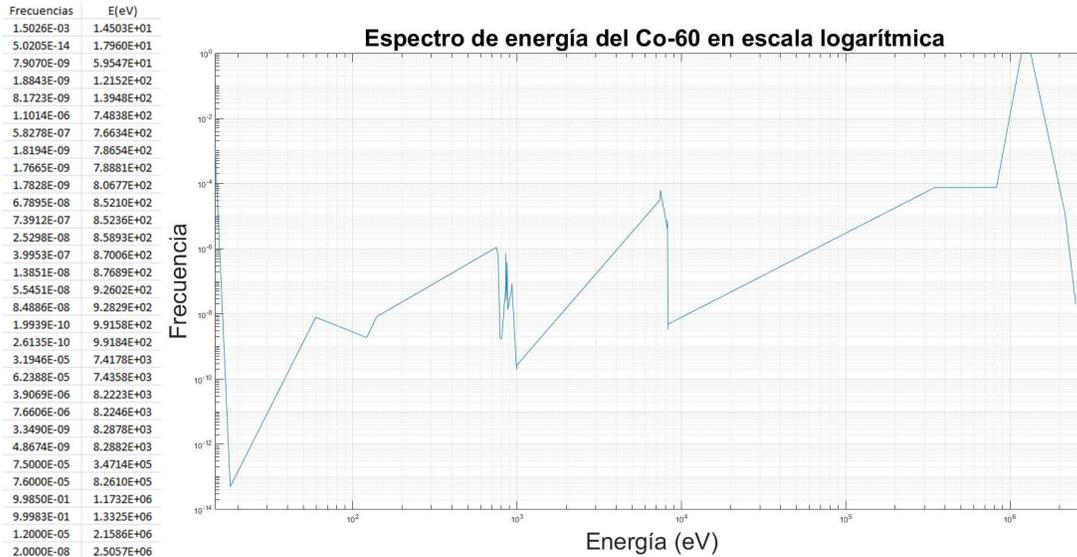


Figura 18. Espectro de Co-60 usado para las simulaciones.

## 2.2.4 Configuración de la simulación

En este trabajo hemos utilizado el código MC Penélope2008 (Salvat, Fernández-Varea, & Sempau, 2008). El mismo ha sido aplicado previamente con éxito en varios trabajos, y particularmente para estudios dosimétricos en el campo de la braquiterapia, (Vijande, y otros, 2012) (Vijande, Granero, Perez-calatayud, & Ballester, 2012) (Ballester, y otros, 2015).

Las secciones eficaces de fotones y electrones del programa se basan en la biblioteca de secciones eficaces EPDL97 (Cullen, Hubbell, & Kissel, 1997) (Perkins, Cullen, & Seltzer, 1991).

La energía de corte para los fotones se fijó en 10 keV (Perez-Calatayud, y otros, 2012). Esta elección está justificada por los estudios realizados en los trabajos presentados en la introducción. En las zonas en que se aplicaron herramientas de reducción de varianza se eligieron otros valores, que se pueden encontrar en el Apéndice 1.

Para las simulaciones, hemos considerado que el aplicador se ubica en la superficie de un maniquí semiinfinito de agua líquida rodeada de aire seco. Esta es la misma configuración elegida en los trabajos (Candela-Juan, y otros, 2016) con Ir-192, lo que nos permitirá la comparación con estos resultados.

Las composiciones y densidades de masa del agua y el aire que hemos usado son las recomendadas por la AAPM (Rivard, y otros, 2004).

Para proporcionar una resolución espacial adecuada, el espesor de las celdas se estableció en 1 mm (Figura 19), ya que este es un espesor suficiente para evaluar porcentajes de dosis y distribuciones de dosis.

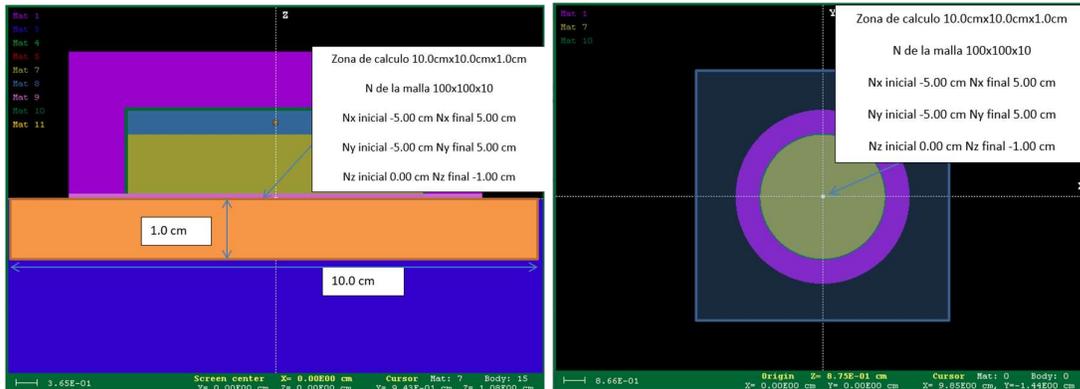


Figura 19. Esquema de la malla de simulación de la zona de agua. A la izquierda corte perpendicular al agua, a la derecha corte paralelo a la superficie de agua.

Inicialmente se utilizaron mallas más grandes (Figura 20) para evaluar la eficiencia de las simulaciones con distintos parámetros de reducción de varianza.

Para realizar *ruleta rusa* y *splitting* se separó el aplicador de tungsteno en dos volúmenes, uno cerca de la superficie hasta 1 mm (color verde Figura 20) y otro más profundo desde 1 mm (color magenta Figura 20). Lo mismo se realiza en el agua donde se separaron dos volúmenes: una zona (al ingresar) que es cercana al aplicador, en que tenemos un factor de *splitting* (color naranja Figura 20) y el resto del volumen de agua, donde tenemos una *ruleta rusa* que nos permite no seguir las historias en esa profundidad.

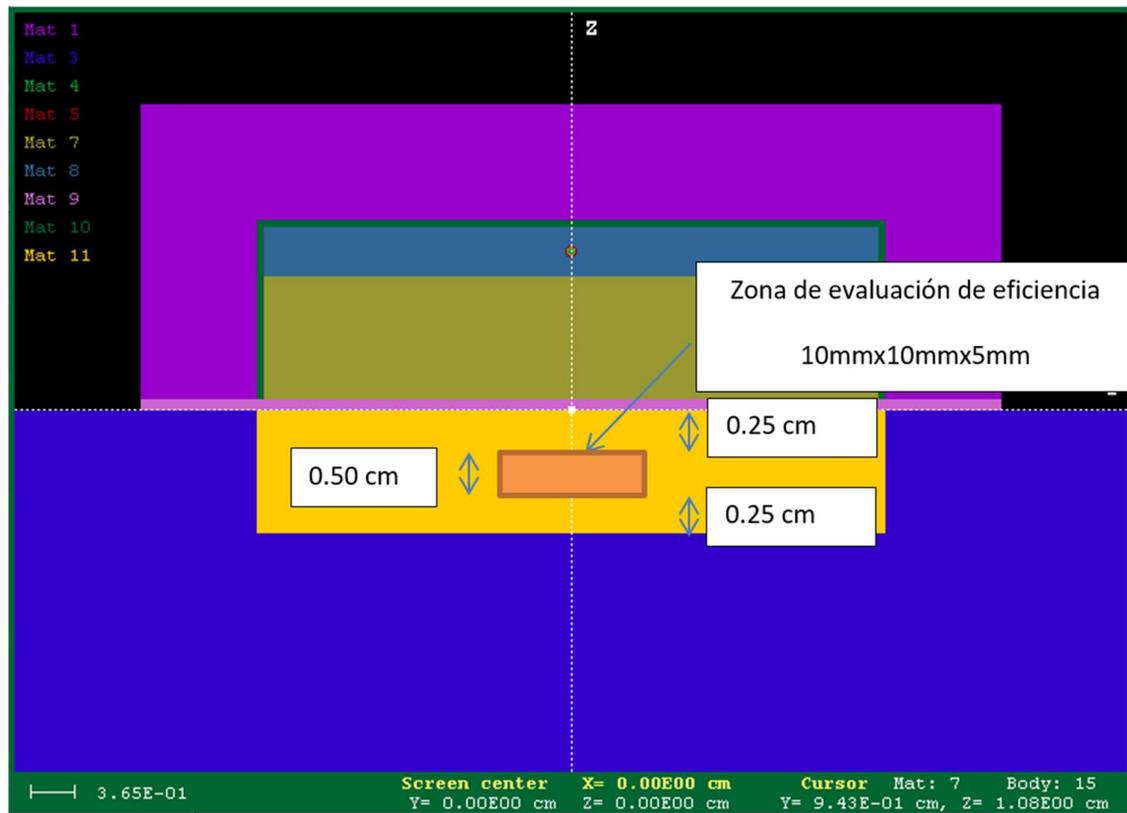


Figura 20. Configuración de la zona de control para evaluar la incertidumbre y dosis con distintos parámetros de reducción de varianza.

En este estudio se generó la misma cantidad de fotones ( $N_{\gamma} = 10^9$ ) para cada posición de la fuente, por lo tanto, el número total de historias considerando las distintas posiciones de la fuente es  $N_{\gamma} = 9 \times 10^9$ .

En el proceso de optimización de las simulaciones se realizaron simulaciones con  $N_{\gamma} = 10^5$  para la posición central de la fuente, para el cálculo de la eficiencia con distintos valores de factor de *ruleta rusa*, para el factor de *splitting* y para el forzado en los materiales. Luego de determinar los valores más adecuados de los factores de optimización, se realizaron las simulaciones con estos factores pero con  $N_{\gamma} = 10^8$ . Entonces, se realizaron simulaciones con 10 semillas para 10 simulaciones en cada posición de la fuente, y con estos resultados se aplican suavizados y se evalúan los resultados. Al verificar que los resultados son adecuados, se realizan finalmente las simulaciones con 10 veces más historias.

### 2.2.5 Determinación de los parámetros para aplicar métodos de reducción de varianza.

Este estudio se realiza con el fin de determinar los parámetros óptimos para realizar las simulaciones. La tabla 3 muestra los factores de reducción de varianza utilizados en cada simulación.

Tabla 3. Factores de reducción de varianza utilizados en cada simulación, se consideran SF en la salida de la capa de acrílico donde comienza el agua, ruleta rusa al salir del volumen de interés (color naranja Figura 20), y forzado en ese volumen.

Forcing	SF en PMMA y RR en H2O inf										
	1	1	1	1	5	10	100	1000	1	1	1
SF	1	5	50	100	100	100	100	100	200	300	500
Wmin=1/SF+0,001	1	0.201	0.021	0.011	0.011	0.011	0.011	0.011	0.006	0.004333333	0.003
Sp=1/Sf	1	0.2	0.02	0.01	0.01	0.01	0.01	0.01	0.005	0.003333333	0.002
Wmax=SF-0,01	1	4.99	49.99	99.99	99.99	99.99	99.99	99.99	199.99	299.99	499.99
Absolute efficiency [(t*uncert <sup>2</sup> ) <sup>-1</sup> ]	2.30E-07	1.31E-06	4.34E-06	4.59E-06	7.14E-06	6.86E-06	7.17E-06	6.56E-06	4.10E-06	3.58E-06	2.68E-06
N	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000	100000
dose	9.34E+02	1.55E+03	1.22E+03	9.81E+02	1.03E+03	1.01E+03	1.06E+03	9.86E+02	1.02E+03	1.05E+03	1.06E+03
2sigma	7.80E+02	5.20E+02	1.80E+02	1.20E+02	1.20E+02	1.20E+02	1.20E+02	1.10E+02	9.90E+01	9.40E+01	8.80E+01
CPU time [t] (s) distintos comp:	618.5	671.1	1103.6	1582.4	1075.4	1077.1	1081.1	1137.1	2592.1	3450.1	5394.8
									fort.26	fort.26	

En la tabla 3 y la Figura 21 se muestra que los valores óptimos para la simulación son SF=100 y forzado=100. Esto implica  $W_{min} = 0,011$ ,  $SP = 0,01$  y  $W_{max} = 99,99$ .

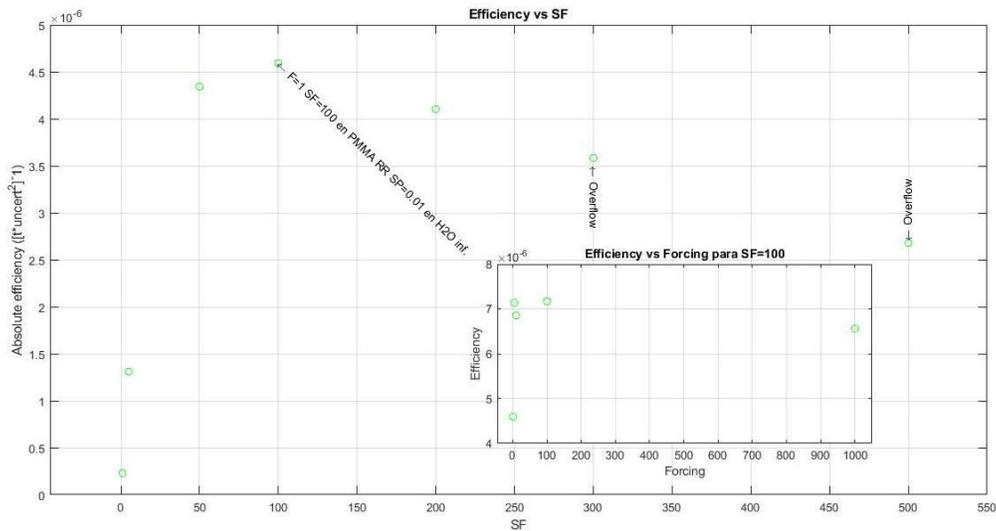


Figura 21. Eficiencia en función de SF, en la gráfica pequeña se calcula la eficiencia con SF=100 y distintos valores de forzado.

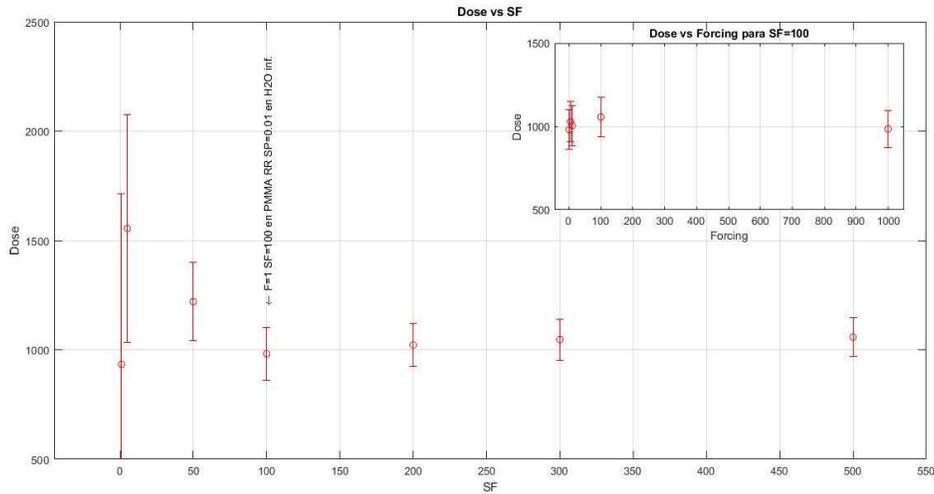


Figura 22. Dosis en escala arbitraria en función de SF. En la gráfica pequeña se calcula la eficiencia con SF=100 y distintos valores de forzado.

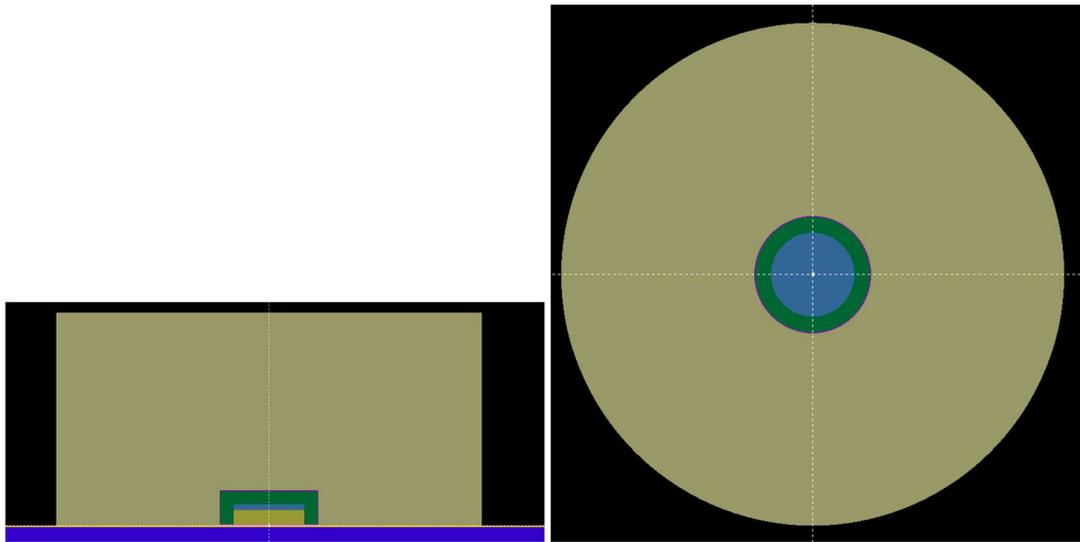


Figura 23. Volumen de control para realizar diferentes optimizaciones con parámetros de reducción de varianza. A la izquierda, corte perpendicular al agua. A la derecha, corte paralelo a la superficie de agua.

Para determinar los mejores parámetros la simulación en aire se realizaron simulaciones con el volumen de control en aire (cilindro de color verde claro Figura 23). Los distintos intentos de buscar parámetros para aplicar métodos de reducción de varianza no han dado resultados en este caso. El volumen de control en aire es la zona en que al entrar se genera *splitting* y forzado de interacción, mientras que la ruleta rusa se genera: en la superficie del agua.

Para evaluar las simulaciones definiremos las siguientes cantidades:

Tiempo de CPU = t

$$\text{Incertidumbre promedio} = \overline{\sigma_Q} = \sqrt{\frac{\text{var}(q)}{N}}$$

número de historias = N

$$\text{eficiencia intrínseca} = \frac{1}{N\overline{\sigma_Q}^2}$$

$$\text{eficiencia absoluta} = \frac{1}{t\overline{\sigma_Q}^2}$$

En la tabla 4 se presentan los resultados de las simulaciones con forzado. Allí se observa que la eficiencia absoluta es del mismo orden en todas las simulaciones.

Tabla 4. Factores de reducción de varianza utilizados en cada simulación, se consideran SF en la salida del aplicador donde comienza el aire, y ruleta rusa al llegar al agua.

Forcing	1	200	1000	2000	5000	10000
SF	1	1	1	1	1	1
Wmin=1/SF+0,001	1	1	1	1	1	1
Sp=1/Sf	1	1	1	1	1	1
Wmax=SF-0,01	1	1	1	1	1	1
Absolute efficiency [t*uncert^2]^^-1:	3.00E-06	2.37E-06	2.48E-06	3.04E-06	2.50E-06	3.04E-06
N	100000	100000	100000	100000	100000	100000
dose	1.22E+01	1.22E+01	1.22E+01	1.22E+01	1.22E+01	1.22E+01
2sigma	4.50E+00	4.50E+00	4.50E+00	4.50E+00	4.50E+00	4.50E+00
CPU time [t] (s) distintos comp:	241.2	305.5	291.6	238.0	289.4	238.3

En la tabla 5 se presentan los resultados de las simulaciones distintas a la presentada en la tabla 4 con forzado, con factor de *splitting* y ruleta rusa, y no existe una ganancia en aplicar métodos de reducción de varianza.

Tabla 5. Factores de reducción de varianza utilizados en cada simulación. Se consideran SF en la salida del aplicador donde comienza el aire, y ruleta rusa al llegar al agua.

Forcing	1	5	10	20
SF	1	5.00	10.00	20.00
Wmin=1/SF+0,001	1	0.201	0.101	0.051
Sp=1/Sf	1	0.2	0.1	0.05
Wmax=SF-0,01	1	4.99	9.99	19.99
Absolute efficiency $[t \cdot \text{uncert}^2]^{-1}$ :	2.30E-07	5.38E-06	5.57E-07	7.26E-08
N	100000	100000	100000	100000
dose	9.34E+02	1.42E+01	2.48E+01	2.58E+01
2sigma	7.80E+02	4.00E+00	1.80E+01	3.60E+01
CPU time [t] (s) distintos comp:	618.5	239.1	359.9	698.8

### 2.2.6 Evaluación de resultados con diferente número de historias.

Las simulaciones llegaron a demorar varios días, en una granja de procesadores de varias decenas de estos. Es por esto que se analizaron los resultados obtenidos con diferente número de historias, y se evaluaron los resultados obtenidos con suavizados (Apéndice 1).

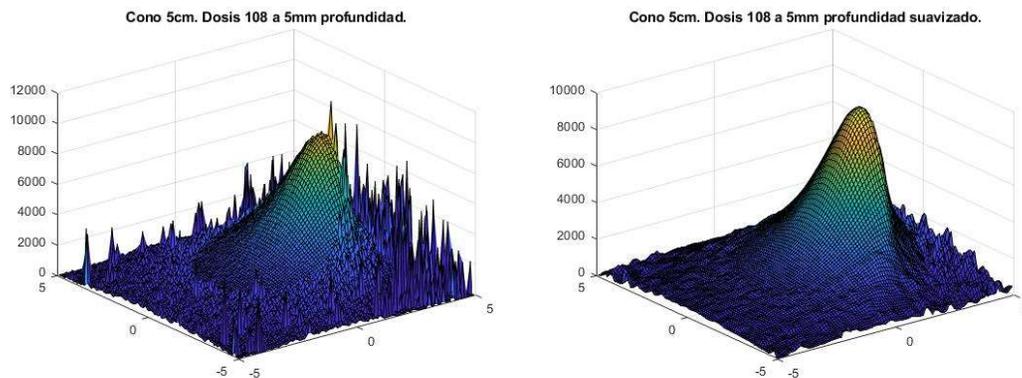
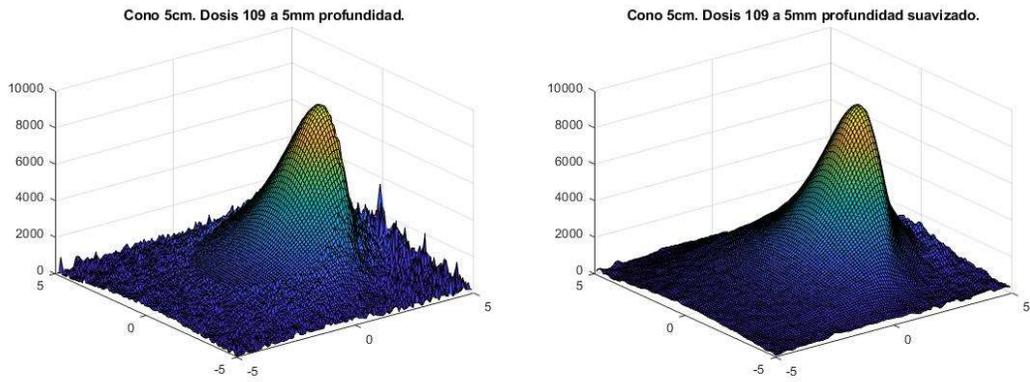
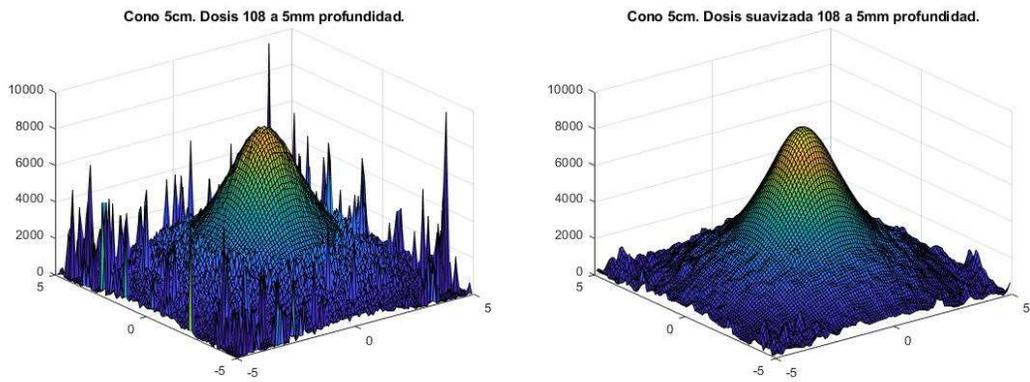


Figura 24. Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con  $10^8$  historias, con fuente lateral a  $0^\circ$ . Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3).



*Figura 25.* Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con  $10^9$  historias, con fuente lateral a  $0^\circ$ . Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3).



*Figura 26.* Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con  $10^8$  historias, con fuente central. Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3).

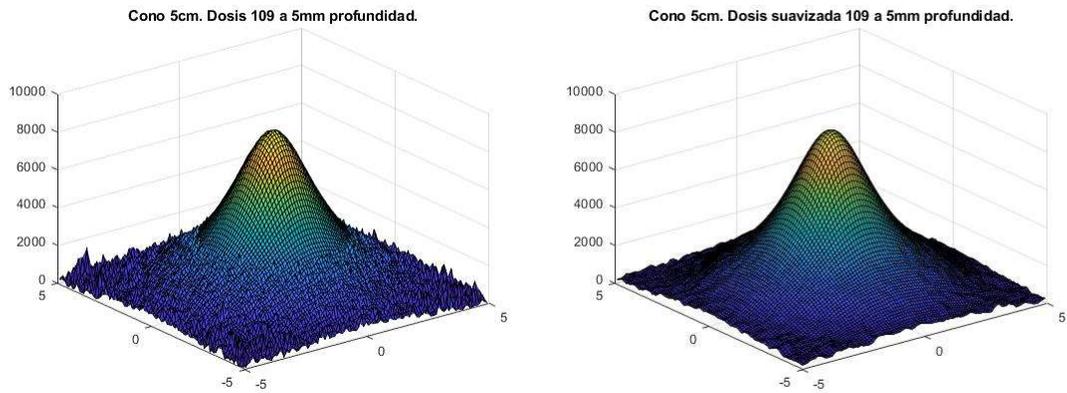


Figura 27. Plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia con  $10^9$  historias, con fuente central. Izquierda: datos crudos, derecha: datos procesados con suavizado (smooth3).

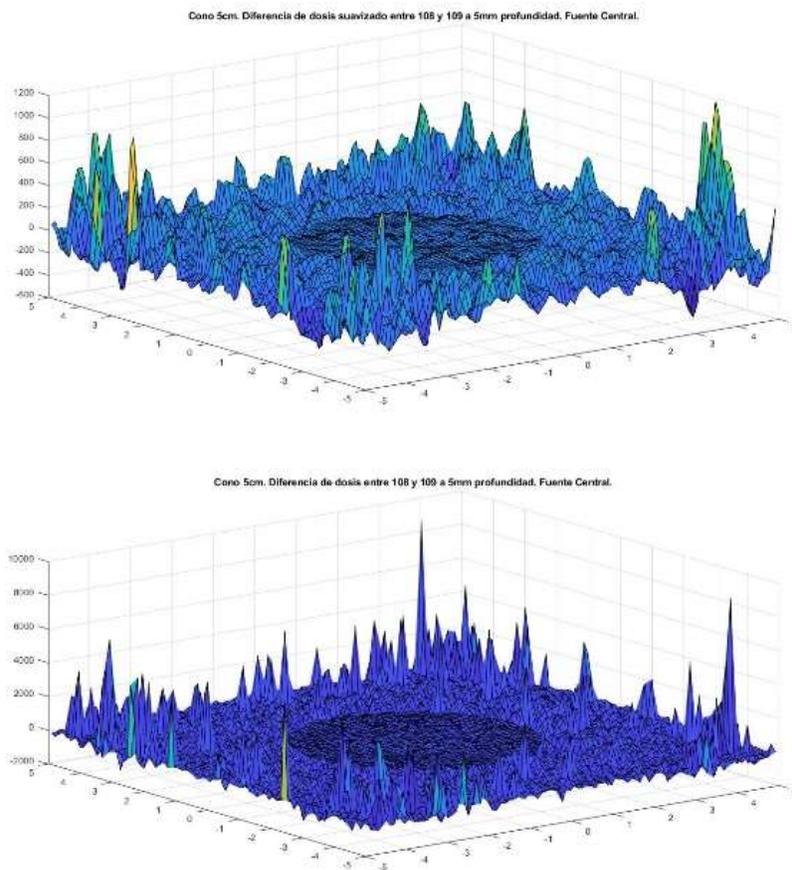
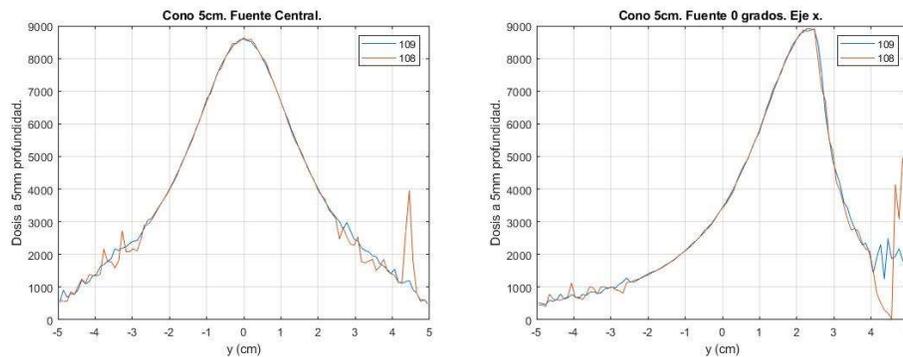


Figura 28. Diferencias en el plano de dosis en agua a 5 mm de profundidad en keV/g por historia entre las simulaciones con  $10^9$  y  $10^8$  historias, con fuente central. La imagen superior muestra los datos crudos, y la inferior los datos procesados con suavizado (smooth3).

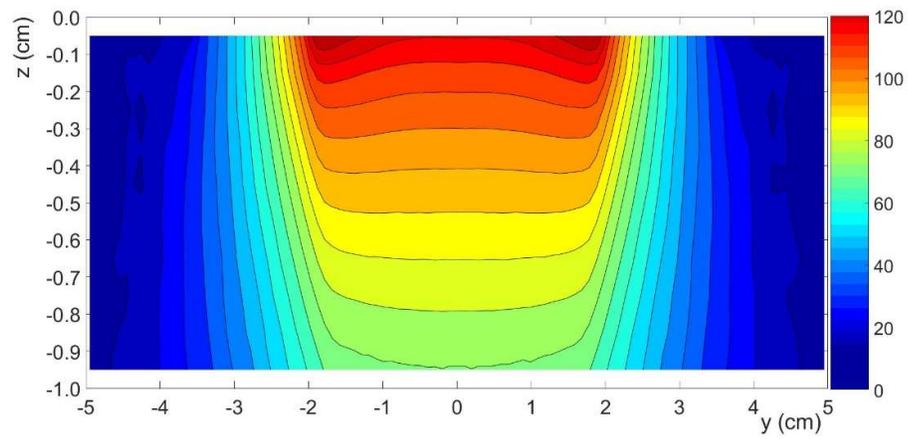
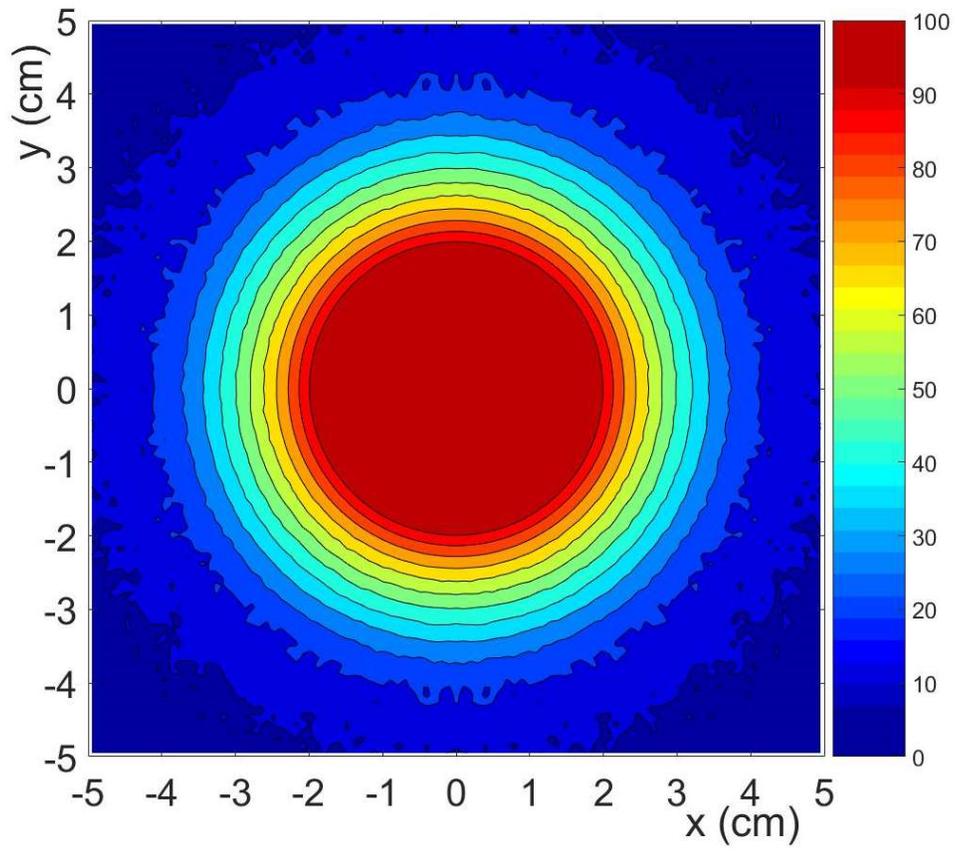
Los resultados que se muestran en las Figuras 24-28 indican que el suavizado solo puede ser útil fuera de la zona central, que es la que tiene relevancia clínica. Por otra parte, los resultados con  $10^9$  y  $10^8$  historias tienen formas parecidas en la zona central (Figura 29).

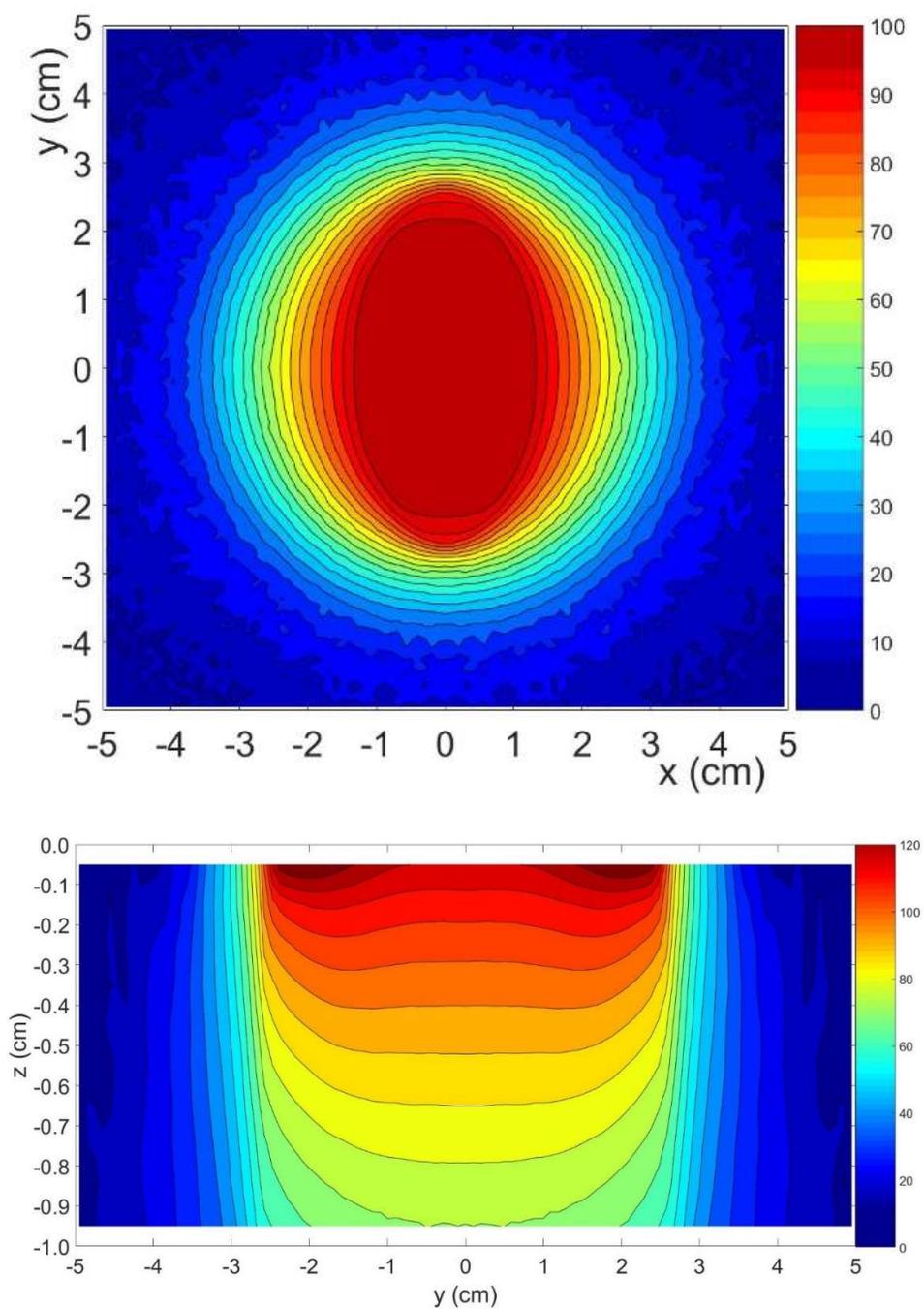


*Figura 29.* Dosis en la coordenada  $x=0$ , a 5 mm de profundidad de agua en keV/g por historia con simulaciones con  $10^9$  y  $10^8$  historias. Derecha: fuente lateral a  $0^\circ$ . Izquierda: fuente central.

### 2.3 Datos y resultados

En la Figura 30 se muestran las distribuciones 2D relativas a 3 mm de profundidad y en un plano coronal centrado (profundidades de interés en la práctica clínica), utilizando los tiempos de permanencia optimizados para Ir-192, que se han trazado para los colimadores circulares y ovalados de 4 cm.





*Figura 30.* Distribución de dosis relativas 2D (%) at 3 mm de profundidad (izquierda) y en un plano coronal centrado para colimador circular de 4 cm (arriba), y colimador elíptico (abajo). El valor 100% corresponde a la dosis en la profundidad de prescripción, i.e., en ( $x = 0$ ,  $y = 0$ ,  $z = -3$  mm).

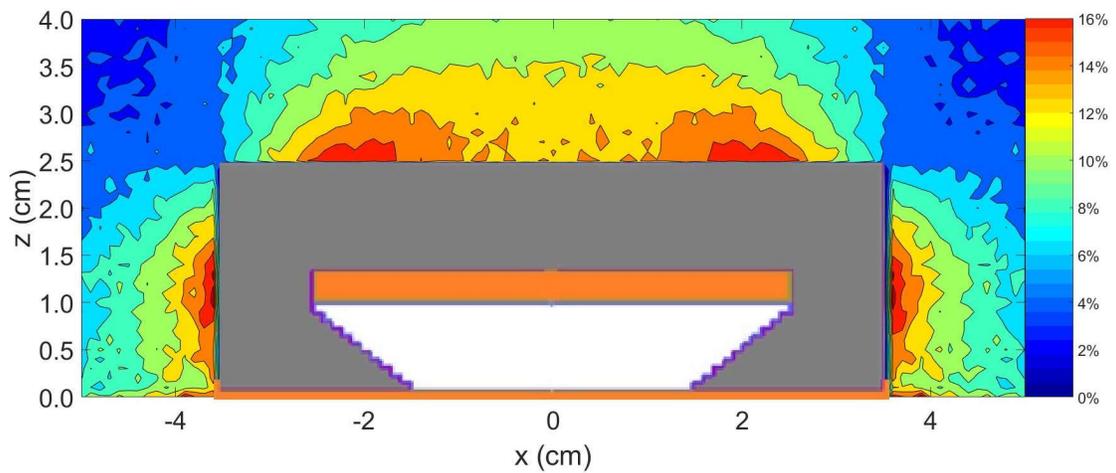
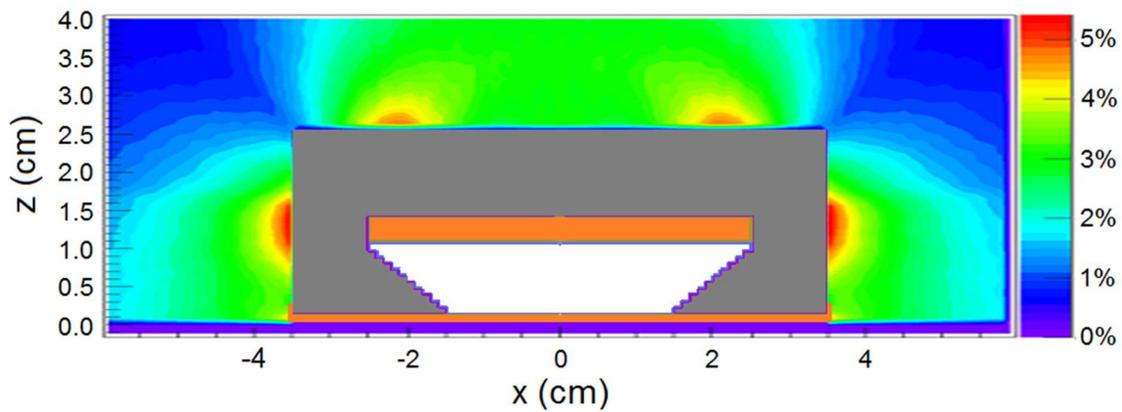
Con los valores de optimización de los pesos de tiempo utilizados para Ir-192 se obtuvieron la planitud y la penumbra (tabla 6) a partir de los datos de simulaciones de MC. Se compararon con los obtenidos en (Candela-Juan, et al., 2016) para la braquiterapia con Ir-192. La simetría es 0 en todos los casos debido a la simetría rotacional de la geometría simulada. La planitud lograda es clínicamente aceptable y comparable a la del LFVA basado en Ir-192. Para los conos de 4 y 5 cm de diámetro la planitud es menor para Co-60 que para Ir-192. Finalmente, solo los resultados en el eje corto de 3 cm para Ir-192 son menores que el de Co-60.

Tabla 6. Planitud y penumbra evaluadas a 3 mm de profundidad a partir de los resultados de simulaciones MC para los tres colimadores y ambos radionucleidos.

Colimador	Planitud (%)		Penumbra (mm)	
	Ir-192	Co-60	Ir-192	Co-60
Circular – 5 cm diámetro	2,1	1,8	7,8	15,4
Circular – 4 cm diámetro	1,8	0,7	6,5	16,6
Ovalado (Eje corto – 3 cm)	0,8	1,2	12,5	21,0
Ovalado (Eje largo – 5 cm)	3,0	2,2	6,9	21,0

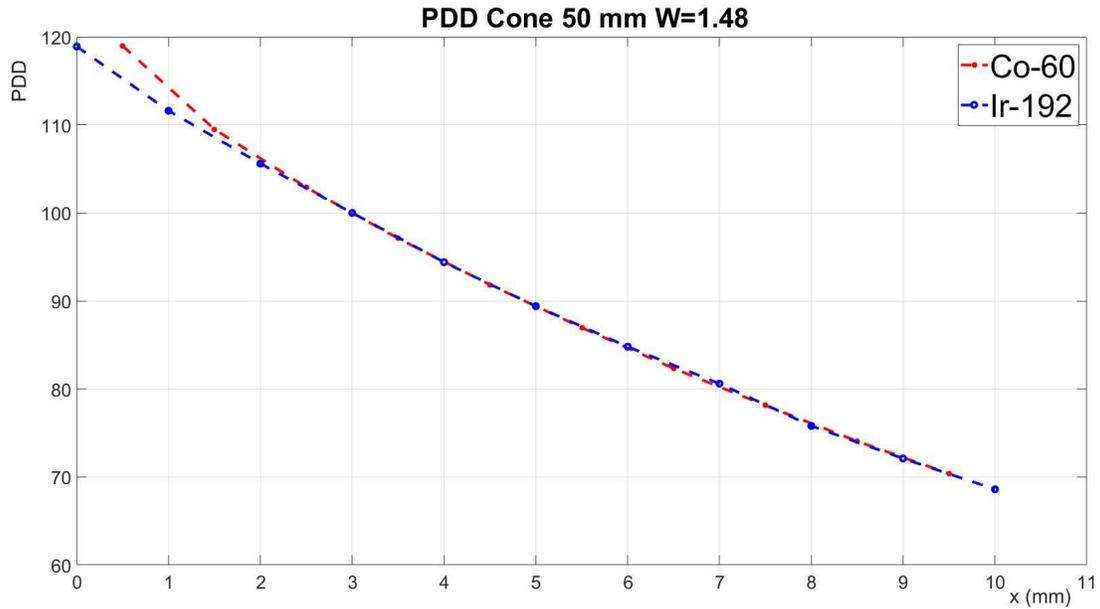
Por otro lado, la penumbra aumenta (Apéndice 1), como se podía anticipar en forma cualitativa, debido a las mayores energías de los fotones emitidos por la fuente de Co-60. Las distribuciones de dosis obtenidas con los pesos de Ir-192 son simétricas y también homogéneas, aunque la homogeneidad en el caso ovalado empeora en comparación con el caso de Ir-192. Cabe señalar que el espesor de las celdas de simulación se estableció en 1 mm y el valor de dosis en cada celda se asignó al centro de la malla. Por tanto, se puede observar un espacio de entre 0 y 0,5 mm de profundidad ya que la malla comienza en la superficie.

En la Figura 31 se muestra la comparación de la fuga alrededor del aplicador en el aire para los radioisótopos Ir-192 y Co-60. Se observa un aumento significativo, en un rango que va de menos del 5% al 20%. Este efecto, que quizás deba tenerse en cuenta clínicamente, debe tenerse en cuenta durante la fase de planificación del tratamiento para garantizar que el paciente no reciba una dosis no deseada, por razones de radioprotección. Dado que las fugas son del orden del 16%, se podrían considerar configuraciones en las que el paciente respecto al sistema de carga diferida quede en posiciones optimizadas para la colocación del aplicador, de forma de irradiar lo menos posible a los tejidos radiosensibles.



*Figura 31.* Plano Coronal del colimador elíptico (incluida su tapa de plástico) y su correspondiente radiación de fuga sobre la superficie de tratamientos para Ir-192 (arriba) y Co-60 (debajo). El valor 100% correspondería a la dosis en la profundidad de prescripción, en  $(x = 0, y = 0, z = -3 \text{ mm})$ .

En la Figura 32 se muestra el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para las fuentes de Ir-192 y Co-60. No hay un aumento significativo de la dosis cerca de la superficie para Co-60 con respecto a Ir-192. La tapa de plástico de 2 mm es lo suficientemente gruesa como para bloquear en forma completa los electrones secundarios.



*Figura 32.* Dosis porcentual en profundidad (PDD) del colimador cilíndrico de 50 mm (incluyendo su tapa de plástico) para Ir-192 y Co-60. El valor de 100% corresponde a la dosis en la profundidad de prescripción ( $x = 0, y = 0, z = -3$  mm).

## 2.4 Conclusiones

El principal resultado obtenido es que con los aplicadores LFVA con fuente de Co-60 se logran distribuciones a 3 mm de profundidad semejantes a las obtenidas con la fuente Ir-192. Es destacable que las planitud y las penumbras son comparables para los dos radionucleidos.

Las fugas de los aplicadores LFVA con Co-60 son 4 veces mayor que los aplicadores con fuente de Ir-192, valores que dependiendo de la situación clínica pueden ser relevantes.

Es necesario evaluar cada zona en particular y en éstas las dosis que recibirán los órganos de riesgo. De esta forma se podría considerar la necesidad de tomar alguna otra medida para optimizar la dosis.

A título de ejemplo, en casos clínicos en los que el cristalino esté cerca, es necesario evaluar la dosis que recibirá y quizás considerar la necesidad de utilizar protecciones en los mismos.

# CAPÍTULO 3.

## Sistema de control de calidad de la posición de la fuente con cámara de pozo y soporte con ventana.

### 3.1 Fundamentos

En esta tesis, se diseñaron, construyeron y caracterizaron tres soportes para realizar control de calidad sobre la posición de la fuente y el tiempo de tránsito en sistemas de HDR con fuentes de Co-60 (Bebig y Saginova). Los soportes se fabricaron con cerrobend, plomo y tungsteno. El diseño del soporte se centró en lograr precisión, bajo costo y una herramienta eficiente en el tiempo para su uso en entornos clínicos. El procedimiento es similar al presentado en DeWerd et al. (DeWerd, Jursinic, Kitchen, & Thomadsen, 1995), pero se evaluaron diferentes materiales y espesores de ventana para optimizar el dispositivo y el método.

DeWerd et al. (1995) desarrollaron una herramienta precisa y sencilla para el control de calidad periódico de sistemas HDR, que fue validada con Ir-192. Este dispositivo se incluyó posteriormente en las herramientas y técnicas de control de calidad comerciales de Standard Imaging (Standard Imaging, Inc., 2004). Este método de control de calidad presenta varias ventajas frente a métodos alternativos, y suele llevar menos tiempo y ser más preciso que otros equipos disponibles comercialmente.

En esta tesis se validó este procedimiento desarrollado para los soportes construidos para sistemas HDR con fuentes de Co-60, y se demostró que el rendimiento de otros materiales, diferentes a los considerados por DeWerd, como cerrobend o tungsteno, fue preciso para la determinación de la posición de la fuente y el tiempo de tránsito (Píriz, Ortega-Spina, & González-Sprinberg, 2021).

### 3.2 Métodos

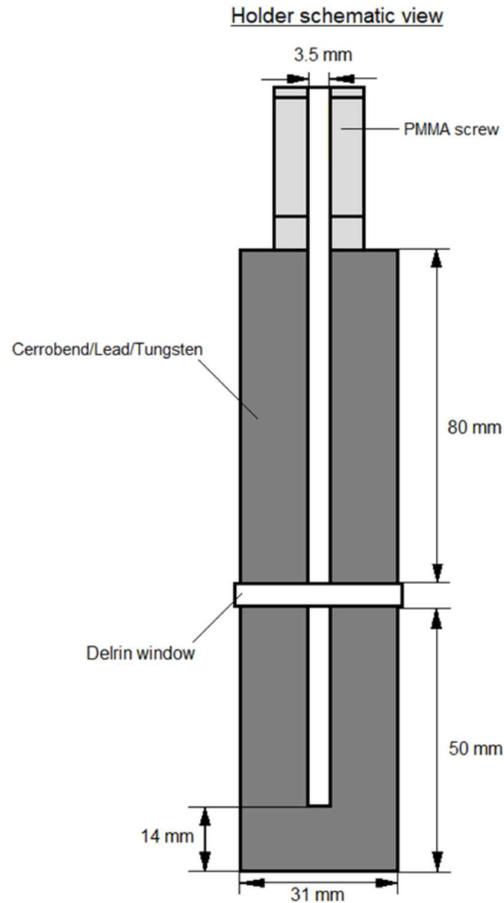
#### 3.2.1 Diseño del soporte

Los dispositivos se diseñaron en varios materiales, y se optimizaron los diferentes parámetros de forma de aumentar su eficacia a los efectos de aumentar la precisión de los controles de calidad.

El inserto de calibración acrílico estándar de la cámara de pozo PTW 33004 (Friburgo, Alemania) se utilizó como modelo para diseñar los soportes. Se muestra una vista esquemática en la Figura 33. Cada soporte consistía en un cilindro con un espaciador o ventana transversal de Delrin que estaba situado a una distancia conocida y ajustable de la fuente, la cual estaba alojada en el tubo de transferencia colocado dentro del soporte. Se fijó un tornillo de PMMA al soporte con el fin de sujetar el tubo de transferencia.

Una vez que se colocó el soporte en la cámara del pozo, la señal de salida sería más fuerte a medida que la fuente se acercara al plano de la ventana de Delrin. Por lo tanto, la distancia desde la fuente a la ventana generada por el espaciador determinaría la función de respuesta del detector.

La posición del espaciador se eligió para que fuera lo más cercana posible a la zona donde la cámara del pozo alcanzaría su máxima respuesta. Por esta razón, era necesario determinar esta posición antes de proceder al diseño y construcción de los soportes.



*Figura 33.* Vista esquemática del soporte con espaciador de Delrin.

La respuesta máxima de la cámara del pozo se alcanzó alrededor de 50 mm desde su fondo.

La atenuación de la radiación es importante para optimizar la sensibilidad y precisión del control de calidad. Por tanto, la densidad del material juega un papel crucial a la hora de crear una herramienta de control de calidad. Para estos fines hemos explorado diversos materiales que pueden ser accesibles en la práctica clínica, tales como cerrobend, plomo o tungsteno.

El cerrobend tiene una densidad adecuada de aproximadamente  $9 \text{ g/cm}^3$ , para una composición de 50 % de bismuto, 26,7 % de plomo, 13,3 % de estaño y 10 % de cadmio. Tiene la ventaja de ser asequible, maleable y de uso común en hospitales. También se puede utilizar plomo, como se muestra en DeWerd et al. (1995), pero no es mucho más denso ( $\sim 11 \text{ g/cm}^3$ ) que cerrobend.

Otro material que se consideró fue el tungsteno debido a su alta densidad, de aproximadamente  $19 \text{ g/cm}^3$  para una pureza del 99,95 %. Por lo tanto, es un buen atenuador de radiación en comparación con los otros materiales referidos. En cambio, a diferencia con el cerrobend o el plomo, no se puede obtener fácilmente en la clínica y se debe construir bajo pedido en instalaciones ajenas a los hospitales o clínicas.

### 3.2.2 Magnitudes Medidas

Si  $Q(x, t)$  es la carga medida cuando la fuente está en la posición  $x$  durante el tiempo  $t$ , la respuesta de la cámara ante una fuente radiactiva  $K(x, t)$  se puede deducir de la siguiente expresión:

$$Q(x, t) = \frac{K(x, t) S_K t}{C_{TP}} \quad (3.1)$$

donde  $K(x, t)$  es una función característica del sistema, que relaciona su respuesta con una fuente en  $x$  y  $t$ ;  $S_K$  es la intensidad del kerma en aire de la fuente en el momento de la medición; y  $C_{TP}$  es el factor de corrección para la temperatura y la presión atmosférica de la cámara del pozo al realizar la medición.

En esta expresión no se consideran la recombinación ni las correcciones del electrómetro. Los efectos de la recombinación son generalmente insignificantes para las cámaras de pozo utilizadas en la braquiterapia HDR (OIEA, 2002). La cámara del pozo, así como el electrómetro fueron calibrados en conjunto como sistema, por lo que el factor de calibración del electrómetro se considera uno. Si no hay cambios en la intensidad de la fuente, se puede que  $K$  considerar independiente del tiempo. La ecuación (3.1) puede escribirse como:

$$I(x) = \frac{K(x) S_K}{C_{TP}} \quad (3.2)$$

donde  $I(x)$  es la corriente en la posición  $x$ . Por lo tanto, dado que la función  $K$  está vinculada a la respuesta del sistema, dicha función es necesaria para el control de calidad. Por lo tanto, midiendo carga o corriente, las funciones  $K(x,t)$  o  $K(x)$  pueden estimarse a partir de las ecuaciones (3.1) y (3.2), respectivamente.

El tiempo de permanencia medido  $t_m$  se define por el tiempo programado ( $t_{set}$ ) en el control HDR y el tiempo de tránsito efectivo ( $t_{tr}$ ), de modo que

$$t_m = B t_{set} + t_{tr} \quad (3.3)$$

donde  $B$  es un factor de corrección para el tiempo de permanencia establecido, cuyo valor debe ser cercano a uno si el temporizador del sistema de carga diferida es preciso;  $t_{tr}$  es el tiempo de tránsito cuando la fuente se mueve entre posiciones de permanencia.

$B$  y  $t_{tr}$  se pueden obtener midiendo la carga y la corriente durante dos tiempos  $t_{set}$  con  $t_m$  dado por  $Q(x, t_m)/I(x)$ , es decir, en la misma posición de permanencia durante dos recorridos de fuente separados, por lo que el tiempo de tránsito se mantiene constante. Por lo tanto,  $B$  y  $t_{tr}$  se pueden obtener mediante

$$B = \frac{t_{m,2} - t_{m,1}}{t_{set,2} - t_{set,1}} = \frac{1}{I(x)} \times \frac{Q(x, t_{m,2}) - Q(x, t_{m,1})}{t_{set,2} - t_{set,1}} \quad (3.4)$$

$$t_{tr} = t_{m,1} - B t_{set,1} = t_{m,2} - B t_{set,2} \quad (3.5)$$

Suponiendo que no haya cambios con la posición en el tiempo de permanencia, se puede derivar la variación de  $K$  con  $x$  y  $t$  para medidas de carga:

$$\frac{\partial K}{\partial x} = K \left( \frac{1}{Q} \frac{\partial Q}{\partial x} \right) \quad (3.6)$$

$$\frac{\partial K}{\partial t} = K \left( \frac{1}{Q} \frac{\partial Q}{\partial t} - \frac{1}{t} \right) \quad (3.7)$$

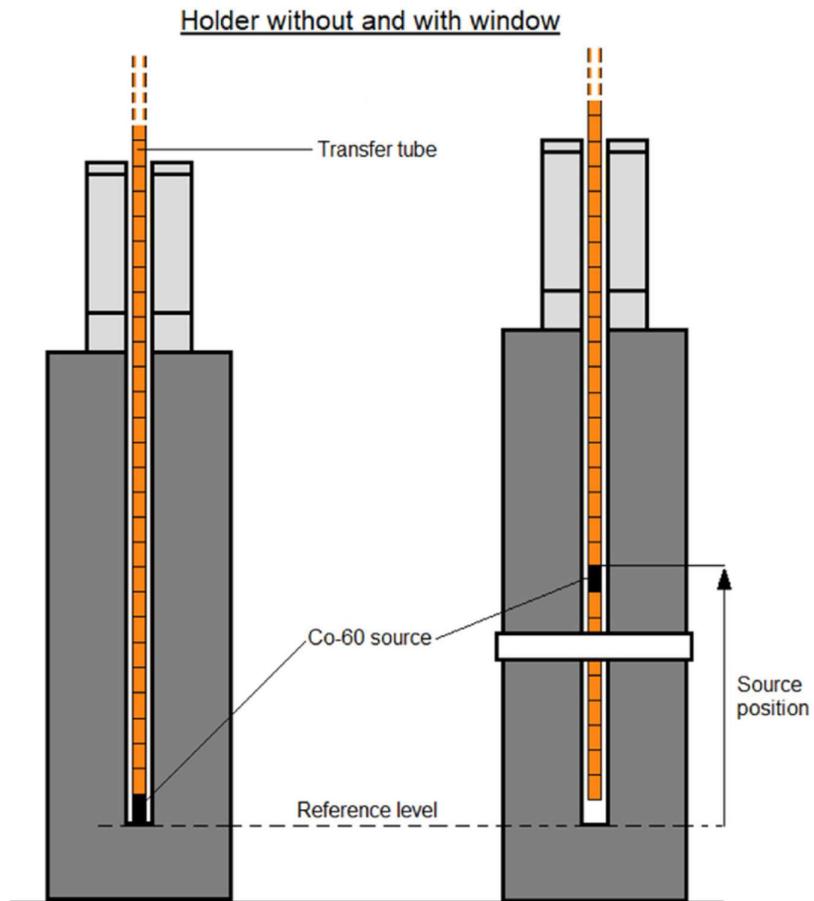
Para las medidas de corrientes:

$$\frac{\partial K}{\partial x} = K \left( \frac{1}{I} \frac{\partial I}{\partial x} \right) \quad (3.8)$$

### 3.2.3 Adquisición con diferentes espesores de ventanas de plástico.

Los soportes se colocaron dentro de la cámara del pozo y ésta, a su vez, se conectó a un electrómetro PTW Unidos E (Friburgo, Alemania) a un voltaje de +400 V. La señal se corrigió por presión atmosférica y temperatura. Las lecturas se recogieron utilizando el software PTW-DosiCom v.2.2. El tiempo de permanencia de la fuente para cada posición fue de 10s por lo que fue posible realizar varias mediciones en cada punto, ya que se midió cada 1 s. La corriente se adquirió en cada posición de permanencia, asegurando varias lecturas sin efectos de tránsito de la fuente, ya que se encontraba en la misma posición al momento de medir. Estas lecturas se promediaron para cada posición de permanencia, el sistema se mantuvo estable (diferencias del 0,1% en algunas lecturas). El sistema era extremadamente sensible a la dispersión ambiental, por lo que, para garantizar lecturas reproducibles, se utilizó la misma configuración y posición (a más de 100 cm de cualquier pared y a más de 50 cm del suelo) para todo el equipo durante las mediciones (OIEA, 2002). La fuente HDR (Co-60) fue guiada a través de un tubo de transferencia estándar a algunos puntos seleccionados mediante un sistema de carga remota (E&Z Saginova 60Co HDR Co0-A86 Berlín, Alemania).

Se tomaron medidas para diferentes espesores de ventana (0,0 mm, 3,0 mm, 4,0 mm, 5,0 mm y 6,0 mm) para identificar la señal de salida óptima para cada soporte. La señal de la cámara del pozo se midió para el recorrido de la fuente de 75 mm a través del tubo de transferencia dentro de los insertos. El paso para las posiciones de permanencia fue el mínimo posible en el sistema, que era de 1 mm para todos los materiales para lograr la máxima resolución geométrica. Las distancias se midieron con respecto al nivel de referencia, que estaba ubicado en la parte inferior del canal de inserción, como se muestra en la Figura 34.



*Figura 34.* Vista esquemática del soporte sin y con ventana Delrin izquierda y derecha respectivamente.

Se determinaron los puntos a la izquierda y a la derecha al 50% (etiquetados como  $A_L$  y  $A_R$ , respectivamente) de la señal máxima (etiquetada como B) para cada ventana y soporte (Figuras 35 y 35).

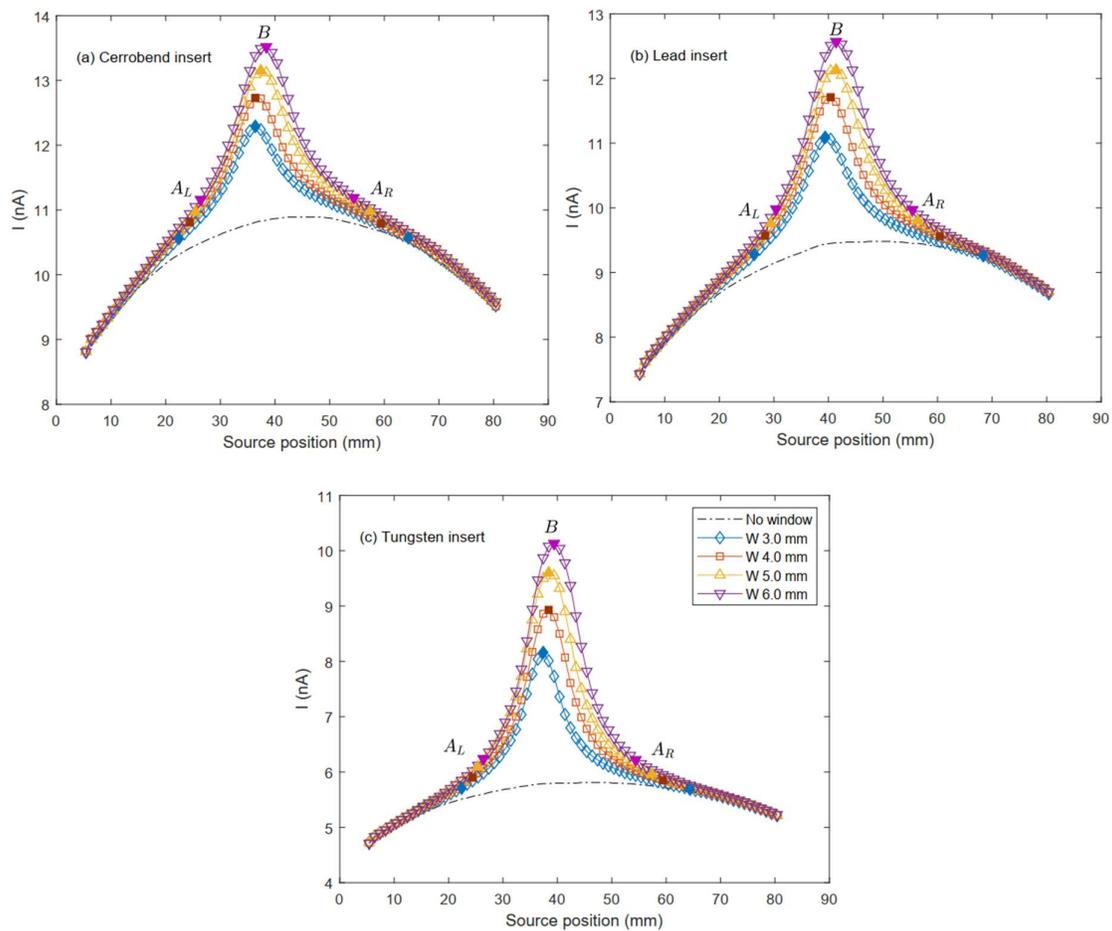


Figura 35. Corriente promedio sobre la posición de la fuente, que se midió desde el nivel de referencia, para diferentes ventanas. Los puntos sólidos en cada curva corresponden a los puntos  $A_L$ ,  $A_R$  y  $B$ . Se obtuvieron líneas discontinuas para los soportes sin ventana.

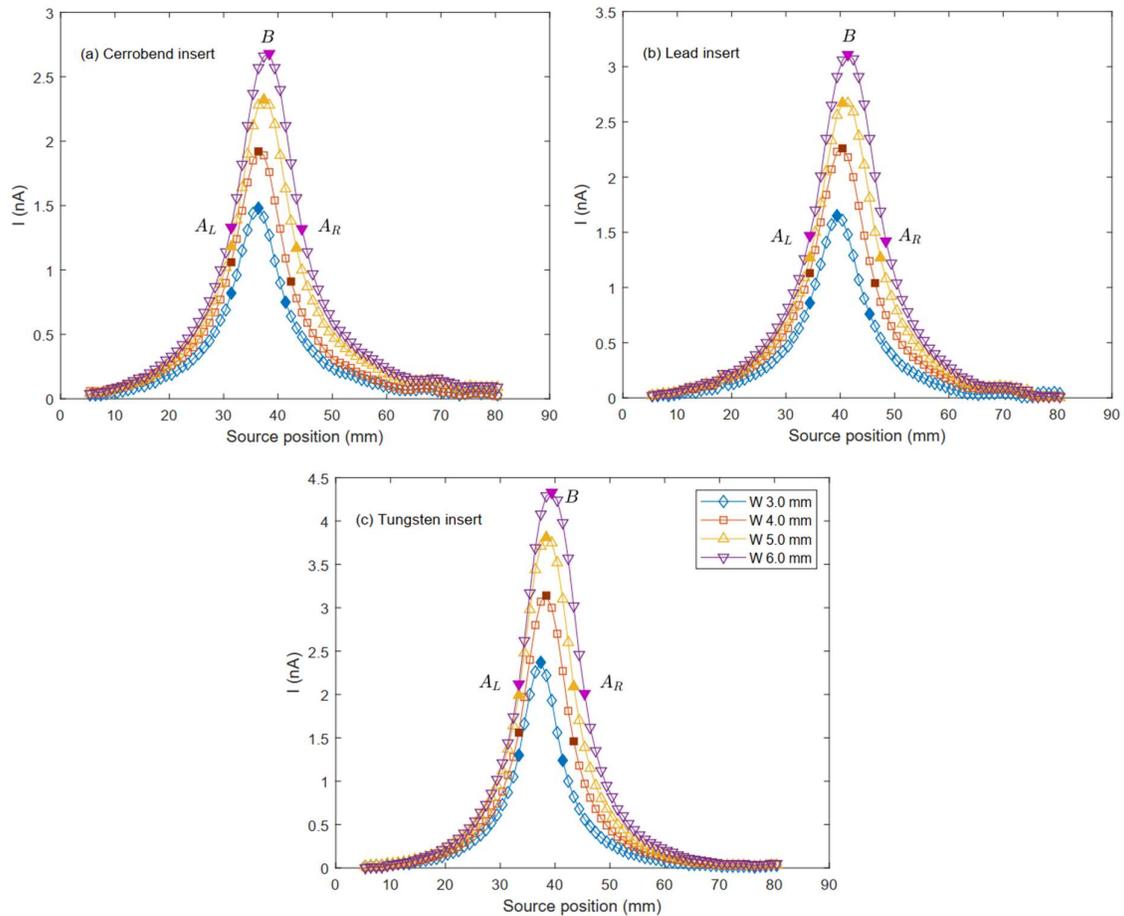


Figura 36. Corriente promedio en función de la posición de la fuente para soportes de cerrobend, plomo y tungsteno, restando el nivel de fondo.

### 3.2.4 Determinación y evaluación de la función de respuesta del sistema.

Para evaluar la viabilidad de esta técnica como control de calidad rutinario, se realizaron 5 ensayos independientes con las ventanas. Este fue un número adecuado de ensayos para determinar  $K$  mediante el uso de la ecuación 3.2 con las medidas en  $A_L$ ,  $A_R$  y  $B$ . El sistema se montó y desmontó en un lugar donde la temperatura ambiente variaba naturalmente según las condiciones diarias en el momento de la medición. Esto nos permitió probar la estabilidad del procedimiento en diferentes condiciones. Para cada prueba, se midió la corriente (Figura 35); se obtuvieron los puntos  $B$ ,  $A_L$  y  $A_R$  y luego se estimó la precisión de la posición de permanencia, como se infiere de las ecuaciones (3.6) y (3.8). Para un tiempo dado, en los puntos  $A_L$  y  $A_R$  cualquier variación de  $K$  implica un cambio de posición. También se registraron la corriente y la carga en  $B$  para estimar la precisión de los tiempos de permanencia y tránsito. En el punto  $B$ , las derivadas parciales de  $Q$  e  $I$  con respecto a  $x$  son cero.

Esto significa que cualquier variación de  $K$  implica un cambio en los tiempos de permanencia o tránsito. Las cargas en B se midieron durante 5 s y 10 s para obtener valores del mismo orden de magnitud que los medidos en DeWerd et al. (1995). La radiación de fondo se restó de los datos de respuesta de la cámara tomados con la ventana Delrin. Como resultado, las curvas de respuesta presentaron una forma más simétrica y nítida con respecto al punto B que con el fondo incluido. La sensibilidad del sistema (variación porcentual por milímetro) se determinó en los puntos característicos de la curva. Se calculó como variación de la carga medidos en B,  $A_L$  y  $A_R$  y a 1 mm de distancia de estos puntos.

#### 3.2.4.1 Método para el cálculo de incertidumbres

Las incertidumbres asociadas con cantidades que son independientes de los soportes se resumen en la tabla 7. El desarrollo detallado de la propagación de incertidumbres se presenta en el Apéndice 2.

Tabla 7. Incertidumbres para las cantidades independientes del soporte.

	Valor	Incertidumbre Relativa (%)	
		Tipo A	Tipo B
Intensidad de kerma en aire inicial $S_{K0}$ (cGy·m <sup>2</sup> /h)	2,288	1,7	-
Vida media de la fuente, $T_{1/2}$ (d)	1925,28	-	<0,01
Presión, $P$ (hPa)	1011,3	<0,1	<0,01
Temperatura, $T$ (°C)	23,5	2,1	0,4
$t_{set}$ (s)	5,00	-	0,2
Incertidumbre combinada		2,7	

Las incertidumbres de aquellas cantidades que dependen de los insertos se enumeran en la tabla 8.

Tabla 8. Incertidumbres asociadas a los insertos.

	Incertidumbre relativa (%)					
	Cerrobend		Plomo		Tungsteno	
	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B	Tipo A	Tipo B
$Q$ (nC)	0,4	0,1	0,4	0,2	0,6	0,2
$I$ (nA)	0,4	<0,1	0,1	0,1	0,4	0,2
Incertidumbre combinada	0,6		0,5		0,8	

Las incertidumbres asociadas a las cantidades medidas son del tipo A, y su evaluación siguió la Guía para la Expresión de la Incertidumbre en Medición (JCGM, 2008)

### 3.3 Datos y resultados

#### 3.3.1 Adquisición de señales con y sin ventanas de plástico.

La señal se midió para configuraciones con y sin ventanas Delrin. Las curvas correspondientes para cerrobend, plomo y tungsteno se muestran en la Figura 35. Los puntos característicos  $A_L$ ,  $A_R$  y B están indicados mediante símbolos sólidos para cada curva. Cuando se restó la radiación de fondo de cada configuración, las curvas resultantes eran casi simétricas con respecto a su máximo correspondiente (B), como se esperaría según las líneas discontinuas de la Figura 36. Esto se debió al hecho de que la respuesta máxima de la cámara ocurrió en una región donde había una pequeña variación de la señal. Por eso, a la hora de colocar la ventana, las respuestas fueron similares. En el caso de cerrobend y plomo, la simetría es particularmente evidente en la Figura 36 ya que las curvas son pronunciadas y el punto B es fácilmente identificable.

#### 3.3.2 Determinación y evaluación de la función de respuesta del sistema

La tabla 9 muestra que los valores de la función K en  $A_L$ , B y  $A_R$  fueron compatibles dentro de las incertidumbres para cada ventana con sus soportes.

Tabla 9. Función de respuesta promedio para la función de respuesta en los puntos característicos  $A_L$ ,  $A_R$  y B con soporte de cerrobend, plomo y tungsteno con distintas ventanas.

Cerrobend					
Ventana (mm)	$K_{AL}$ (nA/U)	$K_B$ (nA/U)	$K_{AR}$ (nA/U)	Incertidumbre comb. $u_c$ (nA/U)	Incertidumbre rel. comb. (%)
3	4,69	5,48	4,68	0,08	1,7
4	4,81	5,68	4,80	0,08	1,7
5	4,87	5,85	4,86	0,09	1,7
6	4,96	6,01	4,96	0,09	1,7
Plomo					
Ventana (mm)	$K_{AL}$ (nA/U)	$K_B$ (nA/U)	$K_{AR}$ (nA/U)	Incertidumbre comb. $u_c$ (nA/U)	Incertidumbre rel. comb. (%)
3	4,12	4,99	4,13	0,07	1,6
4	4,24	5,22	4,26	0,08	1,6
5	4,33	5,39	4,36	0,08	1,6
6	4,43	5,59	4,43	0,08	1,6
Tungsteno					
Ventana (mm)	$K_{AL}$ (nA/U)	$K_B$ (nA/U)	$K_{AR}$ (nA/U)	Incertidumbre comb. $u_c$ (nA/U)	Incertidumbre rel. comb. (%)
3	2,76	3,59	2,92	0,05	1,7
4	2,90	3,93	3,03	0,06	1,7
5	2,97	4,19	3,24	0,06	1,7
6	3,15	4,45	3,33	0,07	1,8

Los espesores de las ventanas no mostraron diferencias significativas en las incertidumbres. Los valores de K son consistentes con las densidades del material. La incertidumbre relativa es similar para cada material, pero el tiempo necesario para adquirir las medidas está condicionado por la densidad del soporte.

### 3.3.3 Determinación de los parámetros de tiempo de permanencia (B y tiempo de tránsito)

La tabla 10 muestra los valores del tiempo de permanencia obtenidos para los dos intervalos de medición (5 s y 10 s).

Tabla 10. Medidas de tiempo de permanencia para soportes de cerrobend, plomo y tungsteno con diferentes ventanas.

Cerrobend								
	3 mm		4 mm		5 mm		6 mm	
	$t_{m,1}$ (s)	$t_{m,2}$ (s)						
Promedio	5,761	10,860	5,740	10,822	5,778	10,836	5,722	10,835
Incertidumbre comb. $u_c$	0,023	0,048	0,022	0,046	0,022	0,043	0,024	0,050
Incertidumbre comb. rel. (%)	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,4	0,5
Plomo								
	3 mm		4 mm		5 mm		6 mm	
	$t_{m,1}$ (s)	$t_{m,2}$ (s)						
Promedio	5,812	10,888	5,802	10,906	5,812	10,933	5,781	10,884
Incertidumbre comb. $u_c$	0,022	0,053	0,24	0,052	0,026	0,053	0,025	0,055
Incertidumbre comb. rel. (%)	0,4	0,5	0,4	0,5	0,4	0,5	0,4	0,5
Tungsteno								
	3 mm		4 mm		5 mm		6 mm	
	$t_{m,1}$ (s)	$t_{m,2}$ (s)						
Promedio	5,648	10,595	5,641	10,647	5,618	10,560	5,611	10,620
Incertidumbre comb. $u_c$	0,033	0,070	0,029	0,062	0,035	0,062	0,022	0,050
Incertidumbre comb. rel. (%)	0,6	0,7	0,5	0,6	0,6	0,6	0,4	0,5

Usando la ecuaciones (3.4 y 3.5), se determinaron las variables B y  $t_{tr}$ . Estos valores se muestran en la tabla 11.

Tabla 11. Promedio de B y  $t_{tr}$  tiempo de tránsito para soportes de cerrobend, plomo y tungsteno con diferentes ventanas.

Cerrobend									
	3 mm		4 mm		5 mm		6 mm		
	B	$t_{tr}$ (s)							
Promedio	1,0018	0,656	0,9985	0,652	1,0015	0,635	1,0046	0,603	
Incertidumbre comb. $u_c$	0,0198	0,111	0,0196	0,111	0,0196	0,111	0,0199	0,111	
Incertidumbre comb. rel. (%)	1,97	16,9	1,96	17,0	1,96	17,4	1,98	18,4	
Plomo									
	3 mm		4 mm		5 mm		6 mm		
	B	$t_{tr}$ (s)							
Promedio	0,9972	0,731	1,0028	0,692	1,0061	0,686	1,0027	0,671	
Incertidumbre comb. $u_c$	0,0203	0,113	0,0202	0,114	0,0207	0,114	0,0204	0,114	
Incertidumbre comb. rel. (%)	2,04	15,5	2,01	16,4	2,07	16,7	2,03	17,0	
Tungsteno									
	3 mm		4 mm		5 mm		6 mm		
	B	$t_{tr}$ (s)							
Promedio	0,9834	0,700	0,9954	0,667	0,9825	0,675	0,9959	0,600	
Incertidumbre comb. $u_c$	0,0235	0,130	0,0199	0,126	0,0205	0,128	0,0181	0,125	
Incertidumbre comb. rel. (%)	2,39	18,5	2,00	18,9	2,08	19,0	1,82	20,8	

Para los tres soportes, los valores determinados de B son cercanos a 1,00 con incertidumbres de alrededor del 2%. Para el tiempo de tránsito, se obtuvieron valores de 0,6 a 0,7 s con incertidumbres de alrededor del 20%. La tabla 12 muestra los valores de corriente a 1 mm de los puntos  $A_L$ ,  $A_R$  y B, y la variación relativa con respecto a estas posiciones.

Tabla 12. Valores de corriente para ventana de 4 mm con soportes de cerrobend, plomo y tungsteno a 1 mm de los puntos A<sub>L</sub>, A<sub>R</sub> y B.

Cerrobend					
A <sub>L</sub>		B		A <sub>R</sub>	
Posición (mm)	I <sub>AL</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>B</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>AR</sub> (nA)
23,4	10,72	35,4	12,63	58,4	10,83
<b>24,4</b>	10,81	<b>36,4</b>	12,73	<b>59,4</b>	10,79
25,4	10,91	37,4	12,72	60,4	10,74
Variación relativa respecto a la posición A <sub>L</sub> (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición B (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición A <sub>R</sub> (%/mm)	
23,4 – 24,4	0,83	35,4 – 36,4	0,79	58,4 – 59,4	-0,37*
24,4 – 25,4	0,93	36,4 – 37,4	-0,08*	59,4 – 60,4	-0,46*

Plomo					
A <sub>L</sub>		B		A <sub>R</sub>	
Posición (mm)	I <sub>AL</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>B</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>AR</sub> (nA)
27,4	9,47	39,4	11,70	59,4	9,59
<b>28,4</b>	9,57	<b>40,4</b>	11,70	<b>60,4</b>	9,56
29,4	9,67	41,4	11,60	61,4	9,52
Variación relativa respecto a la posición A <sub>L</sub> (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición B (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición A <sub>R</sub> (%/mm)	
27,4 – 28,4	1,04	39,4 – 40,4	0,34	59,4 – 60,4	-0,31*
28,4 – 29,4	1,04	40,4 – 41,4	-0,60*	60,4 – 61,4	-0,42*

Tungsteno					
A <sub>L</sub>		B		A <sub>R</sub>	
Posición (mm)	I <sub>AL</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>B</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>AR</sub> (nA)
30,4	6,57	37,4	8,86	44,4	6,99
<b>31,4</b>	6,77	<b>38,4</b>	8,93	<b>45,4</b>	6,78
32,4	7,00	39,4	8,80	46,4	6,62
Variación relativa respecto a la posición A <sub>L</sub> (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición B (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición A <sub>R</sub> (%/mm)	
30,4 – 31,4	2,95	37,4 – 38,4	0,78	44,4 – 45,4	-3,10*
31,4 – 32,4	3,40	38,4 – 39,4	-1,46*	45,4 – 46,4	-2,36*

\* El signo negativo indica una disminución de la corriente cuando aumenta la posición de la fuente.

En la tabla 13 se muestra los mismos parámetros que la tabla 12 pero sin el fondo. Cuando se restó el fondo, A<sub>L</sub> se desplazó 6 mm para cerrobend y plomo, y 2 mm para tungsteno, mientras que A<sub>R</sub> se desplazó 17 mm para cerrobend, 15 mm para plomo y 2 mm para tungsteno.

Tabla 13. Valores de corriente sin fondo para ventana de 4 mm con soporte de cerrobend, plomo y tungsteno a 1 mm de los puntos A<sub>L</sub>, A<sub>R</sub> y B.

Cerrobend					
A <sub>L</sub>		B		A <sub>R</sub>	
Posición (mm)	I <sub>AL</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>B</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>AR</sub> (nA)
29,4	0,77	35,4	1,85	41,4	1,09
<b>30,4</b>	0,90	<b>36,4</b>	1,92	<b>42,4</b>	0,91
31,4	1,06	37,4	1,89	43,4	0,78
Variación relativa respecto a la posición A <sub>L</sub> (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición B (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición A <sub>R</sub> (%/mm)	
29,4 – 30,4	14,4	35,4 – 36,4	3,65	41,4 – 42,4	-19,8*
30,4 – 31,4	17,8	36,4 – 37,4	-1,56*	42,4 – 43,4	-14,3*

Plomo					
A <sub>L</sub>		B		A <sub>R</sub>	
Posición (mm)	I <sub>AL</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>B</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>AR</sub> (nA)
33,4	0,98	39,4	2,23	44,4	1,47
<b>34,4</b>	1,13	<b>40,4</b>	2,26	<b>45,4</b>	1,24
35,4	1,34	41,4	2,18	46,4	1,04
Variación relativa respecto a la posición A <sub>L</sub> (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición B (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición A <sub>R</sub> (%/mm)	
33,4 – 34,4	13,3	39,4 – 40,4	1,33	44,4 – 45,4	-18,5*
34,4 – 35,4	18,6	40,4 – 41,4	-3,54*	44,4 – 46,4	-16,1*

Tungsteno					
A <sub>L</sub>		B		A <sub>R</sub>	
Posición (mm)	I <sub>AL</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>B</sub> (nA)	Posición (mm)	I <sub>AR</sub> (nA)
32,4	1,28	37,4	3,07	42,4	1,81
<b>33,4</b>	1,56	<b>38,4</b>	3,14	<b>43,4</b>	1,46
34,4	1,97	39,4	3,00	44,4	1,18
Variación relativa respecto a la posición A <sub>L</sub> (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición B (%/mm)		Variación relativa respecto a la posición A <sub>R</sub> (%/mm)	
32,4 – 33,4	17,9	37,4 – 38,4	2,23	42,4 – 43,4	-24,0*
33,4 – 34,4	26,3	38,4 – 39,4	-4,46*	43,4 – 44,4	-19,2*

\* El signo negativo indica una disminución de la corriente cuando aumenta la posición de la fuente.

### 3.3.4 Sensibilidad y precisión

Los soportes de cerrobend y de plomo produjeron sensibilidades de medición más bajas que el soporte de tungsteno cuando se varió la posición de la fuente (tabla 12). Cuando se restó la radiación de fondo de cada respuesta (tabla 13), las sensibilidades medias aumentaron considerablemente. En el caso del soporte de cerrobend, donde se pudo detectar aproximadamente 0,01/10,81 (0,09%) de corriente y las pendientes en los puntos A<sub>L</sub> y A<sub>R</sub> fueron aproximadamente 0,65 %/mm (tabla 12), se obtuvo una precisión máxima de 0,14 mm en la posición de la fuente y se calculó por una relación de proporcionalidad. Para el plomo, donde se podía medir aproximadamente 0,01/9,57 (0,10 %) de corriente y las pendientes eran aproximadamente 0,70 %/mm (tabla 12), se obtuvo una precisión máxima de 0,14 mm. En cuanto al tungsteno (tabla 12), se pudo detectar alrededor de 0,01/6,77 (0,15%) de corriente mientras que las pendientes en los puntos A<sub>L</sub> y A<sub>R</sub> estaban cercanas al 3 %/mm, lo que resultó en una precisión máxima en la posición de la fuente de 0,05 mm.

### 3.3.5 Discusión de los resultados obtenidos con soporte con ventana y cámara de pozo.

Los resultados de las mediciones utilizadas para la adquisición de señales con diferentes espesores de ventana (Figuras. 35 y 36) son consistentes con la geometría del sistema y las propiedades de los materiales empleados. Como era de esperar, las señales obtenidas con el soporte de tungsteno fueron más nítidas o de mejor definición que las dadas por cerrobend y los soportes de plomo, mientras que la corriente en B fue mayor para cerrobend que para el plomo y el tungsteno debido a diferencias de densidad.

La función del sistema K se determinó con incertidumbres relativas inferiores al 2 %. Los valores de K en los diferentes puntos elegidos demostraron que el sistema era estable en el tiempo.

En cuanto al tiempo de tránsito, el resultado para el tungsteno fue similar al de cerrobend y al plomo. Las incertidumbres relativas obtenidas (~20 %) explican la dificultad que implica estimar este parámetro.

El tiempo programado en el temporizador de carga diferida es la contribución más importante a las incertidumbres en el tiempo de tránsito. La propagación del error cuadrático mostró que esta incertidumbre es casi directamente proporcional al tiempo establecido. Dado que el tiempo de tránsito fue de unos 660 ms, su determinación no fue tan precisa como para los tiempos establecidos, cuyos valores eran 8 y 15 veces mayores. Las implicaciones clínicas del tiempo de tránsito están relacionadas con la dosis de radiación prescrita y dependen de las técnicas de tratamiento. Para las unidades de carga remota HDR con múltiples canales en uso, el efecto del tiempo de tránsito es acumulativo y, por tanto, su contribución es mayor en el tratamiento completo. Debido a las características técnicas de estos sistemas multicanal, el tiempo de tránsito también puede depender del propio canal. Por lo tanto, se debe evaluar el tiempo de tránsito de cada canal y sus contribuciones. El efecto del tiempo de tránsito también depende de la intensidad de la fuente. Cuanto mayor sea la intensidad, mayor será la incertidumbre para determinar el tiempo de tránsito y luego la dosis agregada por este efecto. De manera similar, tomando una única posición de permanencia, el peso relativo del tiempo de tránsito de la fuente aumenta linealmente con la intensidad de la fuente, de modo que sus efectos no pueden despreciarse para

fuentes de alta actividad. Los resultados obtenidos para B son compatibles con el valor ideal (1.000) dentro de incertidumbres, difiriendo del 1.000 alrededor del 2 %.

Las sensibilidades alcanzadas con los soportes de cerrobend y plomo fueron inferiores a las obtenidas con el de tungsteno, especialmente en los puntos A<sub>R</sub>, donde los valores fueron 7 veces inferiores a los obtenidos con este último. Sin embargo, el cerrobend y el plomo todavía se consideran materiales adecuados para detectar algunas variaciones y así realizar el control de calidad.

Cuando se restó el fondo, la sensibilidad de la herramienta mejoró, en particular en las posiciones A<sub>L</sub> y A<sub>R</sub>. Esto se puede ver en el caso de cerrobend y el plomo que, sin sustracción de fondo, dieron una curva de respuesta más amplia y asimétrica que el tungsteno para cada ventana. No obstante, restar los fondos puede aumentar significativamente el tiempo requerido para implementar este proceso como un procedimiento periódico y regular en la práctica clínica.

La resta de fondo implica no sólo realizar muchas más mediciones y, luego, ocupar más tiempo en el equipo HDR, sino también añadir más pasos de cálculo al análisis de las mediciones.

Sin embargo, vale la pena señalar que el control de calidad aún se puede realizar sin la resta del fondo con buenos resultados, lo que hace que el proceso sea rápido y sencillo de incorporar a la carga de trabajo clínica. Las precisiones máximas en las posiciones obtenidas por los materiales estuvieron por debajo de 0,2 mm.

Estos resultados están de acuerdo con las recomendaciones del NCS 30 (NCS Report 30, 2018) para la reproducibilidad del control de calidad de la regla de verificación de posición de la fuente, que es una herramienta utilizada para verificar la posición de la fuente ficticia, la fuente activa y la fuente simulada por el sistema, cuya tolerancia debe ser superior a 0,5 mm.

Aunque algunos documentos, como la AAPM TG-56 (Nath y otros, 1997), recomiendan que los controles para la determinación de las precisiones de la posición y la precisión temporal se realicen trimestralmente, la tasa de falla del equipo de carga diferida puede requerir realizar una evaluación para determinar las frecuencias apropiadas para ese equipo específico. Se han realizado estudios similares para la radioterapia externa (Meijer, van Kleffens, & Mijnheer, 1998; Pawlicki, Whitaker, &

Boyer, 2005; Kapanen, Tenhunen, Parkkinen, Sipila, & Jarvinen, 2006; Kapanen, Bly, Sipila, Jarvinen, & Tenhunen, 2011) para determinar las frecuencias más adecuadas para realizar los controles de calidad.

### 3.4 Conclusiones

En este estudio se validó la herramienta para realizar un control de calidad clínico para fuentes de Co-60 en sistemas de carga diferida HDR.

En los equipos en los que se trabajó se comprobó la linealidad de  $t_m$  con  $t_{set}$ ,  $B \approx 1$ .

La herramienta fue validada como un procedimiento de control de calidad rutinario y eficiente en el tiempo para verificar la posición de la fuente y el tiempo de tránsito, de acuerdo con los protocolos y estándares internacionales de braquiterapia.

\* Trabajo publicado en Applied Radiation and Isotopes.

# CAPÍTULO 4.

## Control de calidad con portal dedicado.

### 4.1 Fundamentos

Para el control de la posición de la fuente en braquiterapia de alta tasa de dosis también puede ser usado un portal de un acelerador lineal (Smith, y otros, 2013). En el trabajo de Smith y colaboradores en el 2013 se caracterizó la respuesta energética del portal disponible, y se utilizó el equipo para determinar la posición de una fuente de Ir-192 de un HDR, con las configuraciones presentadas en la introducción. Para realizar estos controles se trasladó el equipo de carga diferida al bunker del acelerador lineal.

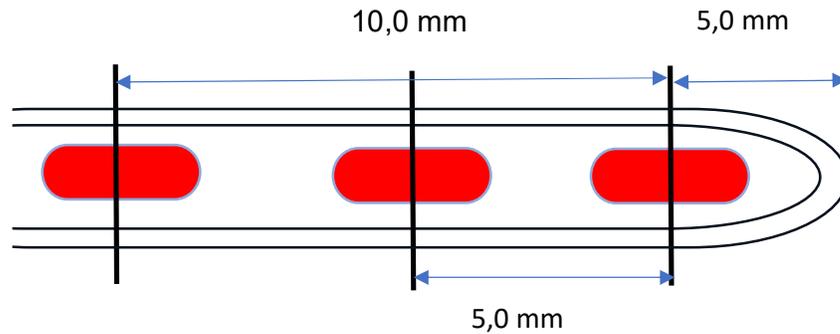
Se debe tener en cuenta que no todos los HDR se pueden mover sin dificultades. Utilizar el EPID de un acelerador implica usualmente complicaciones logísticas muy importantes. Las más importantes son tener que trasladar el HDR al búnker del acelerador y no utilizar el acelerador durante este tiempo.

En el caso del sistema de carga diferida Saginova no es posible utilizar la misma instalación del sistema y mover el equipo al bunker, y es necesario realizar duplicación de instalaciones para poder trasladar solo una parte del equipo.

Trasladar el HDR del bunker de braquiterapia al bunker del acelerador lineal es mover el equipo que tiene la fuente, lo que no es recomendable por razones de radioprotección.

Considerando las ventajas de realizar controles con un portal, pero a la vez los inconvenientes de usar el portal de un acelerador, se diseñó en esta tesis un portal dedicado al control de calidad de braquiterapia.

En el sistema de carga diferida Saginova con fuente Co-60, utilizado en esta tesis, es necesario calibrar en cada aplicador en dos posiciones dentro del mismo (Figura 37)



*Figura 37.* Representación esquemática de las posiciones de la fuente que deben ser calibradas dentro de los aplicadores del equipo de carga diferida Saginova.

El material estándar utilizado para estas calibraciones sería una película radiográfica o radiocrómica y donde se realizan autoradiografías.

Para realizar las autoradiografías, debemos marcar en las películas los límites geométricos de los aplicadores, irradiar las películas con la propia fuente de braquiterapia y luego procesar la imagen separando el aplicador de las placas. Se determina la posición de la fuente y la distancia de esta a los límites del aplicador. En caso de tener que calibrar la posición de la fuente, se deben ingresar los valores de calibración, y repetir el proceso de correlacionar la posición de la fuente y los aplicadores con la película.

La autoradiografía es una verificación lenta y engorrosa con múltiples repeticiones, así como con dificultades en la reproducibilidad geométrica de las configuraciones.

Si consideremos que el número de aplicadores a calibrar pueden ser 10, como se presentan en este trabajo, o inclusive pueden ser más, esto lleva a que el proceso de calibración con autoradiografías sea muy complicado.

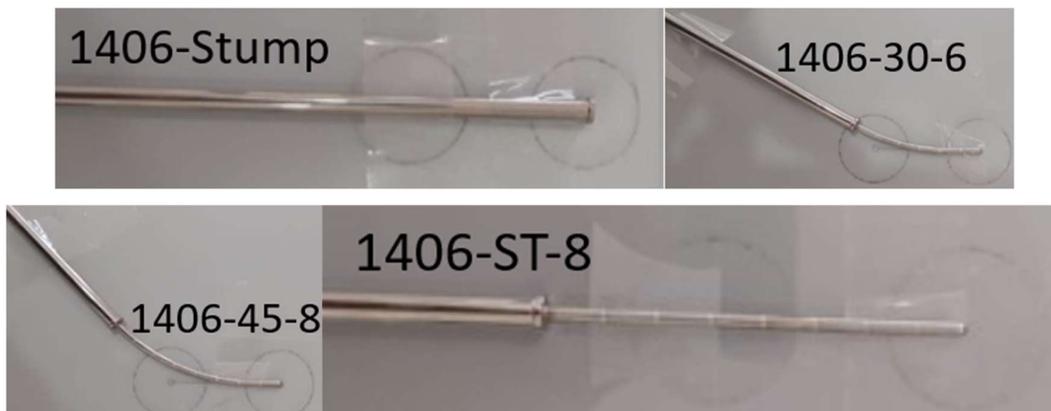
Las limitaciones de los equipos de control de calidad estándar, llevó al desarrollo de un portal dedicado para realizar múltiples comprobaciones en equipos con HDR. Un equipo como el fabricado permite realizar múltiples medidas con una sola configuración, así como permite que se realicen las calibraciones sin desmontar la configuración experimental.

## 4.1 Métodos

### 4.1.1 Equipamiento.

Se ha utilizado la fuente de Co-60 HDR del sistema de carga remota (E&Z Saginova Co-60 HDR Co0-A86 Berlin, Alemania), cuya versión de software es 2.1.3.1.

Se utilizó un tubo de transferencia estándar L1400 para la calibración geométrica y se calibraron 10 aplicadores: STUMP, 1406-30-6, 1406-45-8, 1406-ST-8, 1409-L, 1409-R, 1409-2, 1409-4, 1409-6 y 1409-8 (Figura 38), base de datos de los aplicadores 8.013. Estos son los aplicadores básicos que se disponen en el equipo Saginova, y los nombres de los aplicadores son los que utiliza la base de datos.



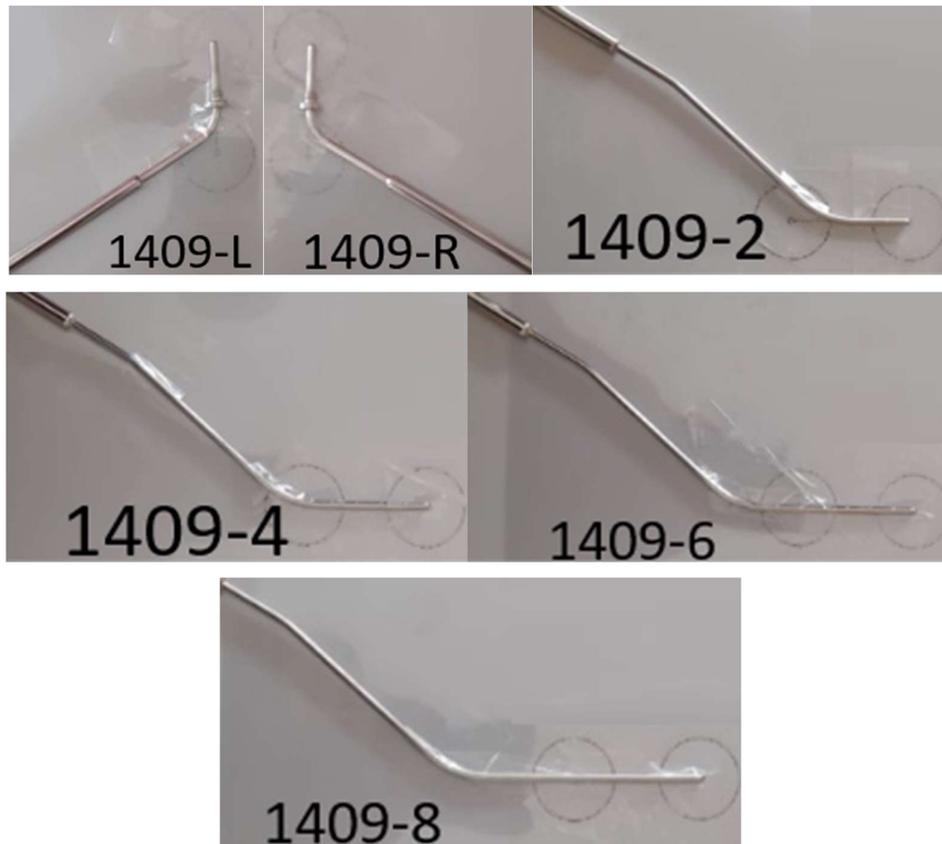


Figura 38. Imágenes de los aplicadores sobre acetatos: STUMP, 1406-30-6, 1406-45-8, 1406-ST-8, 1409-L, 1409-R, 1409-2, 1409-4, 1409-6, and 1409-8. En las imágenes se muestra los círculos usados para la calibración geométrica.

Se utilizó el software Matlab Version 2013b para el manejo de las cámaras web del portal, para procesar los videos adquiridos y las imágenes obtenidas de los videos.

Se diseñó y construyó un dispositivo de imágenes para determinar la posición de la fuente sobre el portal, utilizando un antiguo chasis de teleterapia Kodak, un espejo y una cámara web con una velocidad de 7,1 fps.

#### 4.1.2 Diseño del portal dedicado.

El dispositivo de imagen se construyó con una estructura de aluminio como base, encima del espejo se colocó la parte del chasis con el cobre hacia arriba y la pantalla intensificadora hacia el espejo. La estructura del dispositivo se muestra en la Figura 39 en la que figura la posición de la cámara, así como otros detalles.

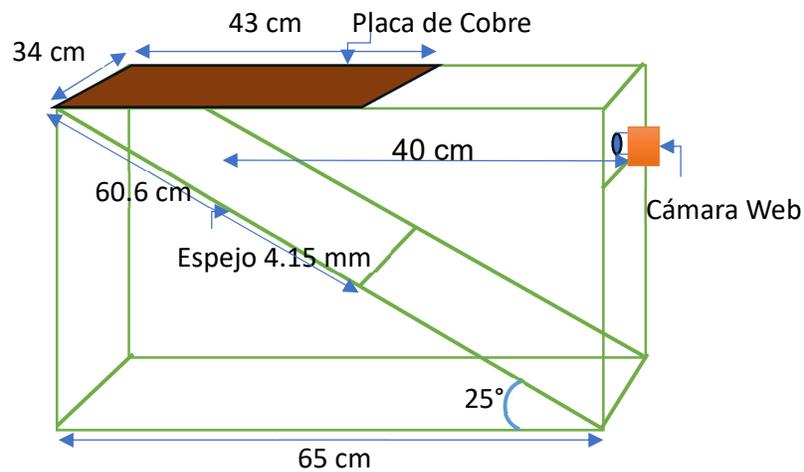


Figura 39. Arriba: Vista interna del dispositivo de imágenes dedicado. Abajo: Representación esquemática del dispositivo de imágenes.

#### 4.1.3 Calibración del portal dedicado.

Para calibrar la distancia en el dispositivo utilizamos tres posiciones en las que se detiene la fuente en el catéter estándar; el movimiento de la fuente es en la dirección paralela al detector, tal como se muestra en la Figura 40.

También se realiza una calibración en dos posiciones con el movimiento de la fuente perpendicular al detector (Figura 40). Se utilizó un soporte de tungsteno para minimizar la dispersión de la señal en la imagen y guiar el catéter.

Se diseñó un *script* (Apéndice 3) para separar el video en cuadros y sumar las imágenes para determinar el centro de la posición de la fuente. Además de estas calibraciones generales, se realizaron verificaciones por aplicador.

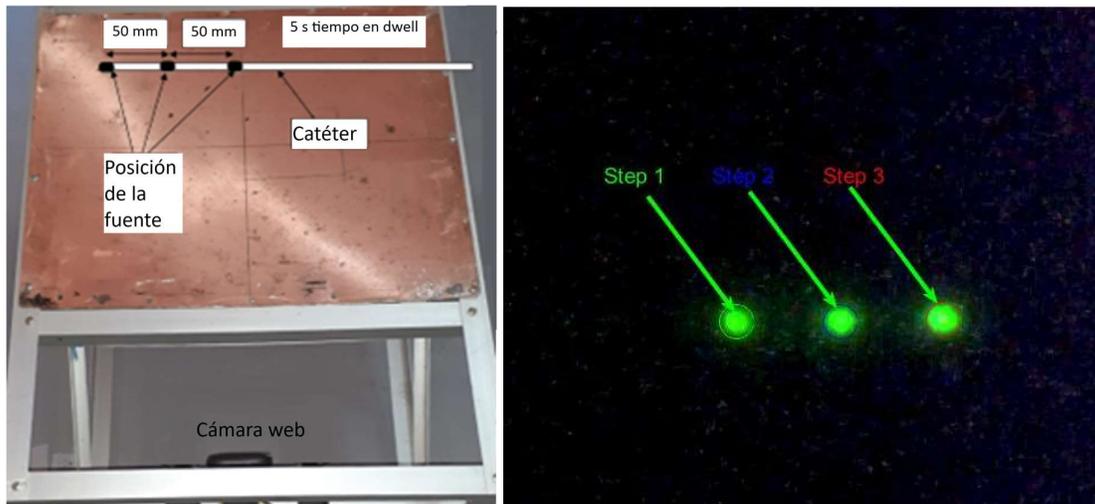


Figura 40. Izquierda: portal dedicado visto desde arriba. Derecha: suma de las imágenes con las tres posiciones (señal integrada).

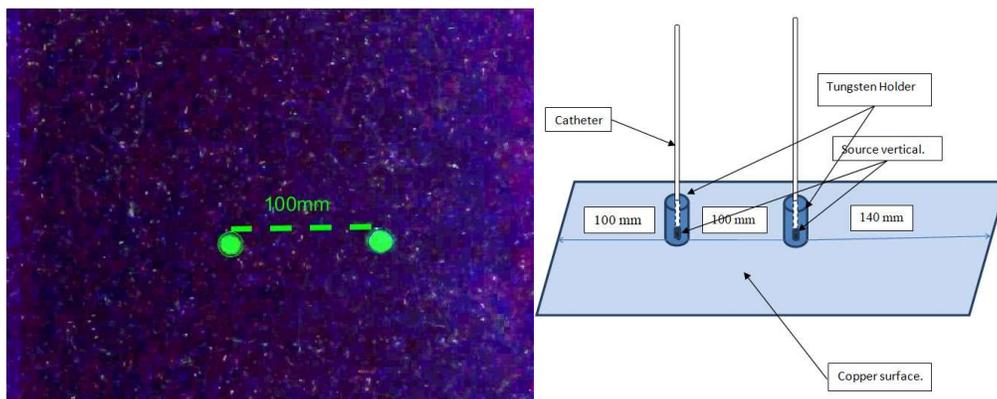


Figura 41. Izquierda: Suma de las imágenes (integración de la señal) adquiridas con el portal dedicado. Derecha: Representación esquemática de la configuración de calibración.

#### 4.1.4 Calibración de las posiciones dentro de los aplicadores.

La calibración asociada a los aplicadores consiste en dar dos valores, uno (valor de corrección 1) controla la distancia desde la última parada hasta el final del aplicador, y el otro valor (valor de corrección 2) ajusta la distancia entre la última y la penúltima parada.

Para realizar las calibraciones se realizaron los siguientes pasos: primero se planificaron tres paradas desde los vértices del aplicador, luego se comparó la geometría reconstruida y la real.

En la Figura 37 se muestra la posición dentro de los aplicadores. Las dos últimas posiciones dentro del aplicador son las que se ajustan en el equipo Saginova. Los límites de calibración del catéter estándar son para que la diferencia no supere 1 mm para distancias cortas (<2 cm) y 2 mm para distancias más largas.

Para la determinación geométrica del centro de la fuente mientras está en las paradas, se desarrollaron dos programas (ver Apéndice 2).

Se adquieren dos o tres posiciones dependiendo del programa, donde se suman 10 imágenes adquiridas en cada parada, con estas imágenes se rescalan para que no se saturen, y luego de utilizar umbrales del 70 % y 90 % se determinan las posiciones. La comparación de los resultados se utiliza para estimar la incertidumbre en la determinación de la posición.

Para la determinación geométrica del centro de la fuente mientras se mueve la misma, se desarrolló un programa (Apéndice 3) en el que primero se adquiere el video, y luego se separan las imágenes. A continuación, se remueven los artefactos considerando que los mismos tienen diámetros mayores a 10 píxeles y que se saturan los canales. Si los artefactos están ubicados cerca de la fuente puede llevar a que se descarte esa imagen. Los artefactos estarían cerca si están dentro del 30 % o 50 % del valor máximo no saturado. Luego se cambia el formato de las imágenes RGB a escala de grises.

A continuación, se convierte en una imagen binaria con dos posibles umbrales (70 % o 90 %). Luego se determinó la posición del centro del objeto.

#### 4.1.5 Determinación de la incertidumbre geométrica del centro de la fuente.

Se definió una incertidumbre asociada con las determinaciones del centro de la fuente en función de dos niveles umbrales para hallarla.

Para imágenes sumadas (modo integración) donde se considera que varios cuadros generan una sola imagen y donde el peso de los artefactos es bajo, el centro se determina con dos niveles 30 % y 50 % como umbrales. Se utilizaron diez imágenes para la imagen integrada. Para este fin se define la siguiente magnitud:

$$\delta_{50\%-30\%}(x, y) = |C_{50\%}(x, y) - C_{30\%}(x, y)| \quad (4.1)$$

Al utilizar todas las imágenes individuales para determinar la posición, las mismas tienen artefactos y esto lleva al procesamiento de la imagen (procedimiento 1), el cálculo de la incertidumbre se realiza con umbrales del 90 % y 70 %.

$$\delta_{90\%-70\%}(x, y)_{forma} = |C_{90\%}(x, y) - C_{70\%}(x, y)| \quad (4.2)$$

Esta incertidumbre se calcula por imagen y se puede promediar entre imágenes.

## 4.2 Datos y resultados

### 4.2.1 Calibración en tres posiciones

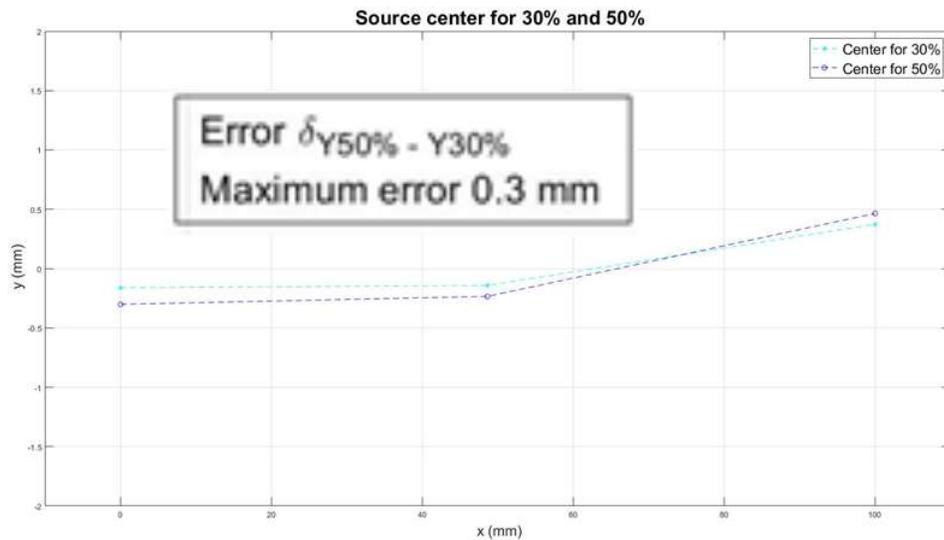


Figura 42. La posición de la fuente determinada con el umbral de 50 % y 30 % de configuración de la Figura 40.

#### 4.2.2 Posición dentro de los aplicadores

Los resultados de la posición dentro de los aplicadores luego de la calibración se muestran en la tabla 14.

Tabla 14. Resultados de las calibraciones de la posición de la fuente dentro de los aplicadores según la configuración presentada en la Figure 37.

Aplicadores	Dwell 1 – Outside (mm)	Dwell 1 -Dwell 2 (mm)	Dwell 1 -Dwell 3 (mm)
1409-R	4,2	5,5	9,9
1409-L	3,4	5,8	10,7
1409-8	3,5	5,8	10,9
1409-6	3,2	5,9	10,7
1409-4 V2=0,7 mm	4,2	5,2	10,2
1409-2	3,6	5,6	9,8
1406-ST-8	3,8	5,3	10,8
1406-45-8	3,9	5,3	10,1
1406-30-6	4,9	5,8	10,7
1406-15-4	3,2	5,5	10,0
Stump	4,1	5,5	10,8

#### 4.2.3 Posición de la fuente en función del tiempo.

Se calcula la posición de la fuente en cada imagen y es escalada en función del tiempo. Las dos Figuras 43 y 44 muestran los valores.

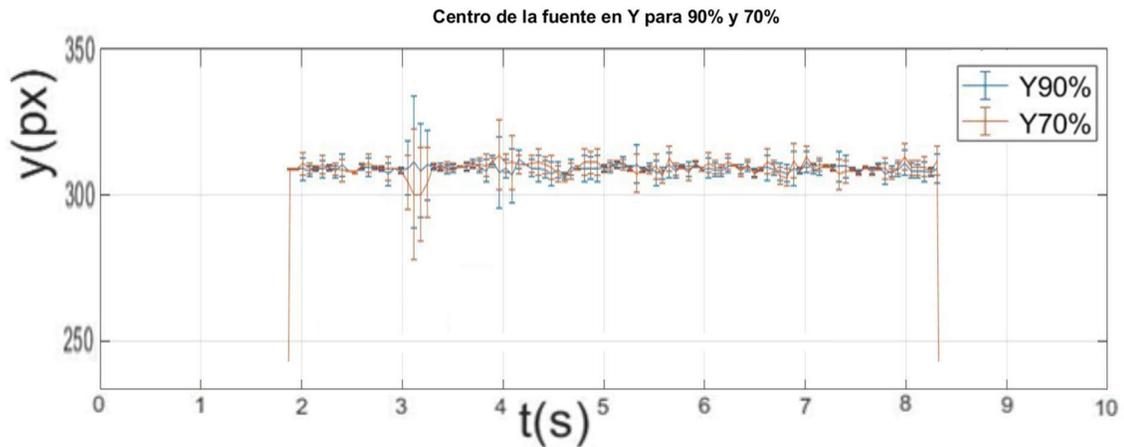


Figura 43. La posición de la fuente en coordenadas Y fue determinada con el umbral de 90 % y 70 % de configuración con movimiento paralelo al dispositivo.

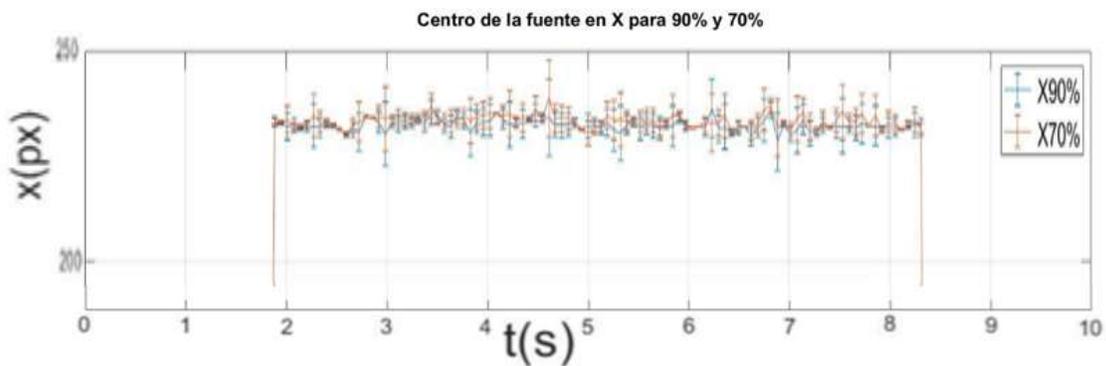


Figura 44. La posición de la fuente en coordenadas X fue determinada con el umbral de 90% y 70% de configuración con movimiento paralelo al dispositivo.

En la Figura 43 y 44 las barras de error son 2 veces la diferencia absoluta entre los centros calculados al 90% y el 70% del umbral.

El portal se le puede utilizar en dos usos, uno en modo integración para posiciones fijas, y otro en modo cine utilizando cada fotograma de forma individual para detectar el centro de la fuente. Para obtener una mayor precisión se podría colocar una estructura en la que encaje cada uno de los aplicadores para no tener que realizar una calibración previa para cada aplicador. Este soporte nos ahorraría tener que pasar por calibraciones intermedias, ya que las distancias se calibrarían en posiciones

absolutas y relativas a los aplicadores. También facilitaría que la orientación de la fuente con respecto al detector y los aplicadores fuera la misma.

Este anclaje de los aplicadores facilitaría que la orientación de la fuente con respecto al detector y los aplicadores fuera la misma. Limitaría los movimientos de los aplicadores o vibraciones inesperadas y si hubiera vibraciones o movimientos inesperados se podrían detectar.

### 4.3 Conclusiones

Con el desarrollo del portal se puede ver la posición de la fuente, en catéteres o dentro de los aplicadores en el momento, sin tener que esperar el resultado de una autoradiografía que es un sistema que entrega los resultados en diferido.

La determinación de la posición de la fuente se realiza cuando la misma está en una parada por más de 1,4 s, que es el tiempo que les toma a las cámaras en adquirir 10 imágenes. Con estas 10 imágenes se logra con una precisión mayor a 0,5 mm. El sistema de imágenes dedicado tiene una precisión superior a la necesaria para calibrar la posición dentro de los aplicadores.

El sistema de imágenes puede ser utilizado para calibrar la posición de la fuente en condiciones amplias de uso. En particular se puede utilizar para calibrar, controlar y verificar la posición dentro de los aplicadores.

Para el caso de la fuente en movimiento, la exactitud calculada es acotada por 20 pixeles. Los tamaños de los pixeles no son los mismos en todo el detector por razones geométricas.

La adquisición dinámica permite ver el camino que sigue la fuente dentro del aplicador.

# CAPÍTULO 5.

## Consideraciones finales

Los equipos de carga diferida de alta tasa de dosis son ampliamente usados en el mundo para tratar cáncer. Es una de las herramientas importantes para tratar los cánceres de piel que son frecuentes en la población caucásica. En Uruguay desde hace 10 años se pasó de no tener equipos de carga diferida de alta tasa a tres equipos, dos de ellos con fuente de Co-60 y uno con Ir-192. Los equipos de carga diferida con fuente Ir-192 han sido ampliamente estudiados, mientras que los que tienen fuente de Co-60 todavía precisan de estudios dedicados.

Este motivo justifica la investigación realizada que aborda los tratamientos de piel y controles de calidad asociados a equipos con fuente de Co-60.

En el primer trabajo desarrollado en esta tesis, se utilizó el aplicador Valencia de campo grande LFVA, que se ha diseñado optimizado para braquiterapia basada en Ir-192 de tal manera que se pueda utilizar el mismo plan para todos los colimadores.

En esta tesis se ha analizado mediante simulaciones de MC, el uso de fuentes de Co-60 con estos aplicadores sin modificar las posiciones de permanencia y los pesos de permanencia.

Los diámetros de los aplicadores que se han modelado por métodos MC son 5 cm, 4 cm y elipses de 3 cm eje menor y 5 cm de eje mayor. Con estos aplicadores se obtuvieron las dosis en agua que son comparables a los obtenidos con Ir-192. La prescripción de dosis en piel según GEC-ESTRO se realiza a una profundidad máxima de 5 mm, es habitual realizarla a 3 mm como se realiza en varios de los trabajos presentados en la tesis.

Hemos obtenido la planitud y la simetría se mantienen inalteradas respecto del caso con las fuentes de Ir-192, mientras que se ha observado un aumento de la fuga y la penumbra, como puede anticiparse.

Esto respalda la viabilidad de utilizar el aplicador Valencia de campo grande en una gama más amplia de aplicaciones clínicas y, por lo tanto, enfatiza su papel en la práctica clínica moderna, haciendo que el tratamiento con Co-60 de lesiones cutáneas grandes sea más simple, rápido y seguro.

Para prescripciones de dosis a 3 mm de profundidad (100 %), la dosis en la superficie de la piel es aproximadamente 118 % que es un valor menor al 140 % que es el máximo recomendado. Si la profundidad de prescripción es 5 mm el porcentaje en piel es aproximadamente 131 %. En la introducción se presentaron configuraciones de piel, tejido adiposo, y hueso que fueron analizados en profundidad para fuentes de Ir-192, resultaría conveniente realizar simulaciones con los aplicadores LFVA con fuente de Co-60 para tener comparaciones cercanas a los casos clínicos. También se podrían realizar simulaciones con aplicadores sobre tejidos que tengan aire debajo para acercarnos a configuraciones como las que se dan en zonas de la nariz.

Los resultados de la planicidad obtenidos para los aplicadores LFVA con fuente de Co-60 a 3 mm de profundidad son comparables a los obtenidos con Ir-192, para los diámetros 5 cm y 4 cm son de 1,8 % y 0,7 % respectivamente. El control del tiempo de parada en distintos puntos de la fuente dentro del aplicador LFVA permite que se pueda buscar distribuciones de dosis diferente de las planas. Se podría considerar en trabajos futuros en qué casos clínicos se podrían utilizar distribuciones no planas y generar estas simulaciones.

Con los resultados de la simulación de cada posición de la fuente dentro del aplicador se podría generar un algoritmo de optimización de pesos, y un código que utilice estas simulaciones para agua.

Para realizar cálculos en la clínica en tejidos se podrían desarrollar un algoritmo con relativamente pocas historias y suavizado de los datos para tener un resultado inicial, mientras aumenta la estadística simulando en segundo plano la configuración clínica.

En otra de las líneas desarrolladas en esta tesis, se consideraron los controles de calidad de los equipos de carga diferida con fuente de alta tasa de dosis. Estos son muy importantes por las consecuencias clínicas de estos controles. Por esta razón, dependiendo de la recomendación de acuerdo con diferentes documentos internacionales, se presenta la necesidad de una exactitud en la posición de 1 mm o incluso 0,5 mm, como se indicó en la introducción. También se presentaron las

necesidades de exactitud en el tiempo de permanencia y el tiempo de tránsito. Además de estos requerimientos generales de los equipos de carga diferida que están orientados a equipos con fuente de Ir-192, el equipo Saginova exige la calibración geométrica dentro de los aplicadores. Esto explica la necesidad de realizar los trabajos desarrollados en esta tesis en controles de calidad de equipos de carga diferida con fuente de Co-60.

Se abordó la determinación de la posición de la fuente y el tiempo de tránsito, diseñando, fabricando y caracterizando soportes de catéter para medir en cámara de pozo.

Respecto a los controles de calidad realizados con cámara de pozo y soporte con ventana, se describió en detalle una herramienta para realizar un control de calidad clínico para fuentes de Co-60 en sistemas HDR de carga diferida. Se diseñaron, construyeron y caracterizaron tres soportes de diferentes materiales: cerrobend, plomo y tungsteno. Cerrobend y el plomo son materiales asequibles y maleables, y se utilizan habitualmente en hospitales, mientras que para la construcción con tungsteno hay que apelar a instalaciones ajenas a la clínica. Para la construcción de estos dispositivos se evaluaron diferentes espesores de ventana de forma de optimizar los resultados. La herramienta se validó como un procedimiento de control de calidad rutinario y eficiente en el tiempo, para verificar con precisión la posición de la fuente y el tiempo de tránsito de los sistemas HDR con fuentes de Co-60, de acuerdo con los protocolos y estándares internacionales de braquiterapia.

Los soportes se realizaron con tres materiales: cerrobend, plomo y tungsteno con distintas ventanas: 3, 4, 5 y 6 mm de espesor. Los soportes presentados pueden ser utilizados para realizar los controles de calidad de la posición de la fuente. La determinación y constancia del tiempo de tránsito es más exacta al realizarlo con los soportes de tungsteno con ventana de 4 mm restándole las medidas realizadas sin ventana.

Los soportes podrían ser reformados, con cilindros concéntricos intercambiables para poder ser usado con aplicadores en su interior, para esto se tendrían que colocar espaciadores o tener distintos cilindros con el fin de que la ventana quede a la altura de calibración necesario para el aplicador. En el caso de la necesidad de control o

calibración de la posición de la fuente en dos lugares de un aplicador se podrían utilizar un soporte con dos ventanas que estén en las posiciones de calibración.

En la presente tesis también se estudió la calibración dentro de los aplicadores diseñando un sistema de adquisición de imágenes dedicado. El sistema de imágenes tiene una parte que es la generación de la imagen utilizando un chasis de radioterapia que se adaptó en la geometría de un sistema, para tener una imagen que es reflejada por un espejo a cámaras web. El sistema de imágenes consta con la parte de adquisición formado por cámaras web controladas por programas desarrollados en Matlab.

El portal fabricado para control de calidad permite obtener resultados de calibración estática de las fuentes y ver la dinámica de la fuente dentro de los aplicadores. Los resultados obtenidos con el portal desarrollado muestran que este equipo puede usarse con una metodología que tiene el potencial de ofrecer un enfoque sencillo y preciso para determinar la posición de la fuente.

Además, con el dispositivo de imagen es posible calibrar la posición de la fuente en los aplicadores, siendo más fácil que otros sistemas, como las autoradiografías. Se debe tener en cuenta que con el sistema de la autorradiografía es necesario realizar varias configuraciones para cada aplicador.

El dispositivo de imágenes desarrollado se puede utilizar con regularidad para servir como una herramienta eficaz para garantizar la confiabilidad y el control de calidad de los sistemas HDR.

Los controles que se realizaron con el portal fueron con una fuente de Co-60, pero no habría limitación para ser utilizado con fuentes de Ir-192.

Con el sistema de imágenes desarrollado se determinó la posición de la fuente dentro de los distintos aplicadores. También se obtuvieron las imágenes de la fuente en movimiento y se puede explorar la dinámica de la fuente con un muestreo temporal de 7.1 imágenes por segundo.

Con el fin de mejorar el sistema de adquisición de imágenes se podrían construir soportes donde se coloquen en forma única los aplicadores, disminuyendo el tiempo de posicionamiento y evitando la necesidad de realizar las calibraciones geométricas previas a la calibración del aplicador.

Se podría trabajar en la adquisición conjunta con las distintas imágenes correlacionando los resultados en tiempo real.

Durante los años de esta tesis se orientó a obtener soluciones de problemas que existen en los centros de radioterapia de Uruguay, logrando resolver problemas prácticos de los equipos de carga diferida de Co-60.

# REFERENCIAS

AAPM Report No. 41. (1993). *Remote afterloading technology*. New York: American Institute of Physics.

Badal, A., & Sempau, J. (2006). A package of Linux scripts for the parallelization of Monte Carlo simulations. *Computer Physics Communications*, 175, 440–450.

Badry, H., Oufni, L., Ouabi, H., Rabi, R., & Iwase, H. (2020). Dose optimization of high rate brachytherapy for skin cancer treatment using Harrison-Anderson-Mick applicator. *2020 IEEE 6th International Conference on Optimization and Applications (ICOA)* (pp. 1-5). Morocco: IEEE. doi:10.1109/ICOA49421.2020.9094522.

Ballester, F., Carlsson Tedgren, Å., Granero, D., Haworth, A., Mourtada, F., Fonseca, G., Zourari, K., Papagiannis, P., Rivard, M., Siebert, F., Sloboda, R., Smith, R., Thomson, R., Verhaegen, F., Vijande, J., Ma, Y., Beaulieu, L. (2015). A generic high-dose rate (192)Ir brachytherapy source for evaluation of model-based dose calculations beyond the TG-43 formalism. (AAPM, Ed.) *Medical physics*, 42(6), 3048–3061. doi:10.1118/1.4921020

Bellezzo, M., Baeza, J., Voncken, R., Reniers, B., Verhaegen, F., & Fonseca, G. (2019). Physics Mechanical evaluation of the Bravos afterloader system for HDR brachytherapy. *Brachytherapy*, 18, 852-862.

Berndt, A., Rickey, D., Rathee, S., & Bews, J. (2000). Size and positioning reproducibility of an 192Ir brachytherapy stepping source. *Med. Phys.*, 27(1), 129–131. doi:https://doi.org/10.1118/1.598874.

Bieledda G., Chichel, A., Boehlke, M., Zwierzchowski, G., Chyrek, A., Burchardt, W., Stefaniak, P., Wisniewska, N., Czereba, K., and Malicki, J., Bieledda, G (2022). 3D printing of individual skin brachytherapy applicator: design, manufacturing, and early clinical results. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 14(2), 205-214.

BIPM, IEC, IFCC, ILAC, ISO, IUPAC, IUPAP and OIML (2008). GUM 1995 with minor corrections Evaluation of measurement data - Guide to the expression of uncertainty in measurement, JCGM 100:2008

Brookhaven National Laboratory. (2013). *Brookhaven National Laboratory*. Retrieved from <https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/>

Candela-Juan, C., Niatsetski, Y., van der Laarse, R., Granero, D., Ballester, F., Perez-Calatayud, J., & Vijande, J. (2016). Design and characterization of a new high-dose-rate brachytherapy Valencia applicator for larger skin lesions. (AAPM, Ed.) *Medical physics*, 43(4), 1639-1648. doi:10.1118/1.4943381

Castellucci, P., Savoia, F., Farina, A., Lima, G., Patrizi, A., Baraldi, C., Zagni, F., Vichi, S., Pettinato, C., Morganti, A., Strigari, L., Fanti, S. (2021). High dose brachytherapy with non sealed <sup>188</sup>Re (rhenium) resin in patients with non-melanoma skin cancers (NMSCs): single center preliminary results. *European Journal of Nuclear Medicine and Molecular Imaging*, 48(5), 1511-1521. doi:10.1007/s00259-021-05363-7

Cullen, D., Hubbell, J., & Kissel, L. (1997). EPDL97: the evaluated photo data library '97 version'. *Uclr--50400*, 6, 1–35.

Delaney, G., Jacob, S., Featherstone, C., & Barton, M. (2005). The Role of Radiotherapy in Cancer Treatment Estimating Optimal Utilization from a Review of Evidence-Based Clinical Guidelines. *Cancer*, 104(6), 1129-1137. doi:10.1002/cncr.21324

DeWerd, L., Jursinic, P., Kitchen, R., & Thomadsen, B. (1995). Quality assurance tool for high dose rate brachytherapy. *Med. Phys.*, 22(4), 435–440. doi:<https://doi.org/10.1118/1.597469>.

Elekta. (2023, 9 9). *Productos de Elekta para braquiterapia de piel* . Retrieved from <https://www.elekta.com/products/brachytherapy/skin/>

ESTRO Booklet 8. (2004). *A practical guide to quality control of brachytherapy equipment*.

Evans, M., D. S., & Podgorsak, E. (2007). High dose rate brachytherapy source position quality assurance using radiochromic film. *Med. Dosim.*, 32(1), 13-15. doi:<https://doi.org/10.1016/j.meddos.2006.10.001>

Fonseca, G., Landry, G., Reniers, B., Hoffmann, Rubo, R., & Antunes, P. (2014). The contribution from transit dose for (192)Ir HDR brachytherapy treatments. *Phys Med Biol*, 59, 1831–1844. doi:10.1088/0031-9155/59/7/1831

Fonseca, G., Rubo, R., Minamisawa, R., dos Santos, G., Antunes, P., & Yoriyaz, H. (2013). Determination of transit dose profile for a 192Ir HDR source. *Med. Phys.*, 40(5). doi:<https://doi.org/10.1118/1.4802731>

Ghobadi, P., Farhood, B., Ghorbani, M., & Mohseni, M. (2020). Design and characterization of flattening filter for high dose rate 192Ir and 60Co Leipzig applicators used in skin cancer brachytherapy: A Monte Carlo study. *Computers in Biology and Medicine*, 123, 1-12.

Glasgow, G., Bourland, J., Grigsby, P., Meli, J., & Weaver, K. (1993). *Remote Afterloading Technology, AAPM Report No. 41*. New York: AAPM.

Gonzalez-Perez, V., Rembielak, A., Guinot, J., Jaber, R., Lancellotta, V., Walter, R., Zuchora, A., Budrukkar, A., Kovács, G., Jürgenliemk-Schulz, I., Siebert, F.; Tagliaferri, L. (2022). H&N and Skin (HNS) GEC-ESTRO Working Group critical review of recommendations regarding prescription depth, bolus thickness and maximum dose in skin superficial brachytherapy with flaps and customized moulds. *Radiotherapy and Oncology*, 175, 122-132. doi:10.1016/j.radonc.2022.08.022

Granero, D. P.-C., & van der Laarse, R. (2008). Design and evaluation of a HDR skin applicator with flattening filter. (AAPM, Ed.) *Medical Physics*, 35(2), 495. doi:10.1118/1.2825622

Granero, D., Candela-Juan, C., Vijande, J., Ballester, F., Jacob, D., & Mourtada, F. (2016). Technical Note : Dosimetry of Leipzig and Valencia applicators without the plastic cap. (AAPM, Ed.) *Medical Physics*, 43(5), 2087-2090. doi:10.1118/1.4944784

Guinot J.L., R. A.-C.-V.-P., & G., K. (2018). GEC-ESTRO ACROP recommendations in skin brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology*, 126, 377-385. doi:10.1016/j.radonc.2018.01.013

Hospital LaFe. (2013). *Canal Hospital LaFe*. Retrieved from [https://www.youtube.com/watch?v=1IKd8m-YIA&ab\\_channel=HospitalLaFe.Valencia](https://www.youtube.com/watch?v=1IKd8m-YIA&ab_channel=HospitalLaFe.Valencia)

Hwang, I., Lin, S., Lin, L., Chuang, K., & Ding, H. (2003). Alternative effective modality of Leipzig applicator with an electron beam for the treatment of superficial malignancies. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A*, 508, 460-466.

IEC 60601. (2015). *Medical electrical equipment – Part 2-17: Particular requirements for the basic safety and essential performance of automatically controlled brachytherapy afterloading equipment*.

IEC 60976. (2010). *Medical electrical equipment – Medical electron accelerators – Functional performance characteristics*.

JCGM. (2008). *Evaluation of measurement data: Guide to the expression of uncertainty in measurement. Joint Committee for Guides in Metrology 100*.

Jursinic, P. (2014). Quality assurance measurements for high-dose-rate brachytherapy without film. *J. Appl. Clin. Med. Phys.*, 15(1), 246–261. doi:<https://doi.org/10.1120/jacmp.v15i1.4586>.

Kapanen, M., Bly, R., Sipila, P., Jarvinen, H., & Tenhunen, M. (2011). How can a cost/benefit ratio be optimized for an output measurement program of external photon radiotherapy beams? *Phys. Med. Biol.*, 56, 2119–2130. doi:<https://doi.org/10.1088/0031-9155/56/7/014>

Kapanen, M., Tenhunen, M., Parkkinen, R., Sipila, P., & Jarvinen, H. (2006). The influence of output measurement time interval and tolerance on treatment dose

deviation in photon external beam radiotherapy. *Phys. Med. Biol.*, 51, 4857–4867. doi:<https://doi.org/10.1088/0031-9155/51/19/009>

Kubo, H., Glasgow, G., Pethel, T., Thomadsen, B., & Williamson, J. (1998). High dose-rate brachytherapy treatment delivery: Report of the AAPM Radiation therapy committee task group No. 59. *Med. Phys.*, 25(4), 375–403. doi:<https://doi.org/10.1118/1.598232>

Kumar, S., Kumar, Y., Pandey, A., & Muthe, K. (2021). Studies on the preparation and characterization of 90Y-EGMP patches designed for superficial skin brachytherapy. *Journal of Radioanalytical and Nuclear Chemistry*, 328(1), 387-396. doi:10.1007/s10967-021-07657-4.

Kutchner, G., Coia, L., Gillin, M., Hanson, W.F., Leibel, S., Morton, R., Palta, J., Purdy, J., Reinstein, L., Svensson, G., Weller, M., Wingfield, L. (1994). Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation therapy committee task group No. 40. *Med. Phys.*, 21(4), 581–618. doi:<https://doi.org/10.1118/1.597316>

L'Ecuyer, P. (1988). Efficient and portable combined random number generators. *Comm. ACM*, 31, 742–749.

Laliscia, C., Coccia, N., Fuentes, T., Perrone, F., & Paiar, F. (2021). Two different sizes of Valencia applicators in non-melanoma skin cancer treatment with iridium-192 high-dose-rate brachytherapy. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 13(6), 615-619.

Lee, C., E., L., Aphale, A., Lango, M., Galloway, T., & Zaorsky, N. (2019). Surgical Excision, Mohs Micrographic Surgery, External-Beam Radiotherapy, or Brachytherapy for Indolent Skin Cancer: An International Meta-Analysis of 58 Studies With 21,000 Patients. *Cancer*, 3582-3594.

Meijer, G., van Kleffens, H., & Mijnheer, B. (1998). Consistency in quality control programmes for electron accelerators in radiotherapy centres. *Radiother. Oncol.*, 48, 103–110. doi:[https://doi.org/10.1016/S0167-8140\(98\)00047-4](https://doi.org/10.1016/S0167-8140(98)00047-4)

Murphy, L. (2020). The dosimetric effect of variations in source position on treatments using Leipzig-style brachytherapy skin applicators. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 6, 1-9. doi:10.1088/2057-1976/ab6ecf

Nath, R.; Anderson, L.; Luxton, G.; Weaver, K.; Williamson, J.; and Meigooni, A. (1995). *Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43*. *Med. Phys.* 22 (2).

Nag, S., Dally, M., de la Torre, M., Tatsuzaki, H., Kizilbash, N., Kurusun, S., Pinillos, L., Pokrajac, B., Sur, R., Levin, V. (2002). Recommendations for implementation of high dose rate <sup>192</sup>Ir brachytherapy in developing countries by the Advisory Group of International Atomic Energy Agency. *Radiother. Oncol.*, 64, 297–308. doi:https://doi.org/10.1016/s0167-8140(02)00166-4

Nath, R., Anderson, L., Meli, J., Olch, A., Stitt, J., & Williamson, J. (1997). Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation therapy committee task group No. 56. *Med. Phys.*, 24(10), 1557–1598. doi:https://doi.org/10.1118/1.597966

NCS Report 30. (2018). *Code of practice for quality assurance of brachytherapy with Ir-192 afterloaders*. Delft: NCS.

Newlands, C., Currie, R., Memon, A., Whitaker, S., & Woolford, T. (2016). Non-melanoma skin cancer: United Kingdom National Multidisciplinary Guidelines. *The Journal of Laryngology & Otology*, 130(S2), 125-132. doi:10.1017/S0022215116000554

Niu, H., Hsi, W., Chu, J., Kirk, M., Kouwenhoven, E., & Niu, H. (2004). Dosimetric characteristics of the Leipzig surface applicators used in the high dose rate brachy radiotherapy. *Medical Physics*, 31(12), 3372-3377.

Park, S., Kang, S., Park, J., Joon, H., Hoon, D., & Kim, J. (2019). Development and dosimetric assessment of a patient-specific elastic skin applicator for high-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy*, 18, 224-232.

Pashazadeh, A., & Hoeschen, C. (2022). Comparison of the Y-90 brachytherapy and Ir-192 brachytherapy of skin tumors: a simulation study. *Current Directions in Biomedical Engineering*, 8(2), 388-391. doi:<https://doi.org/10.1515/cdbme-2022-1099>

Pashazadeh, A., Robotjazi, M., Castro, N., & Friebe, M. (2019). A multiwell applicator for conformal brachytherapy of superficial skin tumors: A simulation study. *Skin Res. Technol.*, 26, 537-541.

Pawlicki, T., Whitaker, M., & Boyer, A. (2005). Statistical process control for radiotherapy quality assurance. *Med. Phys.*, 32(9), 2777–2786. doi:<https://doi.org/10.1118/1.2001209>

Pellizzon, A., Fogaroli, R., Chen, M., Maia, P., Godim, G., Guedes, D., Ramos, H., and Silva, M. (2020). High-dose-rate brachytherapy using Leipzig applicators for non-melanoma localized skin cancer. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 12(5), 435-440.

PENELOPE. (2018). *PENELOPE-2018: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport Workshop Proceedings*. Barcelona: NUCLEAR ENERGY AGENCY.

Perez-Calatayud, J. B., & Williamson, J. F. (2012). Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. (AAPM, Ed.) *Medical Physics*, 39(5), 2904-2929. doi:10.1118/1.3703892

Perez-Calatayud, J., Ballester, F., Das, R., Dewerd, L., Ibbott, G., Meigooni, A., Ouhib, Z., Rivard, M., Sloboda, R., Williamson, J. (2012). Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. *Medical Physics*, 39(5), 2904-2929. doi:10.1118/1.3703892

Pérez-Calatayud, J., Granero, D., Ballester, F., Crispín, V., & van der Laarse, R. (2006). Technique for routine output verification of Leipzig applicators with a well chamber. *Medical Physics*, 33(1), 16-20.

Pérez-Calatayud, J., Granero, D., Ballester, F., Puchades, V., Casal, E., Soriano, A., and Crispín, V., Pérez-Calatayud, J (2005). A dosimetric study of Leipzig applicators. *Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.*, 62(2), 579-584.

Perkins, S., Cullen, D., & Seltzer, S. (1991). Tables and graphs of electron-interaction cross sections from 10 eV to 100 GeV derived from the LLNL Evaluated Electron Data Library (EEDL), Z = 1--100. *Uclr--50400*, 31, 500. doi:10.2172/5691165.

Píriz, G., Ortega-Spina, H., & González-Sprinberg, G. (2021). Quality assurance tool for determination of position and transit time of a Co-60 source in high dose rate brachytherapy. *Applied Radiation and Isotopes*, 178, 1-7.

Rickey, D., Sasaki, D., & Bews, J. (2010). A quality assurance tool for high-dose-rate brachytherapy. *Med. Phys.*, 37(6), 2525–2532. doi:https://doi.org/10.1118/1.3425786

Rivard, M., Coursey, B., DeWerd, L., Hanson, W., Huq, M., Ibbott, G., Mitch, M., Nath, R., Williamson, J. (2004). Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. (AAPM, Ed.) *Medical physics*, 31(3), 633–674. doi:10.1118/1.1905824

Rodriguez, M., Sempau, J., & Brualla, L. (2012). A combined approach of variance-reduction techniques for the efficient Monte Carlo simulation of linacs. *Physics in Medicine and Biology*, 57, 3013–3024. doi:10.1088/0031-9155/57/10/3013  
10.1088/0031-9155/57/10/3013

Rosenblatt, E., & Zubizarreta, E. (2017). *Radiotherapy in Cancer Care: Facing the Global Challenge*. Vienna: International Atomic Energy Agency.

Safigholi, H., Meigooni, A., & Song, W. (2017). Comparison of <sup>192</sup>Ir, <sup>169</sup>Yb, and <sup>60</sup>Co high-dose rate brachytherapy sources for skin cancer treatment. *Medical Physics*, 44(9), 4426-4436.

Salvat, F., Fernández-Varea, J., & Sempau, J. (2008). *PENELOPE-2008, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport*. Issy-les-Moulineaux: OECD-NEA.

Scherf, C., Licher, J., Mletzko, C., Trommel, M., Tselis, N., Chatzikonstantinou, G., Diefenhardt, M., Rodel, C., Kohn, J., and Ramm, U. (2021). Individualized mould-based high-dose-rate brachytherapy for perinasal skin tumors: technique evaluation from a dosimetric point of view. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 13(2), 179-187.

Sheikholeslami, S., Khodaverdian, S., Hashemzaei, F., Ghobadi, P., Ghorbani, M., & Farfooh, B. (2021). Evaluation of bone dose arising from skin cancer brachytherapy: A comparison between <sup>192</sup>Ir and <sup>60</sup>Co sources through Monte Carlo simulations. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 205, 1-11.

Skowronek, J. (2017). Current status of brachytherapy in cancer treatment - short overview. *J Contemp Brachytherapy*, 9(6), 581-589. doi:10.5114/jcb.2017.72607

Smith, R., Taylor, M., McDermott, L., Haworth, A., Millar, J., & Franich, R. (2013). Source position verification and dosimetry in HDR brachytherapy using an EPID. *Med. Phys.*, 40(11), 111706-1 -111706-12.

Szlag M., Kellas-Slecicka S., Wojcieszek P., Stankiewicz M., Cholewka A., Pruefer A., Krzysztofiak T., Lelek P., Stapór-Fudzinska M. and Slosarek K. (2021). Advanced dose calculation algorithm in superficial brachytherapy - the impact of tissue inhomogeneity on treatment plan dosimetry. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 13(4), 441-446.

Vavassori, A., Riva, G., Durante, S., Fodor, C., Comi, S., Cambria, R., Cattani, F., Spadola, G., Orecchia, R., Jereczek-Fssa, A. (2019). Mould-based surface high-dose-rate brachytherapy for eyelid carcinoma. *Journal of Contemporary Brachytherapy*, 11(5), 443-448.

Vijande, J., Ballester, F., Ouhib, Z., Granero, D., Pujades-Claumarchirant, M., & Perez-Calatayud, J. (2012). Dosimetry comparison between TG43 and Monte Carlo calculations using the Freiburg flap for skin high-dose-rate brachytherapy. *Brachytherapy*, 11, 528-535.

Vijande, J., Granero, D., Perez-calatayud, J., & Ballester, F. (2012). Monte Carlo dosimetric study of the medium dose rate CSM40 source. *Applied radiation and isotopes*, 82, 283–288.

von Neumann, J., & Ulam, S. (1945). *The Monte Carlo Method*. Bulletin AMS.

Wilkinson, D. (2006). High dose rate (HDR) brachytherapy quality assurance: a practical guide. *Biomed. Imaging Interv. J.*, 2(2), e34. doi:<https://doi.org/10.2349/bij.2.2.e34>

# APÉNDICES

## Apéndice 1

### Datos sin reducción de varianza.

MAT#	FILE_(max 20 char)	EABS(e-)	EABS(ph)	EABS(e+)	C1	C2	WCC	WCR	DSMAX	COMMENTS
1	wcap1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	3.0e5	1.0e30	Applicator Shielding
2	wfil1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Applicator Filtro
3	water1018.mat	1.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Water
4	cobalt1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Co-60
5	AlSi1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Source Shielding
6	cabl1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Cable Source
7	aire1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Standard dry Air
8	pla1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Plastic cap
9	pla1018.mat	5.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Plastic filtro
10	wcap1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Applicator Shielding RUSSIAN ROULETT E
11	water1018.mat	1.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Water SPLITTIN G

### Datos para simulación con forzado

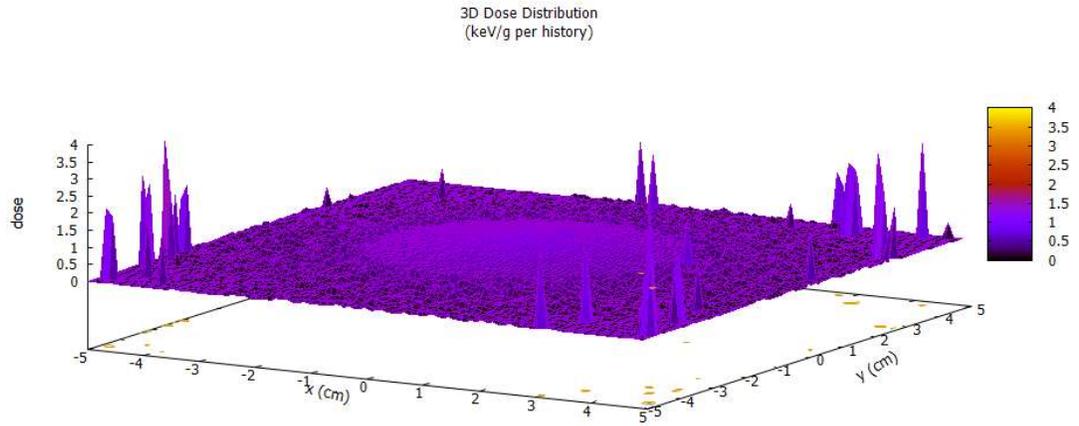
MAT#	FILE__(max 20 char)	EABS(e-)	EABS(ph)	EABS(e+)	C1	C2	WCC	WCR	DSMAX	COMMENTS
1	wcap1018.mat	1.000e5	1.000e4	1.000e5	0.1	0.1	1.0e3	3.0e5	1.0e30	Applicator Shielding
2	wfil1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Applicator Filtro
3	water1018.mat	1.000e5	1.000e4	1.000e5	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	<i>Water</i> RUSSIAN ROULETT E
4	cobalt1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Co-60
5	AlSi1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Source Shielding

6	cabl1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Cable Source
7	aire1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Standard dry Air
8	pla1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Plastic cap
9	pla1018.mat	<i>1.000e4</i>	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	<i>Plastic filtro SPLITTING</i>
10	wcap1018.mat	3.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	Applicator Shielding
11	water1018.mat	1.000e4	1.000e4	1.000e4	0.1	0.1	1.0e3	1.0e3	1.0e30	<i>Water FORCING</i>

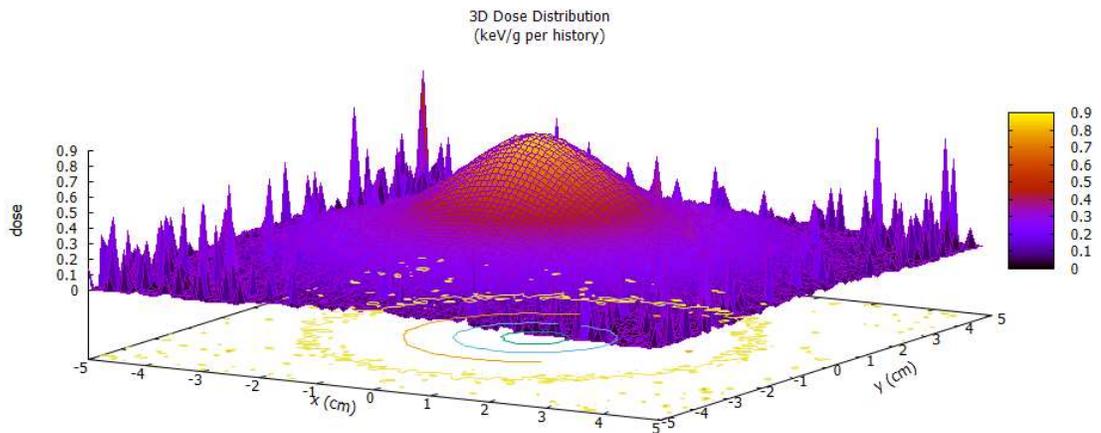
\* En letras cursivas se presentan los valores que se alteraron en las simulaciones con reducción de varianza.

## Procesamiento de Datos.

1. Se realizaron 10 simulación con diferentes semillas.



*Figura 45.* Dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación cono de 5 cm fuente central  $10^7$  historias.



*Figura 46.* Dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación cono de 5 cm fuente central  $10^8$  historias.

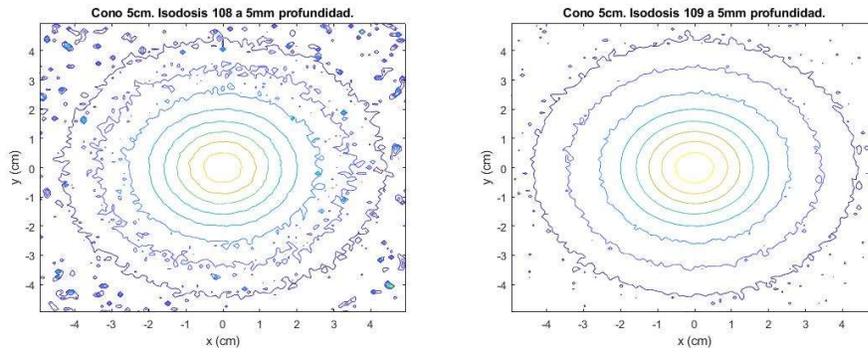


Figura 47. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central y  $10^8$  historias a la izquierda y con  $10^9$  historias a la derecha.

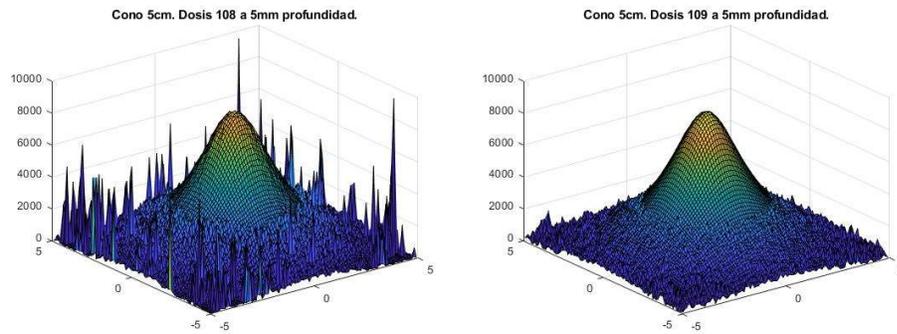


Figura 48. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central y  $10^8$  historias a la izquierda y  $10^9$  historias a la derecha.

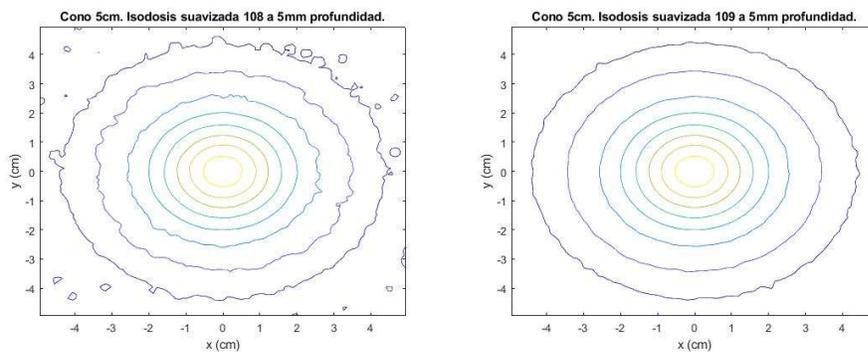


Figura 49. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm y fuente central, suavizado y  $10^8$  historias a la izquierda y con  $10^9$  historias a la derecha.

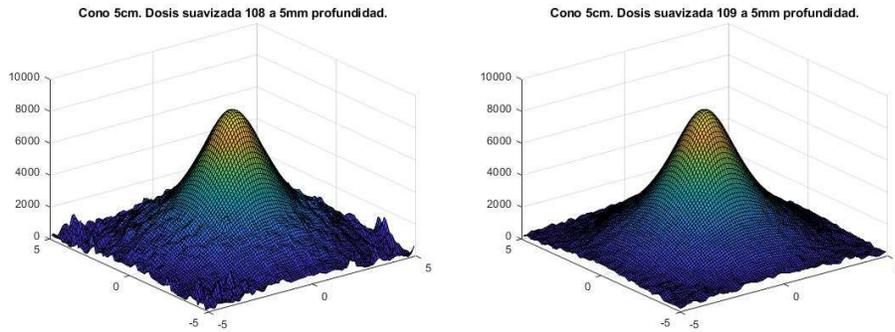


Figura 50. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central, suavizado y  $10^8$  historias a la izquierda y con  $10^9$  historias a la derecha.

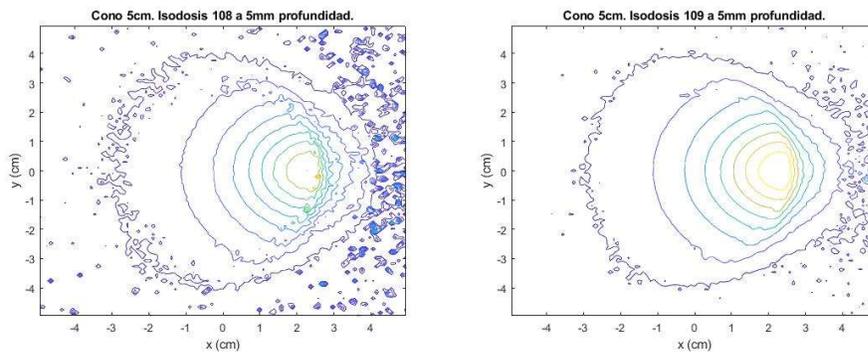


Figura 51. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y  $10^8$  historias a la izquierda y con  $10^9$  historias a la derecha.

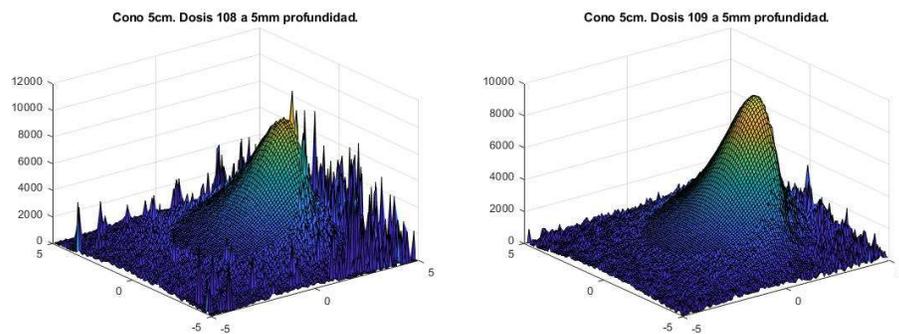


Figura 52. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y  $10^8$  historias a la izquierda y  $10^9$  historias a la derecha.

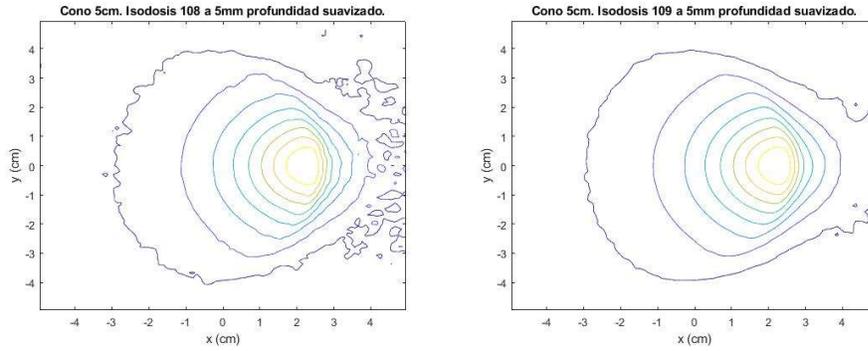


Figura 53. Isodosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y  $10^8$  historias a la izquierda y con  $10^9$  historias a la derecha.

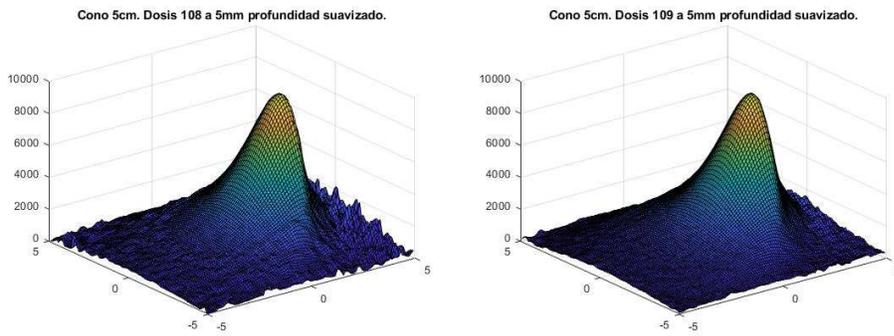


Figura 54. Dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente 0 grados, suavizado y  $10^8$  historias a la izquierda y con  $10^9$  historias a la derecha.

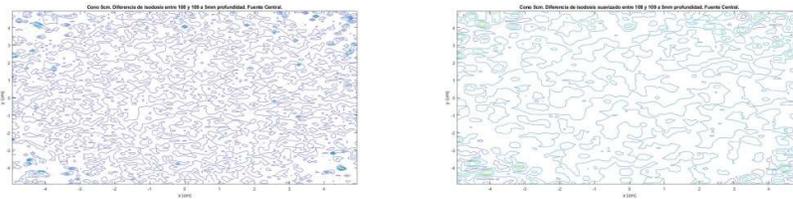


Figura 55. Diferencia de dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación, cono de 5 cm, fuente central con  $10^8$  y  $10^9$  historias a la izquierda y suavizado a la derecha.

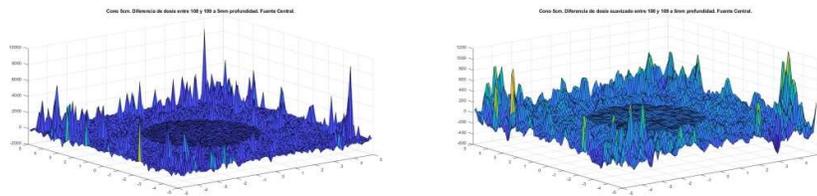
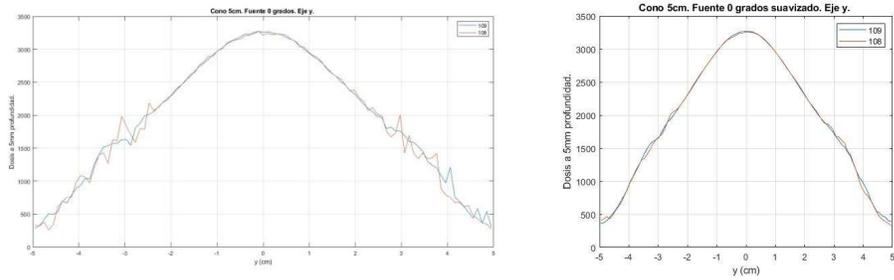
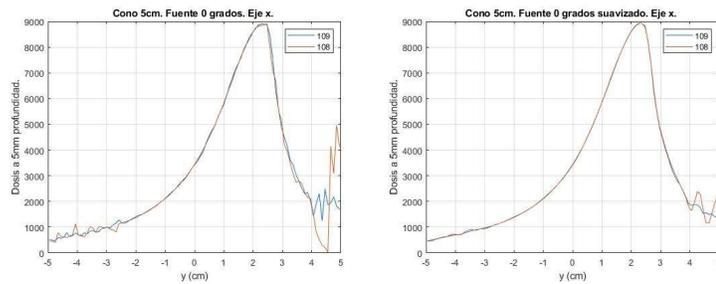


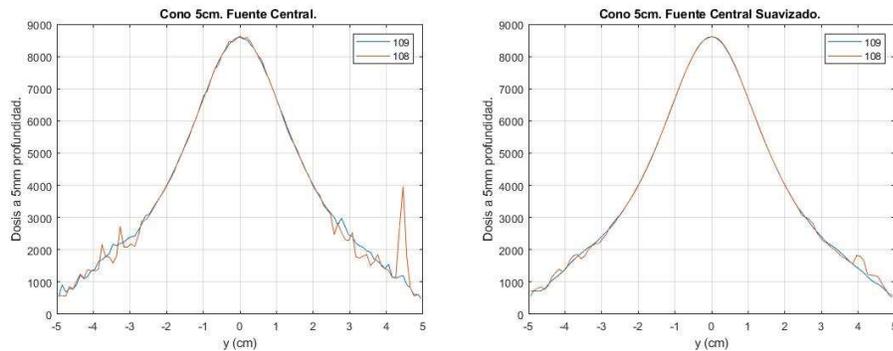
Figura 56. Diferencia de dosis a 5 mm de profundidad de resultados de simulación con cono de 5 cm, fuente central con  $10^8$  y  $10^9$  historias a la izquierda y suavizado a la derecha.



**Figura 57.** Perfil de dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados con cono de 5 cm, fuente 0 grados eje y, de simulación a la izquierda y suavizado a la derecha.



**Figura 58.** Perfil de dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados con cono de 5 cm, fuente 0 grados eje x, de simulación a la izquierda y suavizado a la derecha.



**Figura 59.** Perfil de dosis (keV/g por historia) a 5 mm de profundidad de resultados con cono de 5 cm, fuente central eje x, de simulación a la izquierda y suavizado a la derecha.

## 2. Suavizado.

Se utiliza la función smooth 3 de matlab, la primera entrada son los datos dosimétricos del volumen, la segunda entrada es el filtro se utiliza tipo box, la tercera entrada es el tamaño del filtro (3 3 3).

El valor para colocar en un punto específico es calculado como promedio de los vecinos.

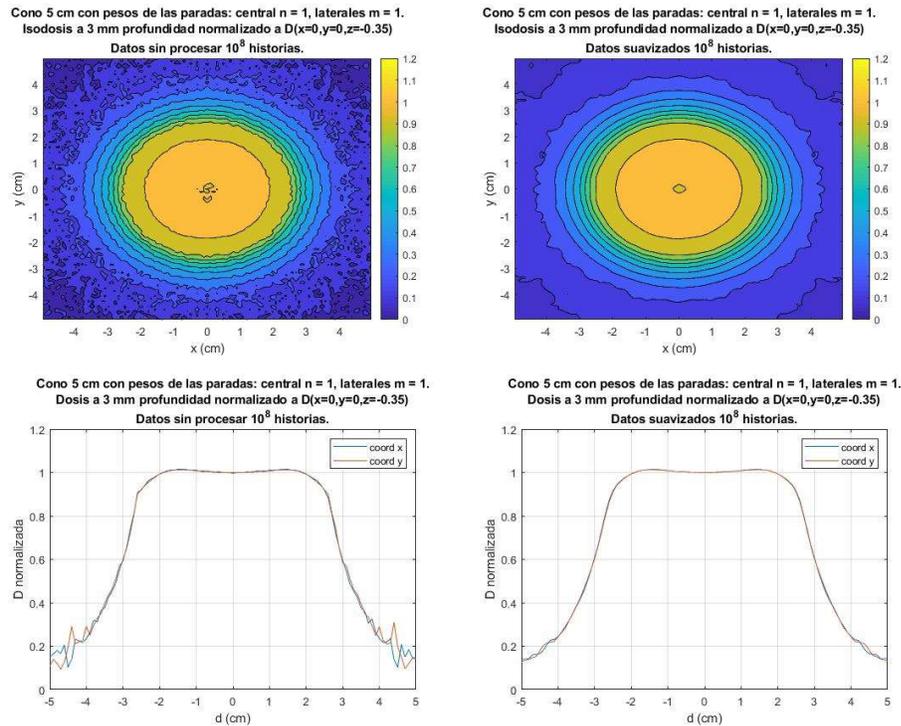
$K=3, l=k/2$ .

$$a_{i,j,k} = \frac{\sum_{p=i-l}^{i+l} \sum_{q=j-l}^{j+l} \sum_{m=k-l}^{k+l} a_{p,q,m}}{k^3}$$

El valor en cada punto es el promedio de los 26 vecinos próximos.

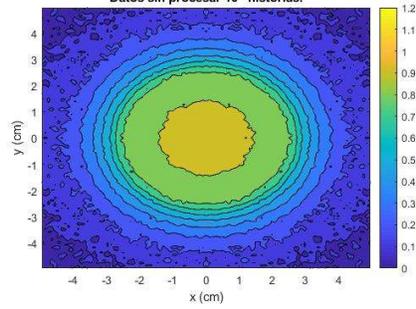
### 3. Cono 5 cm y $10^8$ historias.

La suma de todas las dosis de las distintas posiciones de la fuente, con el mismo tiempo en cada parada.

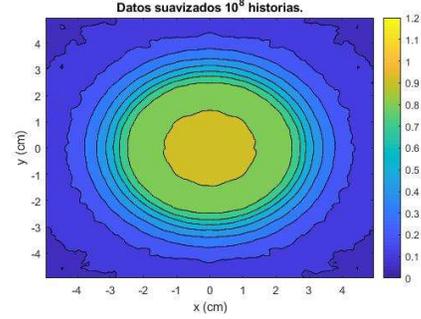


*Figura 60.* Isodosis a 3 mm normalizadas  $D(x=0, y=0, z=-0,35)$ , cono 5 cm y  $10^8$  historias, simulación a la izquierda superior y suavizado a la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

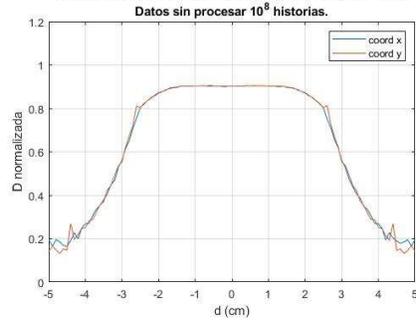
Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$

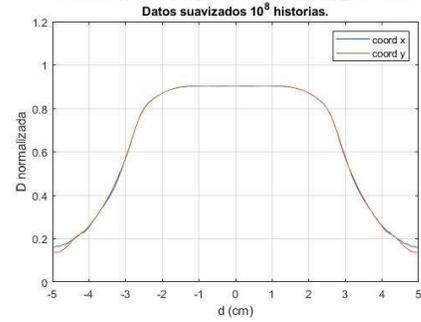
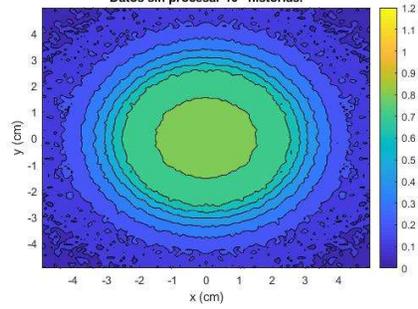
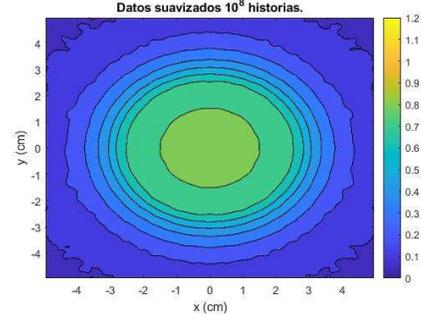


Figura 61. Isodosis a 5 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$  con cono 5 cm y  $10^8$  historias, simulación a la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

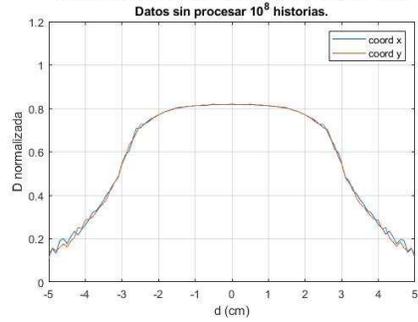
Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



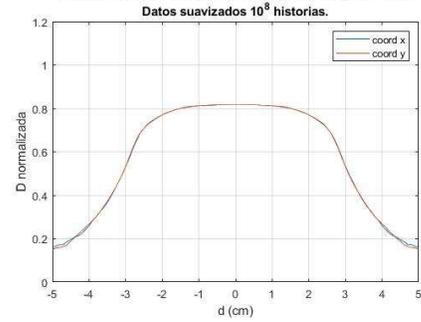
Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



**Figura 62.** Isodosis a 7 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^8$  historias, simulación a la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

4. Cono 5 cm y  $10^9$  historias.

La suma de todas las dosis de las distintas posiciones de la fuente, con el mismo tiempo en cada parada.

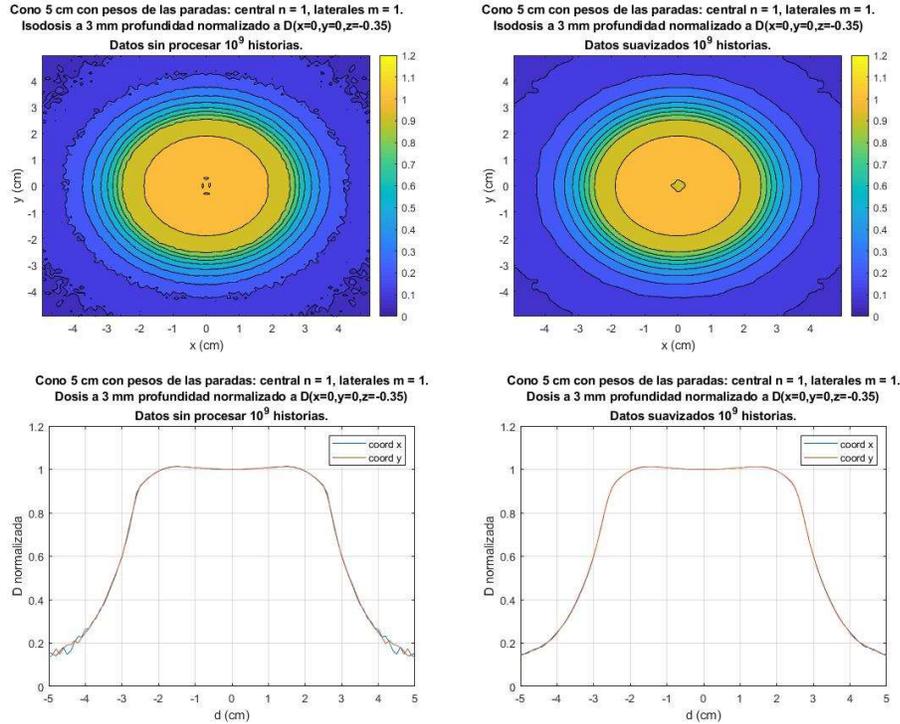
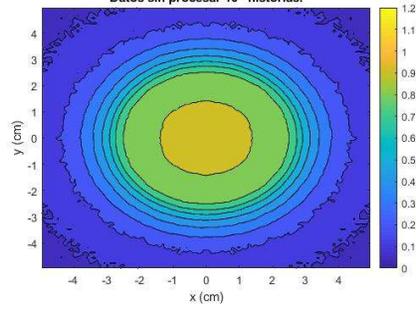
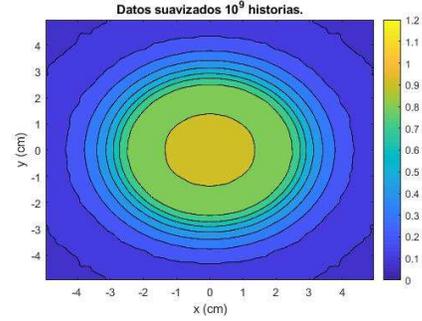


Figura 63. Isodosis a 3 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

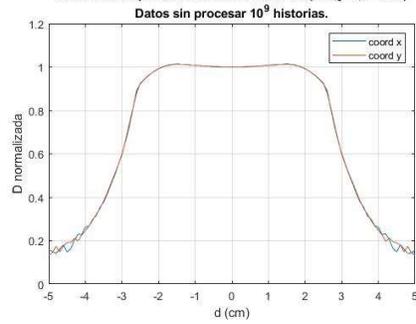
Cono 5 cm con pesos de las paradas: central n = 1, laterales m = 1.  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



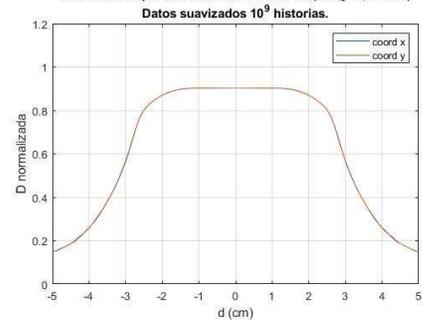
Cono 5 cm con pesos de las paradas: central n = 1, laterales m = 1.  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central n = 1, laterales m = 1.  
Dosis a 3 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$

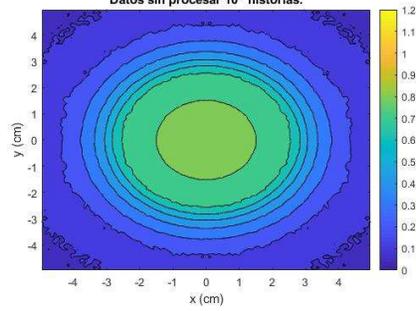


Cono 5 cm con pesos de las paradas: central n = 1, laterales m = 1.  
Dosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$

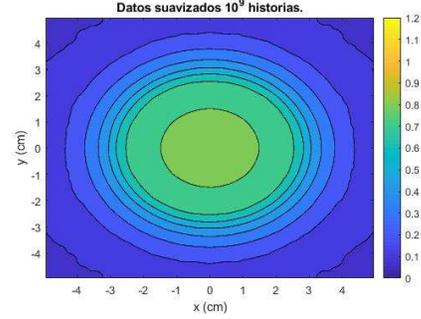


**Figura 64.** Isodosis a 5 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

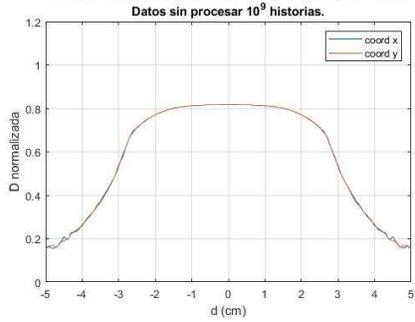
Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



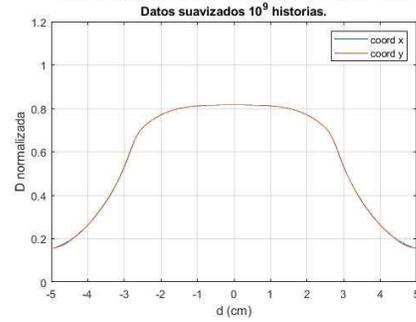
Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



*Figura 65.* Isodosis a 7 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

5. Cono 3-5 cm y  $10^8$  historias.

La suma de todas las dosis de las distintas posiciones la fuente, con el mismo tiempo de parada.

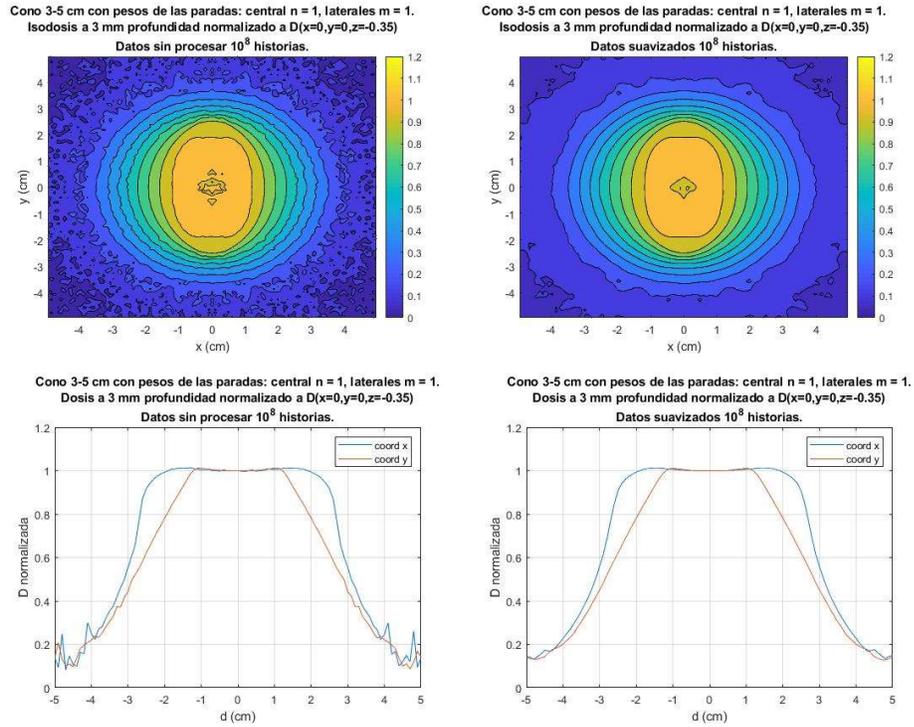
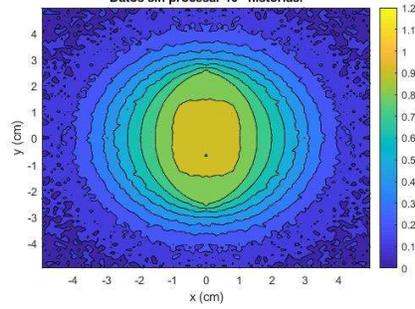
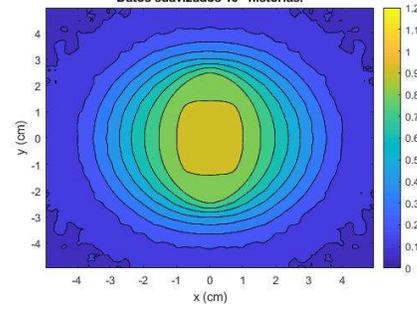


Figura 66. Isodosis a 3 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 3-5 cm y  $10^8$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

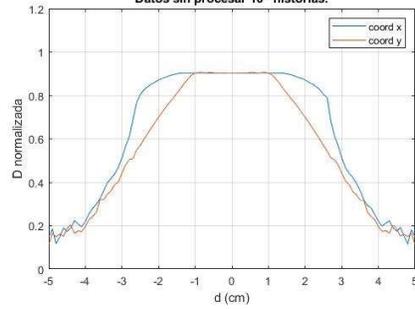
Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos sin procesar  $10^8$  historias.



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos suavizados  $10^8$  historias.



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos sin procesar  $10^8$  historias.



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos suavizados  $10^8$  historias.

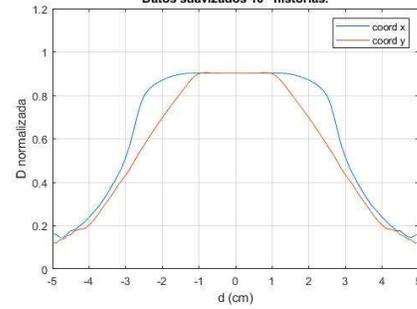
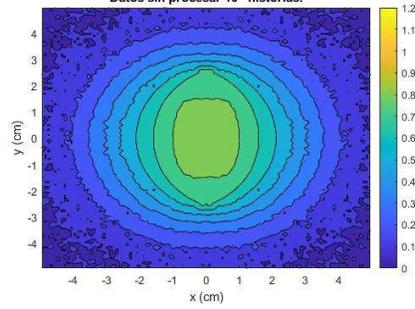
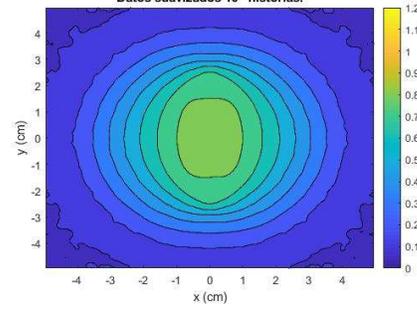


Figura 67. Isodosis a 5 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$  con cono 3-5 cm y  $10^8$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

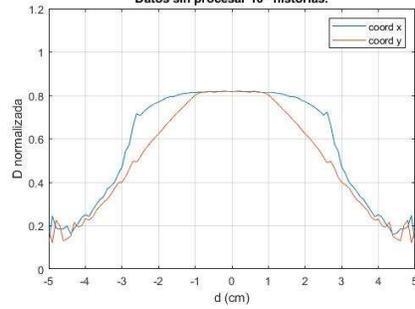
Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos sin procesar  $10^8$  historias.



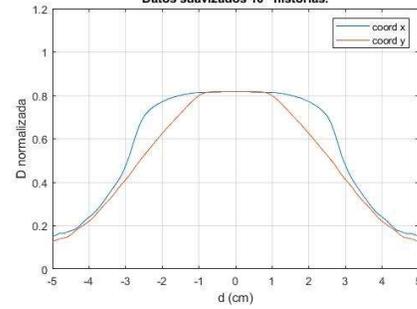
Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos suavizados  $10^8$  historias.



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos sin procesar  $10^8$  historias.



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$   
Datos suavizados  $10^8$  historias.



**Figura 68.** Isodosis a 7 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 3-5 cm y  $10^8$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

6. Cono 3-5 cm con  $10^9$  historias.

La suma de todas las dosis de las distintas posiciones la fuente, con el mismo tiempo en cada parada.

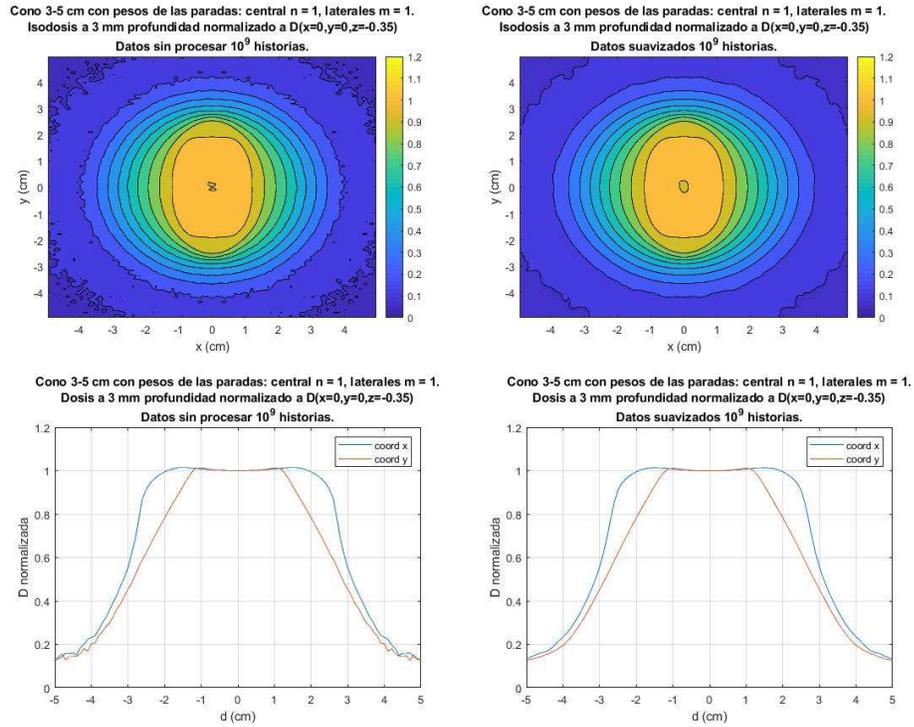
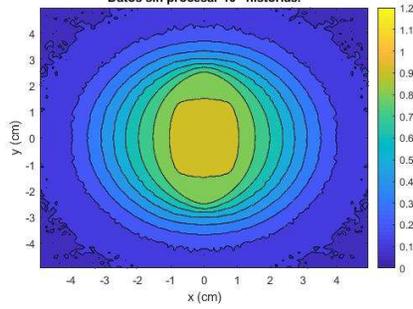
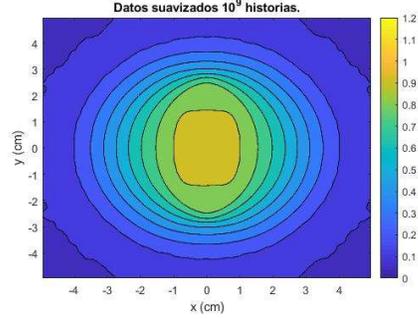


Figura 69. Isodosis a 3 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 3-5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 3 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

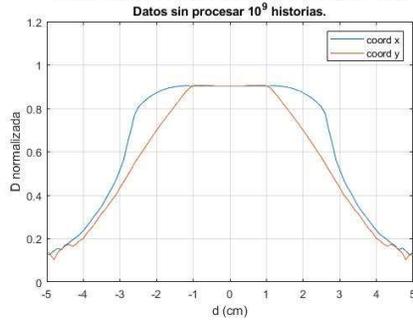
Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 5 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$

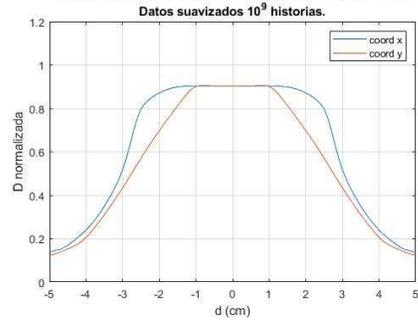
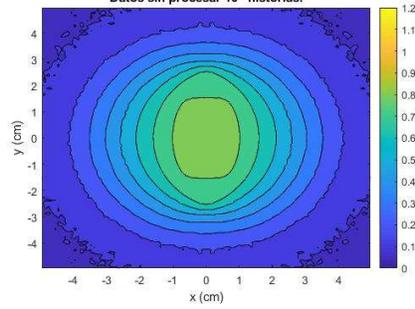
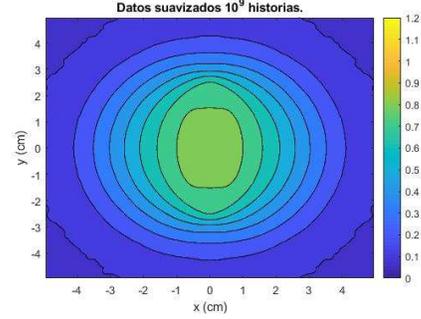


Figura 70. Isodosis a 5 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0,35)$  con cono 3-5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 5 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

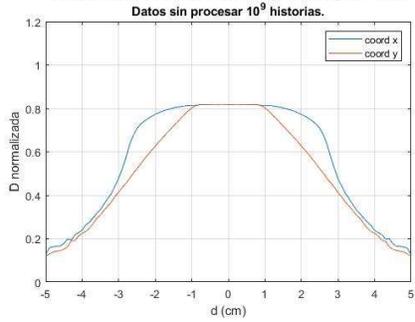
Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Isodosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$



Cono 3-5 cm con pesos de las paradas: central  $n = 1$ , laterales  $m = 1$ .  
Dosis a 7 mm profundidad normalizado a  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$

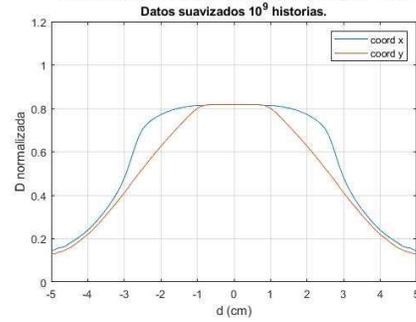


Figura 71. Isodosis a 7 mm normalizadas  $D(x=0,y=0,z=-0.35)$  con cono 3-5 cm y  $10^9$  historias, simulación en la izquierda superior y suavizado en la derecha superior. Perfil de dosis a 7 mm de profundidad normalizado a 3 mm, simulación en la izquierda inferior y suavizado en la derecha inferior.

## Resultados de planicidad y penumbra.

Profundidades (d): 3 mm, 5 mm

Pesos de optimización (W): 1,15; 1,48.

Conos: 50 mm, 40 mm, 35 mm.

Penumbra

$$P_{20}^{80} = |x(D(80\%)) - x(D(20\%))|$$

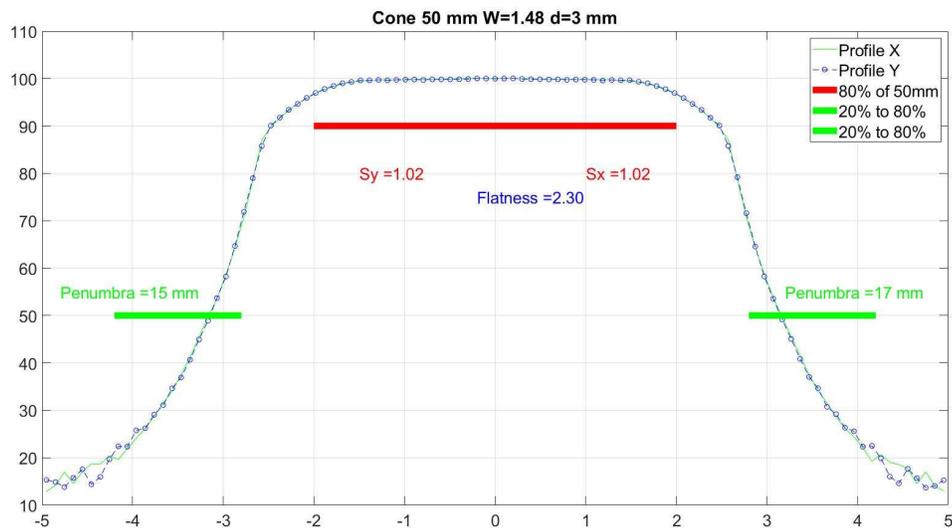


Figura 72. Cono 50 mm W = 1.48, d=3 mm.

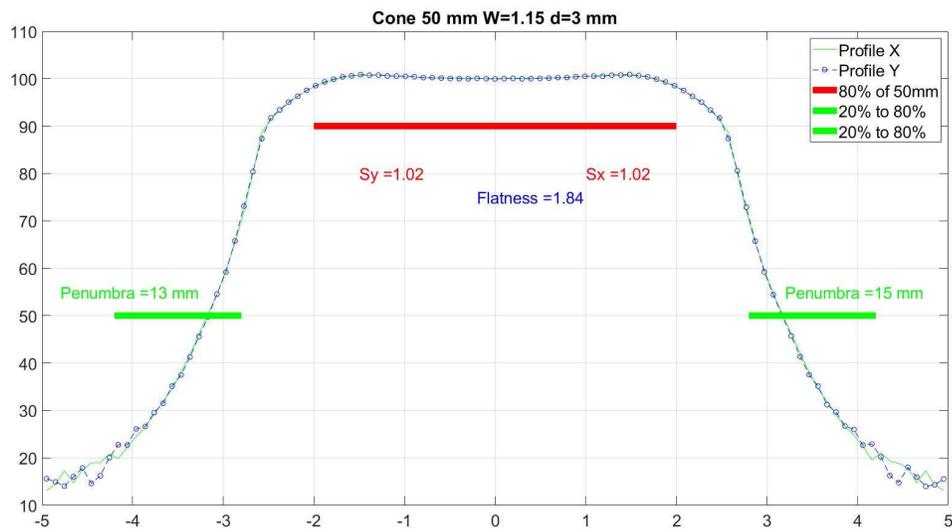


Figura 73. Cono 50 mm W =1.15, d=3 mm.

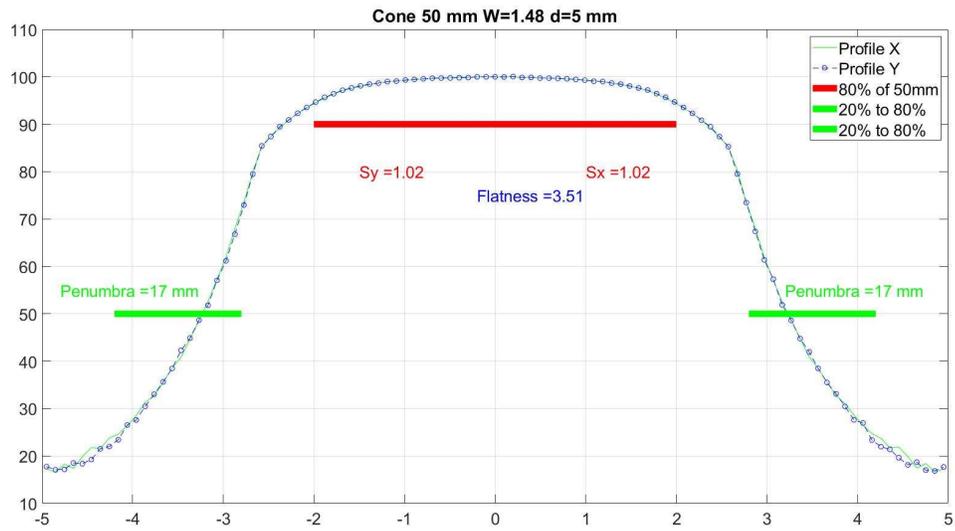


Figura 74. Cono 50 mm W =1.48, d= 5 mm.

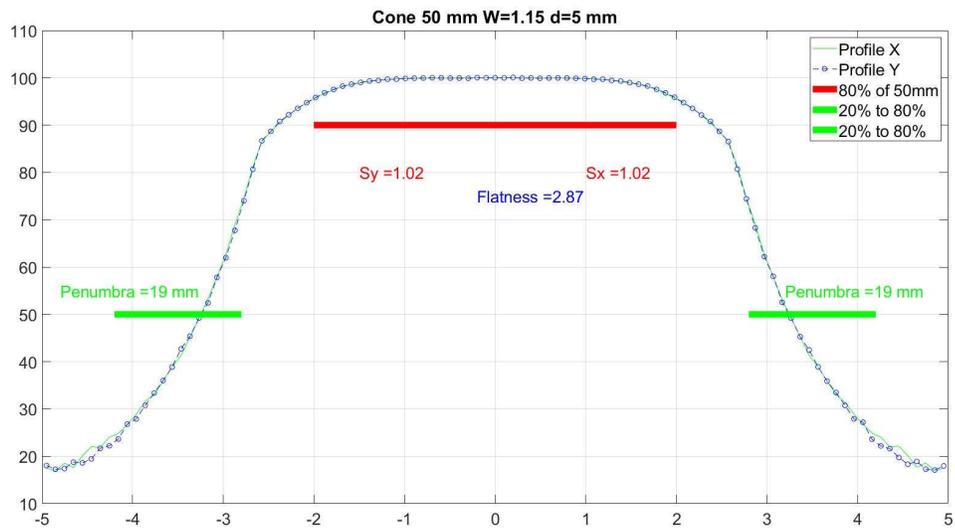


Figura 75. Cono 50 mm W =1.15, d=5 mm.

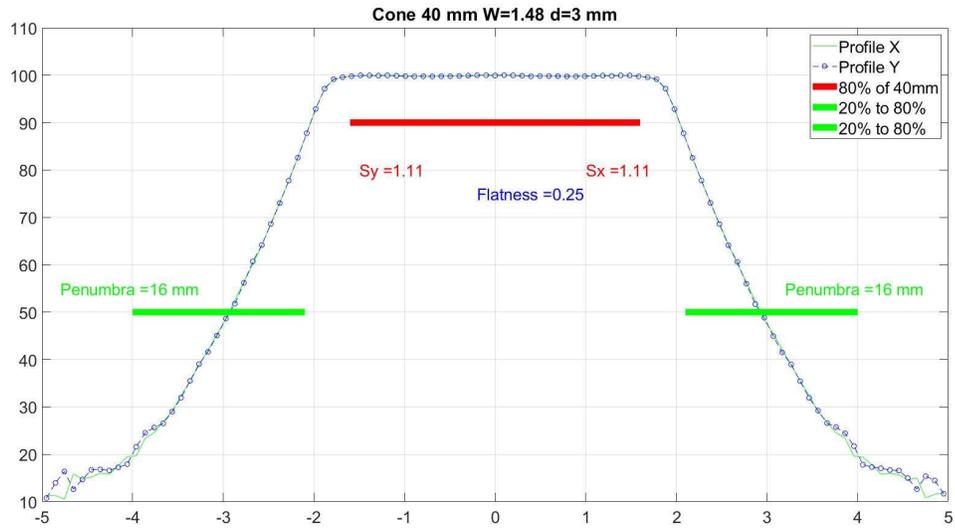


Figura 76. Cono 40 mm W = 1.48, d= 3 mm.

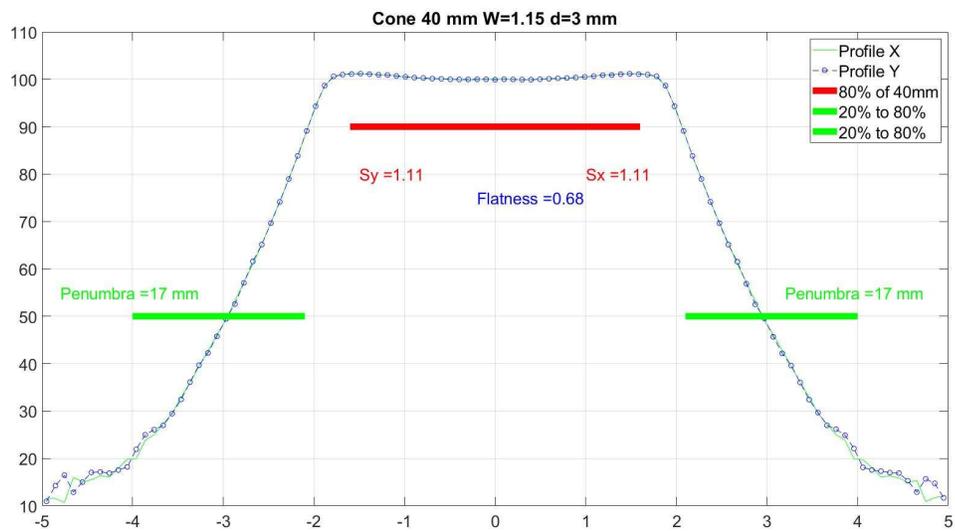


Figura 77. Cono 40 mm W = 1.15, d= 3 mm.

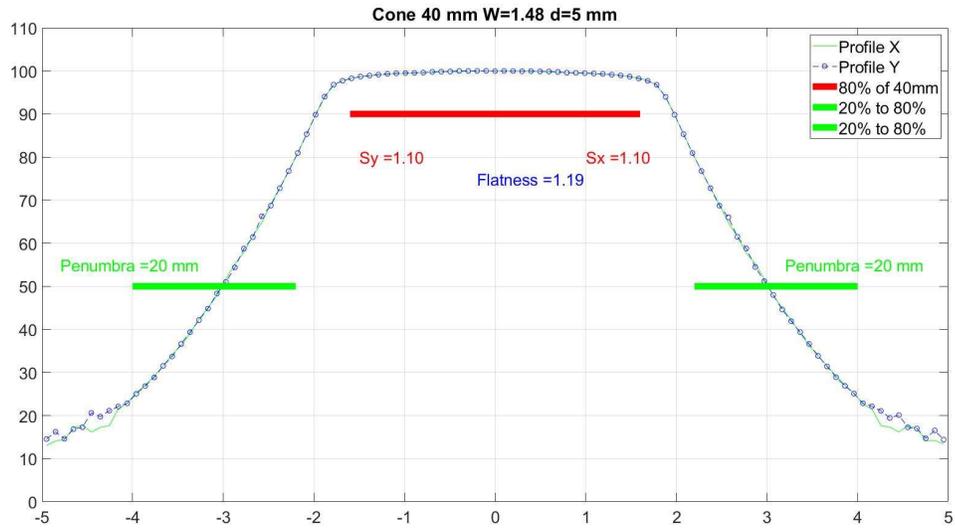


Figura 78. Cono 40 mm W = 1.48, d= 5 mm.

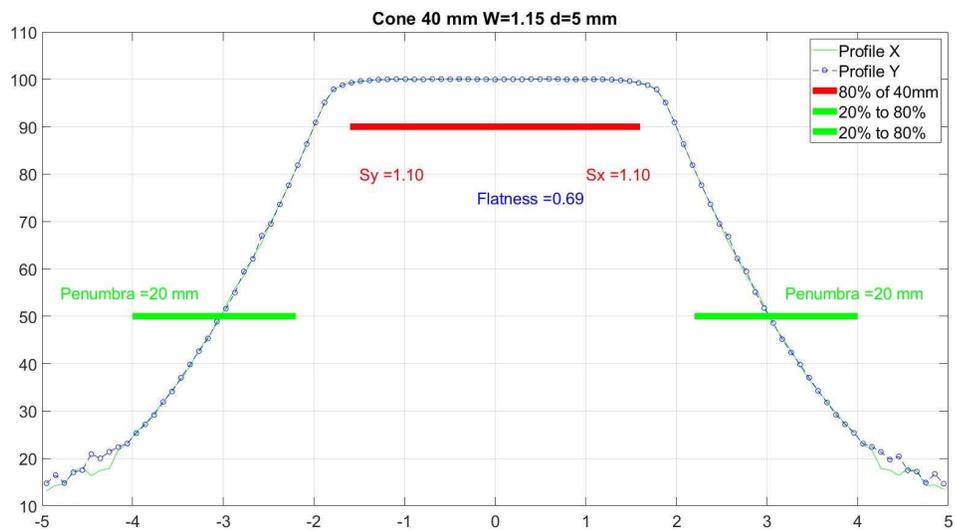


Figura 79. Cono 40 mm W = 1.15, d= 5 mm.

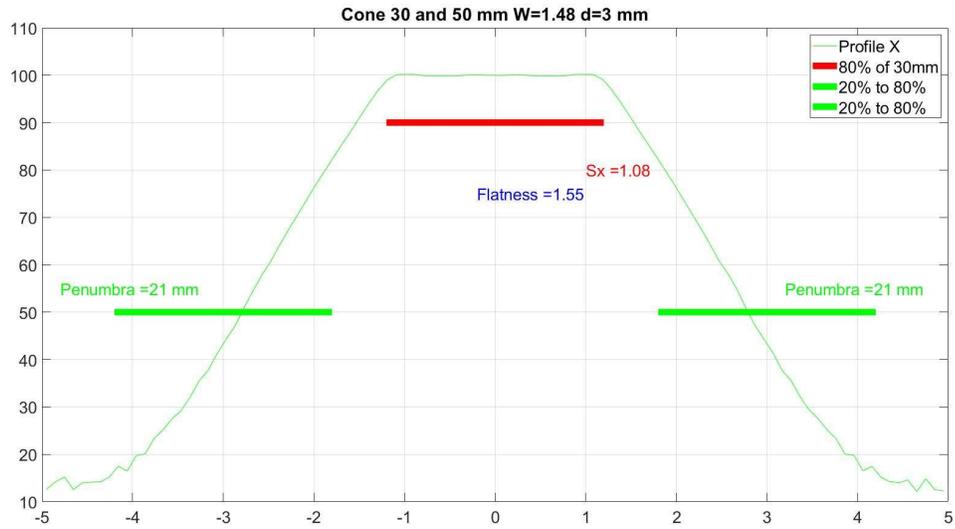


Figura 80. Cono 30 y 50 mm W = 1.48, d=3 mm X.

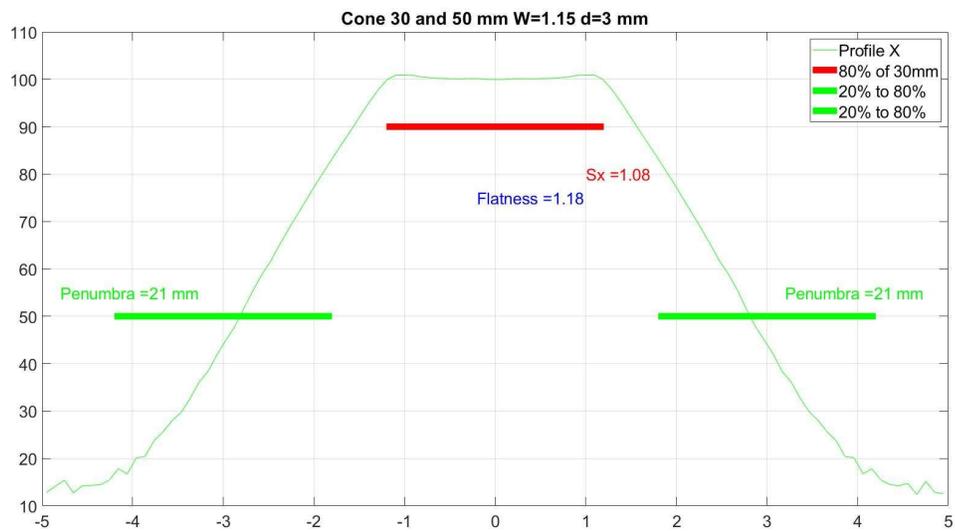


Figura 81. Cono 30 y 50 mm W = 1.15, d=3 mm X.

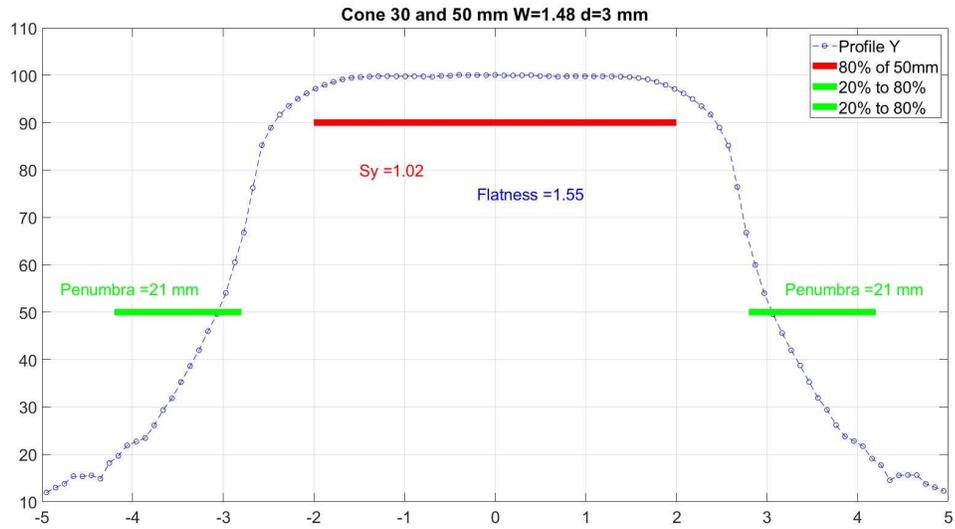


Figura 82. Cono 30 y 50 mm W = 1.48, d=3 mm Y.

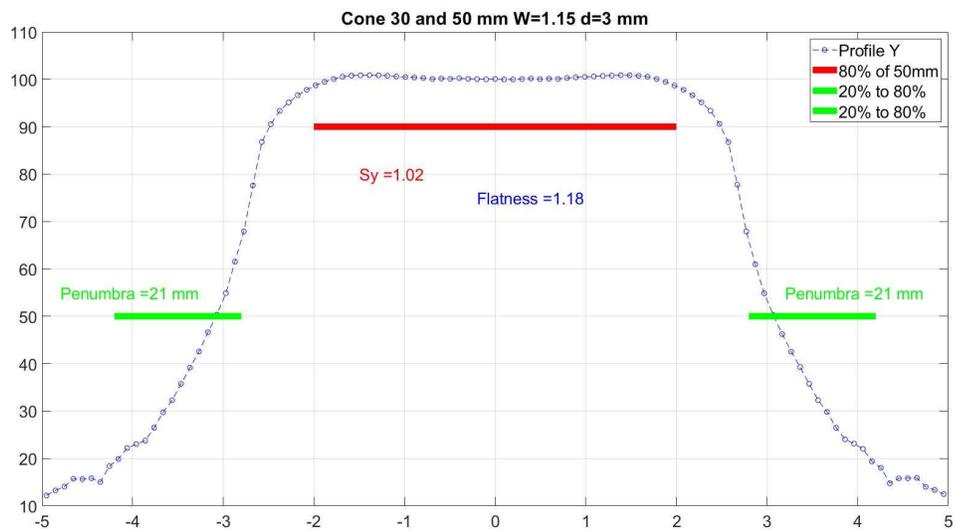


Figura 83. Cono 30 y 50 mm W = 1.15, d=3 mm Y.

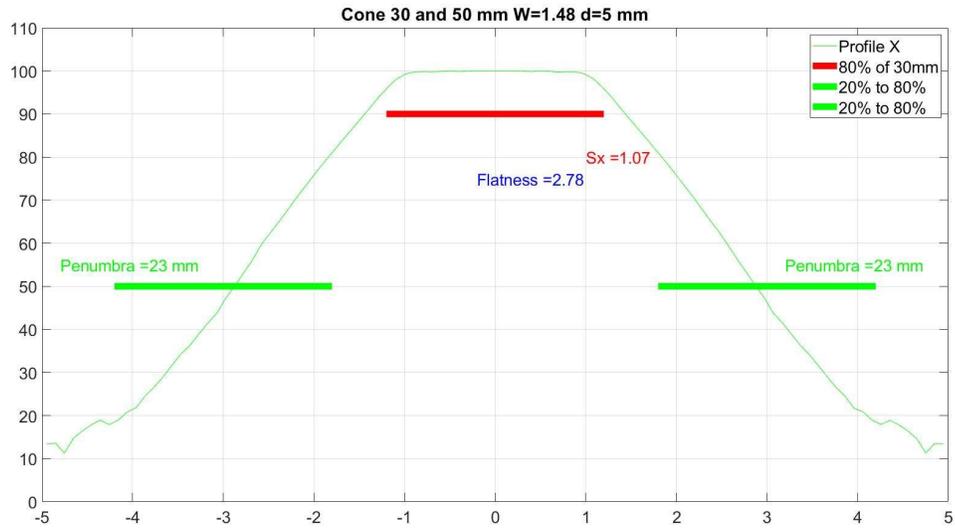


Figura 84. Cono 30 y 50 mm W = 1.48, d=5 mm X.

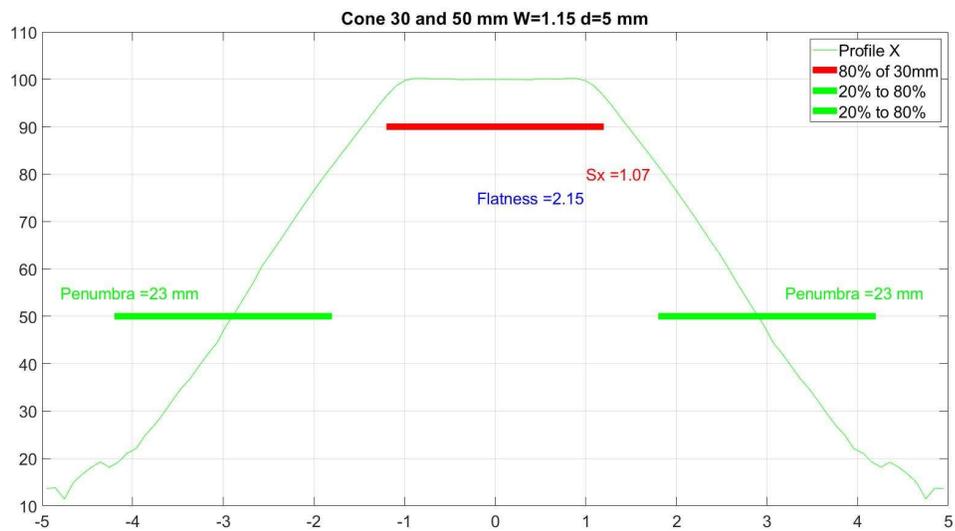


Figura 85. Cono 30 y 50 mm W = 1.15, d=5 mm X.

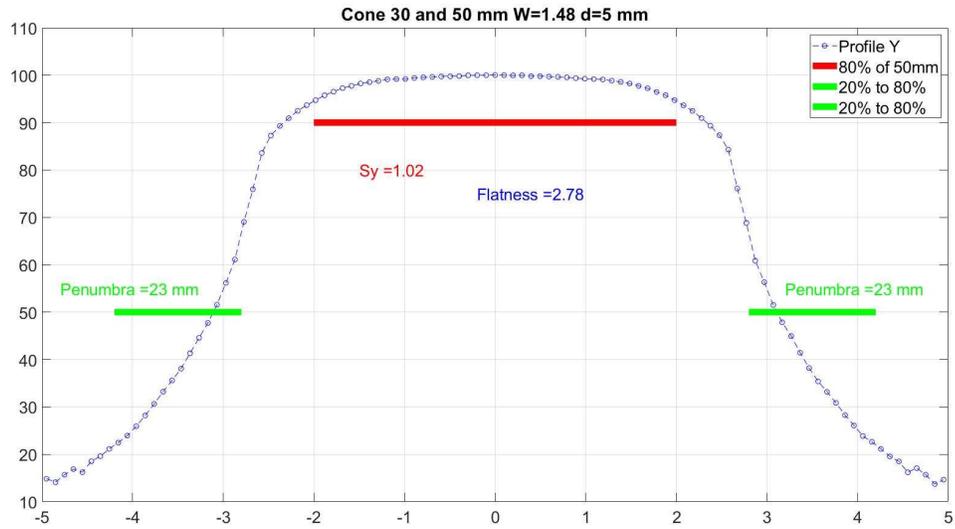


Figura 86. Cono 30 y 50 mm W = 1.48, d=5 mm Y.

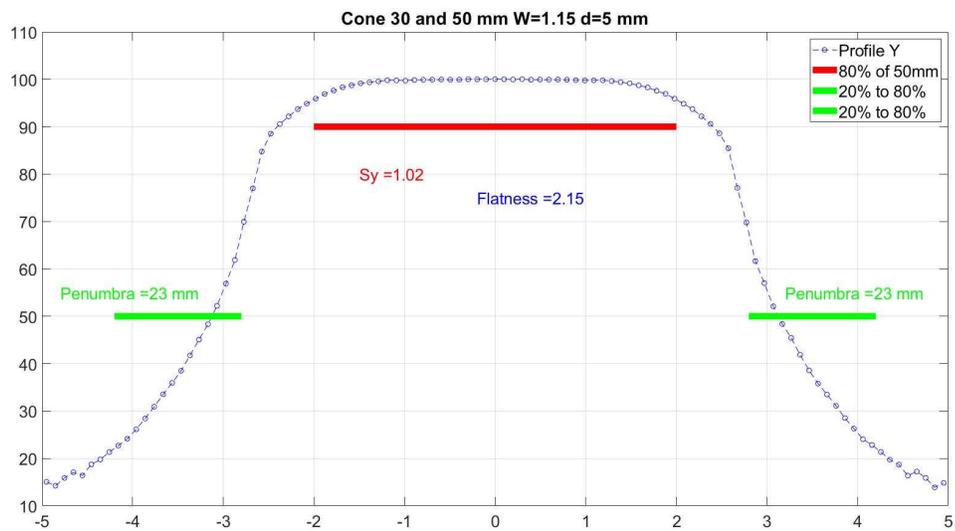


Figura 87. Cono 30 y 50 mm W = 1.15, d=5 mm Y.

## Apéndice 2

Propagación de incertidumbres según (BIMP 2008).

B es coeficiente de linealidad que relaciona el tiempo “seteado” y el tiempo medido:

$$B = \frac{t_{Meas1} - t_{Meas2}}{t_{Set1} - t_{Set2}} = \frac{\left(\frac{Q_1}{I_1}\right) - \left(\frac{Q_2}{I_2}\right)}{t_{Set1} - t_{Set2}}$$

La varianza en B viene dada por la siguiente expresión teniendo en cuenta que los mesurandos Q, I y t<sub>set</sub> están correlacionados entre sí.

$$\begin{aligned} u_c^2(\mathbf{B}) = & \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_1}\right)^2 u^2(Q_1) + \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_2}\right)^2 u^2(Q_2) + \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_1}\right)^2 u^2(I_1) + \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_2}\right)^2 u^2(I_2) \\ & + \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set1}}\right)^2 u^2(t_{Set1}) + \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set2}}\right)^2 u^2(t_{Set2}) + 2\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_1}\right)\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_1}\right)u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) \\ & + 2\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_1}\right)\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set1}}\right)u(Q_1)u(t_{Set1})r(Q_1, t_{Set1}) + 2\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_1}\right)\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set1}}\right)u(I_1)u(t_{Set1})r(I_1, t_{Set1}) \\ & + 2\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_2}\right)\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_2}\right)u(Q_2)u(I_2)r(Q_2, I_2) + 2\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_2}\right)\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set2}}\right)u(Q_2)u(t_{Set2})r(Q_2, t_{Set2}) \\ & + 2\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_2}\right)\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set2}}\right)u(I_2)u(t_{Set2})r(I_2, t_{Set2}) \end{aligned}$$

$$\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_1}\right) = \frac{1}{I_1(t_{Set1} - t_{Set2})} \quad \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_1}\right) = \frac{-Q_1}{I_1^2(t_{Set1} - t_{Set2})}$$

$$\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial Q_2}\right) = \frac{-1}{I_2(t_{Set1} - t_{Set2})} \quad \left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial I_2}\right) = \frac{Q_2}{I_2^2(t_{Set1} - t_{Set2})}$$

$$\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set1}}\right) = \frac{-\left(\frac{Q_1}{I_1}\right) + \left(\frac{Q_2}{I_2}\right)}{(t_{Set1} - t_{Set2})^2} = \frac{-\mathbf{B}}{(t_{Set1} - t_{Set2})}$$

$$\left(\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t_{Set2}}\right) = \frac{\left(\frac{Q_1}{I_1}\right) - \left(\frac{Q_2}{I_2}\right)}{(t_{Set1} - t_{Set2})^2} = \frac{\mathbf{B}}{(t_{Set1} - t_{Set2})}$$

$$\begin{aligned}
u_c^2(\mathbf{B}) &= \left( \frac{1}{I_1(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right)^2 u^2(Q_1) + \left( \frac{-1}{I_2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right)^2 u^2(Q_2) + \left( \frac{-Q_1}{I_1^2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right)^2 u^2(I_1) + \left( \frac{Q_2}{I_2^2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right)^2 u^2(I_2) \\
&+ \left( \frac{-\mathbf{B}}{(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right)^2 u^2(t_{Ser1}) + \left( \frac{\mathbf{B}}{(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right)^2 u^2(t_{Ser2}) + 2 \left( \frac{1}{I_1(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) \left( \frac{-Q_1}{I_1^2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) \\
&+ 2 \left( \frac{1}{I_1(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) \left( \frac{-\mathbf{B}}{(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) u(Q_1)u(t_{Ser1})r(Q_1, t_{Ser1}) + 2 \left( \frac{-Q_1}{I_1^2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) \left( \frac{-\mathbf{B}}{(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) u(I_1)u(t_{Ser1})r(I_1, t_{Ser1}) \\
&+ 2 \left( \frac{-1}{I_2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) \left( \frac{Q_2}{I_2^2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) u(Q_2)u(I_2)r(Q_2, I_2) + 2 \left( \frac{-1}{I_2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) \left( \frac{\mathbf{B}}{(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) u(Q_2)u(t_{Ser2})r(Q_2, t_{Ser2}) \\
&+ 2 \left( \frac{Q_2}{I_2^2(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) \left( \frac{\mathbf{B}}{(t_{Ser1} - t_{Ser2})} \right) u(I_2)u(t_{Ser2})r(I_2, t_{Ser2})
\end{aligned}$$

$$u_c^2(\mathbf{B}) = \left( \frac{1}{t_{Ser1} - t_{Ser2}} \right)^2 \left\{ \begin{aligned} &\left( \frac{1}{I_1} \right)^2 u^2(Q_1) + \left( \frac{1}{I_2} \right)^2 u^2(Q_2) + \left( \frac{Q_1}{I_1^2} \right)^2 u^2(I_1) + \left( \frac{Q_2}{I_2^2} \right)^2 u^2(I_2) + \mathbf{B}^2 u^2(t_{Ser1}) + \mathbf{B}^2 u^2(t_{Ser2}) - \\ &2 \left( \frac{Q_1}{I_1^3} \right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) - 2 \left( \frac{\mathbf{B}}{I_1} \right) u(Q_1)u(t_{Ser1})r(Q_1, t_{Ser1}) + 2 \left( \frac{\mathbf{B}Q_1}{I_1^2} \right) u(I_1)u(t_{Ser1})r(I_1, t_{Ser1}) - \\ &2 \left( \frac{Q_2}{I_2^3} \right) u(Q_2)u(I_2)r(Q_2, I_2) - 2 \left( \frac{\mathbf{B}}{I_2} \right) u(Q_2)u(t_{Ser2})r(Q_2, t_{Ser2}) + 2 \left( \frac{\mathbf{B}Q_2}{I_2^2} \right) u(I_2)u(t_{Ser2})r(I_2, t_{Ser2}) \end{aligned} \right\}$$

$$\begin{aligned}
u_{Q_1} &= 0.029 & s_{Q_1} &= 0.052 & u_{Q_1} &= 0.060 & r(Q_1, I_1) &= 1.1E-4 \\
u_{Q_2} &= 0.029 & s_{Q_2} &= 0.091 & u_{Q_2} &= 0.096 & r(Q_1, t_{Ser1}) &= 6.8E-7 \\
u_{I_1} &= 0.0029 & s_{I_1} &= 0.0036 & u_{I_1} &= 0.0046 & r(I_1, t_{Ser1}) &= -3.1E-7 \\
u_{I_2} &= 0.0029 & s_{I_2} &= 0.0040 & u_{I_2} &= 0.0050 & r(Q_2, I_2) &= 3.3E-4 \\
u_{t_{ser1}} &= 0.00029 & s_{t_{ser1}} &= 0.00014 & u_{t_{ser1}} &= 0.00032 & r(Q_2, t_{Ser2}) &= -1.3E-5 \\
u_{t_{ser2}} &= 0.00029 & s_{t_{ser2}} &= 0.00020 & u_{t_{ser2}} &= 0.00035 & r(I_2, t_{Ser2}) &= -6.1E-7
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
\mathbf{B} &= 0.9993 \\
t_{Ser1} &= 9.9999 \\
t_{Ser2} &= 19.9994 \\
I_1 &= 7.147 \\
I_2 &= 7.149 \\
Q_1 &= 76.63 \\
Q_2 &= 148.09
\end{aligned}$$

$$K(x) = \frac{I_1 C_{T,P}}{s_k e^{\lambda t}}$$

$$u_c^2(K(x)) = \left(\frac{\partial K(x)}{\partial I}\right)^2 u^2(I) + \left(\frac{\partial K(x)}{\partial \lambda}\right)^2 u^2(\lambda) + \left(\frac{\partial K(x)}{\partial s_{k,0}}\right)^2 u^2(s_{k,0}) + \left(\frac{\partial K(x)}{\partial t}\right)^2 u^2(t) + \left(\frac{\partial K(x)}{\partial C_{T,P}}\right)^2 u^2(C_{T,P})$$

$s_{k,0}$  se tomará desde la calibración inicial de la fuente con el factor inicial de calibración

$$N_{KDL} = 1.207 \times 10^6 \frac{\text{Gy m}^2}{\text{h A}} \text{ tasa de dosis característica TM33004 3\%}$$

$k_{elect} = 1.000$  desviación en todos los rangos por debajo de 0.5%

$$s_{k,0} = N_{KDL} \bar{I} C_{T,P} K_{Pol} K_{ion}$$

$$C_{T,P} = \frac{P_0(273.15 + T)}{P(273.15 + T_0)}$$

$$u_c^2(C_{T,P}) = \left(\frac{\partial C_{T,P}}{\partial T}\right)^2 u^2(T) + \left(\frac{\partial C_{T,P}}{\partial P}\right)^2 u^2(P)$$

$$u_c^2(C_{T,P}) = \left(\frac{P_0}{P(273.15 + T_0)}\right)^2 u^2(T) + \left(\frac{P_0(273.15 + T)}{P(273.15 + T_0)P}\right)^2 u^2(P)$$

$$u_c^2(C_{T,P}) = \left(\frac{1013.2}{1018.40(273.15 + 20)}\right)^2 \left(0.14^2 + \left(\frac{(273.15 + 18.1)}{1018.4}\right)^2 0.029^2\right) = 2.27E - 7$$

$$u_P = 0.029$$

$$P = 1018.40 \text{ hPa}$$

$$u_T = 0.14$$

$$T = 18.1^\circ \text{ C}$$

$$u_{I_1} = 0.0046$$

$$I_1(B) = 7.147 \text{ nA}$$

$$u_{T_{1/2}} = 0.14$$

$$T_{1/2} = 1925.28 \text{ d}$$

$$u_t = 0.5$$

$$t = 1785 \text{ d}$$

$$u_{S_k} = 3.2\% \quad k = 2 \quad si \quad k = 1, \quad u_{S_k} = 384.49 \quad S_k = 23549.8 \frac{\text{cGy cm}^2}{\text{h}}$$

$$K(B) = 5.66857E - 4 \text{ nA/U}$$

$$u_c^2(K(x)) = \left(\frac{C_{T,P}}{s_K e^{\lambda t}}\right)^2 u^2(I_1) + \left(\frac{I_1 C_{T,P}}{s_K e^{\lambda t / T_{1/2}} T_{1/2}^2}\right)^2 u^2(T_{1/2}) + \left(\frac{I_1 C_{T,P}}{s_K e^{\lambda t} s_K}\right)^2 u^2(s_{K,0}) + \left(\frac{I_1 C_{T,P}}{s_K e^{\lambda t} T_{1/2}}\right)^2 u^2(t) + \left(\frac{I_1}{s_K e^{\lambda t}}\right)^2 u^2(C_{T,P})$$

$$u_c^2(K(x)) = \left(\frac{I_1 C_{T,P}}{s_K e^{\lambda t}}\right)^2 \left\{ \frac{u^2(I_1)}{I_1^2} + \left(\frac{\ln(2)t}{T_{1/2}^2}\right)^2 u^2(T_{1/2}) + \frac{u^2(s_{K,0})}{s_{K,0}^2} + \left(\frac{\ln(2)}{T_{1/2}}\right)^2 u^2(t) + \frac{u^2(C_{T,P})}{C_{T,P}^2} \right\}$$

$$u_c^2(K(x)) = (5.66857 \times 10^{-4})^2 \left\{ \frac{0.0046^2}{7.147^2} + \left(\frac{\ln(2)1785}{1925.28^2}\right)^2 0.14^2 + \frac{384.49^2}{23549.8^2} + \left(\frac{\ln(2)}{1925.28}\right)^2 0.5^2 + \frac{2.27 \times 10^{-7}}{0.9819^2} \right\} = 8.6 \times 10^{-11}$$

$$t_{tr} = t_{meas} - B t_{set} = \frac{Q_1}{I_1} - B t_{set1}$$

$$\begin{aligned} u_c^2(t_{tr}) &= \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right)^2 u^2(Q_1) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right)^2 u^2(I_1) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right)^2 u^2(B) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right)^2 u^2(t_{set1}) \\ &+ 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) + 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) u(Q_1)u(B)r(Q_1, B) \\ &+ 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right) u(Q_1)u(t_{set1})r(Q_1, t_{set1}) + 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) u(I_1)u(B)r(I_1, B) \\ &+ 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right) u(I_1)u(t_{set1})r(I_1, t_{set1}) + 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right) u(B)u(t_{set1})r(B, t_{set1}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} u_c^2(t_{tr}) &= \left(\frac{1}{I_1}\right)^2 u^2(Q_1) + \left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right)^2 u^2(I_1) + t_{set1}^2 u^2(B) + B^2 u^2(t_{set1}) \\ &- 2 \left(\frac{Q_1}{I_1^3}\right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) - 2 \left(\frac{1}{I_1}\right) t_{set1} u(Q_1)u(B)r(Q_1, B) \\ &- 2 \left(\frac{1}{I_1}\right) B u(Q_1)u(t_{set1})r(Q_1, t_{set1}) + 2 \left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right) t_{set1} u(I_1)u(B)r(I_1, B) \\ &+ 2 \left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right) B u(I_1)u(t_{set1})r(I_1, t_{set1}) + 2 t_{set1} B u(B)u(t_{set1})r(B, t_{set1}) \end{aligned}$$

$$t_{tr} = t_{meas} - B t_{set} = \frac{Q_1}{I_1} - B t_{set1}$$

$$\begin{aligned} u_c^2(t_{tr}) &= \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right)^2 u^2(Q_1) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right)^2 u^2(I_1) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right)^2 u^2(B) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right)^2 u^2(t_{set1}) \\ &+ 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) + 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) u(Q_1)u(B)r(Q_1, B) \\ &+ 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{se}}\right) u(Q_1)u(t_{set1})r(Q_1, t_{set1}) + 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) u(I_1)u(B)r(I_1, B) \\ &+ 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{se}}\right) u(I_1)u(t_{set1})r(I_1, t_{set1}) + 2 \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right) u(B)u(t_{set1})r(B, t_{set1}) \end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
u_c^2(t_{tr}) &= \left(\frac{1}{I_1}\right)^2 u^2(Q_1) + \left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right)^2 u^2(I_1) + t_{set1}^2 u^2(B) + B^2 u^2(t_{set1}) \\
&\quad - 2\left(\frac{Q_1}{I_1^3}\right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) - 2\left(\frac{1}{I_1}\right) t_{set1} u(Q_1)u(B)r(Q_1, B) \\
&\quad - 2\left(\frac{1}{I_1}\right) B u(Q_1)u(t_{set1})r(Q_1, t_{set1}) + 2\left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right) t_{set1} u(I_1)u(B)r(I_1, B) \\
&\quad + 2\left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right) B u(I_1)u(t_{set1})r(I_1, t_{set1}) + 2t_{set1} B u(I_1)u(t_{set1})r(B, t_{set1})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
t_{tr} &= t_{meas} - B t_{set} = \frac{Q_1}{I_1} - B t_{set1} \\
u_c^2(t_{tr}) &= \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right)^2 u^2(Q_1) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right)^2 u^2(I_1) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right)^2 u^2(B) + \left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right)^2 u^2(t_{set1}) \\
&\quad + 2\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right)\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) + 2\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right)\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) u(Q_1)u(B)r(Q_1, B) \\
&\quad + 2\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial Q_1}\right)\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right) u(Q_1)u(t_{set1})r(Q_1, t_{set1}) + 2\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right)\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right) u(I_1)u(B)r(I_1, B) \\
&\quad + 2\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial I_1}\right)\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right) u(I_1)u(t_{set1})r(I_1, t_{set1}) + 2\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial B}\right)\left(\frac{\partial t_{tr}}{\partial t_{set1}}\right) u(I_1)u(t_{set1})r(B, t_{set1})
\end{aligned}$$

$$\begin{aligned}
u_c^2(t_{tr}) &= \left(\frac{1}{I_1}\right)^2 u^2(Q_1) + \left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right)^2 u^2(I_1) + t_{set1}^2 u^2(B) + B^2 u^2(t_{set1}) \\
&\quad - 2\left(\frac{Q_1}{I_1^3}\right) u(Q_1)u(I_1)r(Q_1, I_1) - 2\left(\frac{1}{I_1}\right) t_{set1} u(Q_1)u(B)r(Q_1, B) \\
&\quad - 2\left(\frac{1}{I_1}\right) B u(Q_1)u(t_{set1})r(Q_1, t_{set1}) + 2\left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right) t_{set1} u(I_1)u(B)r(I_1, B) \\
&\quad + 2\left(\frac{Q_1}{I_1^2}\right) B u(I_1)u(t_{set1})r(I_1, t_{set1}) + 2t_{set1} B u(I_1)u(t_{set1})r(B, t_{set1})
\end{aligned}$$

## Apéndice 3

Datos Procesados de imágenes obtenidas con el portal

Imágenes del portal sin procesar

Scripts utilizados para el manejo de las imágenes obtenidas con el portal

*Script para separar los videos*

```
%% Separar video en Imagenes  
  
a=VideoReader('cal2.avi');  
  
for img=1:a.NumberOfFrames;  
    filename=strcat('frame',num2str(img),'.jpg');  
    b=read(a,img);  
    imwrite(b,filename);  
end
```

*Script para detectar y sacar los artefactos*



*Figura 88.* Imagen sin procesar.

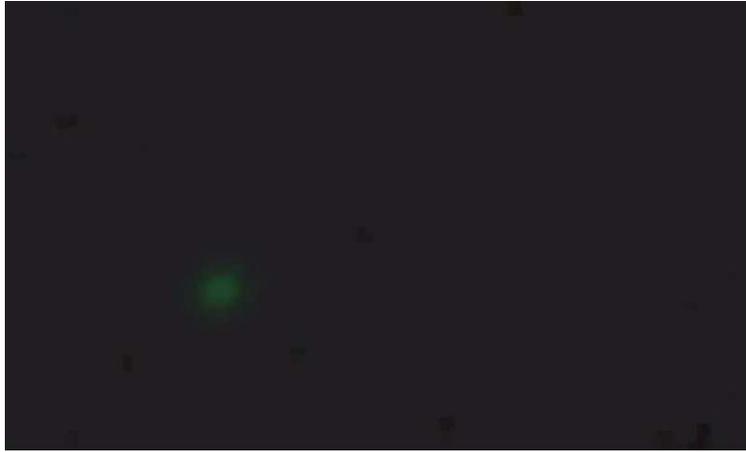


Figura 89. Imagen procesada donde se detectaron y borraron los artefactos.

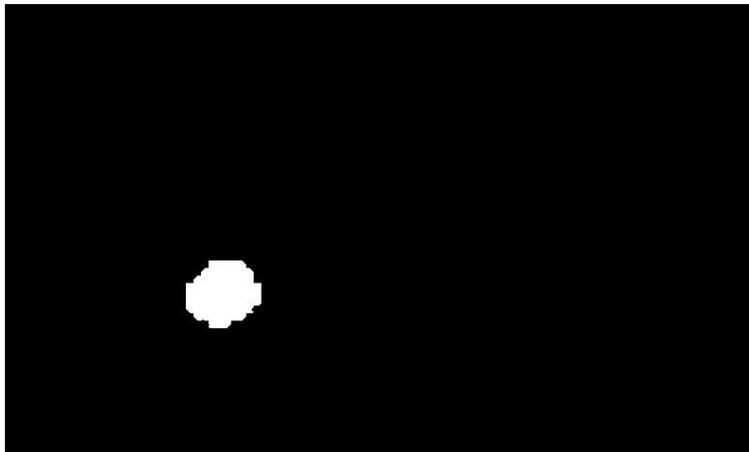


Figura 90. Imagen procesada en blanco y negro.

```
%% limpiar
clear all;
clc;
close all;
%% leer imagen
% Definir el nombre de image
I = imread('Frame36.jpg');
figure,imshow(I)
%% Pasar a escala de grises
I2 = imopen(I,strel('disk',10));
figure,imshow(I2)
%% Ajusta el brillo
I3 = rgb2gray(I2);
I3 = imadjust(I3);
figure, imshow(I3);
%%
```

```

level = 0.8; %graythresh(I3)
bw = imbinarize(I3,level);
figure, imshow(bw)
figure, imshowpair(I2,bw, 'montage')
%%
cc = bwconncomp(bw, 8);
cc.NumObjects
%%
grain = false(size(bw));
grain(cc.PixelIdxList{1}) = true;
figure, imshow(grain);
S = regionprops(cc, 'Centroid')

```

### Script de calibración del portal

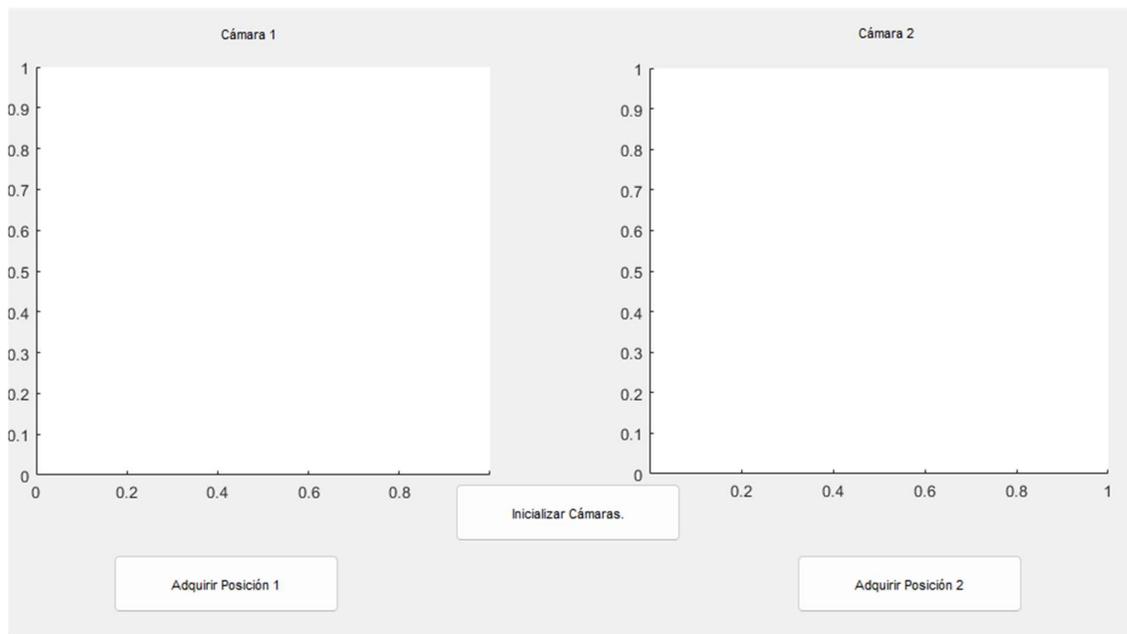


Figura 91. Vista del programa desarrollado para calibrar el portal.

```

function varargout = DosPos(varargin)
% TRESPOS MATLAB code for DosPos.fig
% Edit the above text to modify the response to help TresPos
% Begin initialization code
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @TresPos_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @TresPos_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',    []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before TresPos is made visible.
function TresPos_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to TresPos (see VARARGIN)

% Choose default command line output for TresPos
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes TresPos wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = TresPos_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout  cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vid1 vid2
axes(handles.axes1);
vid1=videoinput('winvideo', 1, 'MJPG_1024x768');
himagel=image(zeros(1024, 768, 3),'parent', handles.axes1);
preview(vid1,himagel);

axes(handles.axes2);

```

```

vid2=videoinput('winvideo', 3, 'YUY2_640x480');
himage2=image(zeros(640, 480, 3),'parent', handles.axes2);
preview(vid2,himage2);

```

```

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vid1 vid2
camara1_0 = getsnapshot(vid1);
    imR1_0=double(camara1_0(:,:,1));
    imG1_0=double(camara1_0(:,:,2));
    imB1_0=double(camara1_0(:,:,3));

camara2_0 = getsnapshot(vid2);
    imR2_0=double(camara2_0(:,:,1));
    imG2_0=double(camara2_0(:,:,2));
    imB2_0=double(camara2_0(:,:,3));

camara1_1 = getsnapshot(vid1);
    imR1_1=double(camara1_1(:,:,1));
    imG1_1=double(camara1_1(:,:,2));
    imB1_1=double(camara1_1(:,:,3));

camara2_1 = getsnapshot(vid2);
    imR2_1=double(camara2_1(:,:,1));
    imG2_1=double(camara2_1(:,:,2));
    imB2_1=double(camara2_1(:,:,3));

camara1_2 = getsnapshot(vid1);
    imR1_2=double(camara1_2(:,:,1));
    imG1_2=double(camara1_2(:,:,2));
    imB1_2=double(camara1_2(:,:,3));

camara2_2 = getsnapshot(vid2);
    imR2_2=double(camara2_2(:,:,1));
    imG2_2=double(camara2_2(:,:,2));
    imB2_2=double(camara2_2(:,:,3));

camara1_3 = getsnapshot(vid1);
    imR1_3=double(camara1_3(:,:,1));
    imG1_3=double(camara1_3(:,:,2));
    imB1_3=double(camara1_3(:,:,3));

camara2_3 = getsnapshot(vid2);
    imR2_3=double(camara2_3(:,:,1));
    imG2_3=double(camara2_3(:,:,2));
    imB2_3=double(camara2_3(:,:,3));

camara1_4 = getsnapshot(vid1);
    imR1_4=double(camara1_4(:,:,1));
    imG1_4=double(camara1_4(:,:,2));
    imB1_4=double(camara1_4(:,:,3));

camara2_4 = getsnapshot(vid2);
    imR2_4=double(camara2_4(:,:,1));
    imG2_4=double(camara2_4(:,:,2));
    imB2_4=double(camara2_4(:,:,3));

camara1_5 = getsnapshot(vid1);
    imR1_5=double(camara1_5(:,:,1));
    imG1_5=double(camara1_5(:,:,2));

```

```

imB1_5=double(camara1_5(:,:,3));

camara2_5 = getsnapshot(vid2);
imR2_5=double(camara2_5(:,:,1));
imG2_5=double(camara2_5(:,:,2));
imB2_5=double(camara2_5(:,:,3));

camara1_6 = getsnapshot(vid1);
imR1_6=double(camara1_6(:,:,1));
imG1_6=double(camara1_6(:,:,2));
imB1_6=double(camara1_6(:,:,3));

camara2_6 = getsnapshot(vid2);
imR2_6=double(camara2_6(:,:,1));
imG2_6=double(camara2_6(:,:,2));
imB2_6=double(camara2_6(:,:,3));

camara1_7 = getsnapshot(vid1);
imR1_7=double(camara1_7(:,:,1));
imG1_7=double(camara1_7(:,:,2));
imB1_7=double(camara1_7(:,:,3));

camara2_7 = getsnapshot(vid2);
imR2_7=double(camara2_7(:,:,1));
imG2_7=double(camara2_7(:,:,2));
imB2_7=double(camara2_7(:,:,3));

camara1_8 = getsnapshot(vid1);
imR1_8=double(camara1_8(:,:,1));
imG1_8=double(camara1_8(:,:,2));
imB1_8=double(camara1_8(:,:,3));

camara2_8 = getsnapshot(vid2);
imR2_8=double(camara2_8(:,:,1));
imG2_8=double(camara2_8(:,:,2));
imB2_8=double(camara2_8(:,:,3));

camara1_9 = getsnapshot(vid1);
imR1_9=double(camara1_9(:,:,1));
imG1_9=double(camara1_9(:,:,2));
imB1_9=double(camara1_9(:,:,3));

camara2_9 = getsnapshot(vid2);
imR2_9=double(camara2_9(:,:,1));
imG2_9=double(camara2_9(:,:,2));
imB2_9=double(camara2_9(:,:,3));

FR1=10;FG1=10;FB1=10;FR2=10;FG2=10;FB2=10;
imR1=(imR1_0+imR1_1+imR1_2+imR1_3+imR1_4+imR1_5+imR1_6+imR1_7+imR1_8+imR1_9
)/FR1;
imG1=(imG1_0+imG1_1+imG1_2+imG1_3+imG1_4+imG1_5+imG1_6+imG1_7+imG1_8+imG1_9
)/FG1;
imB1=(imB1_0+imB1_1+imB1_2+imB1_3+imB1_4+imB1_5+imB1_6+imB1_7+imB1_8+imB1_9
)/FB1;
imR2=(imR2_0+imR2_1+imR2_2+imR2_3+imR2_4+imR2_5+imR2_6+imR2_7+imR2_8+imR2_9
)/FR2;
imG2=(imG2_0+imG2_1+imG2_2+imG2_3+imG2_4+imG2_5+imG2_6+imG2_7+imG2_8+imG2_9
)/FG2;
imB2=(imB2_0+imB2_1+imB2_2+imB2_3+imB2_4+imB2_5+imB2_6+imB2_7+imB2_8+imB2_9
)/FB2;

```

```

gray1=imR1-(1.71*imG1+0.64*imB1);
figure, imshow(gray1);title('portal 1');
gray2=imR2-(1.71*imG2+0.64*imB2);
figure, imshow(gray2);title('portal 2');

imwrite(gray1,'grisC1P1.jpg');
imwrite(imR1,'RC1P1.jpg');
imwrite(imG1,'GC1P1.jpg');
imwrite(imB1,'BC1P1.jpg');
imwrite(gray2,'grisC2P1.jpg');
imwrite(imR2,'RC2P1.jpg');
imwrite(imG2,'GC2P1.jpg');
imwrite(imB2,'BC2P1.jpg');

% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vid1 vid2
camara1_0 = getsnapshot(vid1);
    imR1_0=double(camara1_0(:,:,1));
    imG1_0=double(camara1_0(:,:,2));
    imB1_0=double(camara1_0(:,:,3));

camara2_0 = getsnapshot(vid2);
    imR2_0=double(camara2_0(:,:,1));
    imG2_0=double(camara2_0(:,:,2));
    imB2_0=double(camara2_0(:,:,3));

camara1_1 = getsnapshot(vid1);
    imR1_1=double(camara1_1(:,:,1));
    imG1_1=double(camara1_1(:,:,2));
    imB1_1=double(camara1_1(:,:,3));

camara2_1 = getsnapshot(vid2);
    imR2_1=double(camara2_1(:,:,1));
    imG2_1=double(camara2_1(:,:,2));
    imB2_1=double(camara2_1(:,:,3));

camara1_2 = getsnapshot(vid1);
    imR1_2=double(camara1_2(:,:,1));
    imG1_2=double(camara1_2(:,:,2));
    imB1_2=double(camara1_2(:,:,3));

camara2_2 = getsnapshot(vid2);
    imR2_2=double(camara2_2(:,:,1));
    imG2_2=double(camara2_2(:,:,2));
    imB2_2=double(camara2_2(:,:,3));

camara1_3 = getsnapshot(vid1);
    imR1_3=double(camara1_3(:,:,1));
    imG1_3=double(camara1_3(:,:,2));
    imB1_3=double(camara1_3(:,:,3));

camara2_3 = getsnapshot(vid2);
    imR2_3=double(camara2_3(:,:,1));
    imG2_3=double(camara2_3(:,:,2));
    imB2_3=double(camara2_3(:,:,3));

camara1_4 = getsnapshot(vid1);
    imR1_4=double(camara1_4(:,:,1));
    imG1_4=double(camara1_4(:,:,2));

```

```

imB1_4=double(camara1_4(:,:,3));

camara2_4 = getsnapshot(vid2);
imR2_4=double(camara2_4(:,:,1));
imG2_4=double(camara2_4(:,:,2));
imB2_4=double(camara2_4(:,:,3));

camara1_5 = getsnapshot(vid1);
imR1_5=double(camara1_5(:,:,1));
imG1_5=double(camara1_5(:,:,2));
imB1_5=double(camara1_5(:,:,3));

camara2_5 = getsnapshot(vid2);
imR2_5=double(camara2_5(:,:,1));
imG2_5=double(camara2_5(:,:,2));
imB2_5=double(camara2_5(:,:,3));

camara1_6 = getsnapshot(vid1);
imR1_6=double(camara1_6(:,:,1));
imG1_6=double(camara1_6(:,:,2));
imB1_6=double(camara1_6(:,:,3));

camara2_6 = getsnapshot(vid2);
imR2_6=double(camara2_6(:,:,1));
imG2_6=double(camara2_6(:,:,2));
imB2_6=double(camara2_6(:,:,3));

camara1_7 = getsnapshot(vid1);
imR1_7=double(camara1_7(:,:,1));
imG1_7=double(camara1_7(:,:,2));
imB1_7=double(camara1_7(:,:,3));

camara2_7 = getsnapshot(vid2);
imR2_7=double(camara2_7(:,:,1));
imG2_7=double(camara2_7(:,:,2));
imB2_7=double(camara2_7(:,:,3));

camara1_8 = getsnapshot(vid1);
imR1_8=double(camara1_8(:,:,1));
imG1_8=double(camara1_8(:,:,2));
imB1_8=double(camara1_8(:,:,3));

camara2_8 = getsnapshot(vid2);
imR2_8=double(camara2_8(:,:,1));
imG2_8=double(camara2_8(:,:,2));
imB2_8=double(camara2_8(:,:,3));

camara1_9 = getsnapshot(vid1);
imR1_9=double(camara1_9(:,:,1));
imG1_9=double(camara1_9(:,:,2));
imB1_9=double(camara1_9(:,:,3));

camara2_9 = getsnapshot(vid2);
imR2_9=double(camara2_9(:,:,1));
imG2_9=double(camara2_9(:,:,2));
imB2_9=double(camara2_9(:,:,3));

FR1=10;FG1=10;FB1=10;FR2=10;FG2=10;FB2=10;
imR1=(imR1_0+imR1_1+imR1_2+imR1_3+imR1_4+imR1_5+imR1_6+imR1_7+imR1_8+imR1_9
)/FR1;

```

```

imG1=(imG1_0+imG1_1+imG1_2+imG1_3+imG1_4+imG1_5+imG1_6+imG1_7+imG1_8+imG1_9
)/FG1;
imB1=(imB1_0+imB1_1+imB1_2+imB1_3+imB1_4+imB1_5+imB1_6+imB1_7+imB1_8+imB1_9
)/FB1;
imR2=(imR2_0+imR2_1+imR2_2+imR2_3+imR2_4+imR2_5+imR2_6+imR2_7+imR2_8+imR2_9
)/FR2;
imG2=(imG2_0+imG2_1+imG2_2+imG2_3+imG2_4+imG2_5+imG2_6+imG2_7+imG2_8+imG2_9
)/FG2;
imB2=(imB2_0+imB2_1+imB2_2+imB2_3+imB2_4+imB2_5+imB2_6+imB2_7+imB2_8+imB2_9
)/FB2;

gray1=imR1-(1.71*imG1+0.64*imB1);
figure, imshow(gray1);title('portal 1');
gray2=imR2-(1.71*imG2+0.64*imB2);
figure, imshow(gray2);title('portal 2');

imwrite(gray1, 'grisC1P2.jpg');
imwrite(imR1, 'RC1P2.jpg');
imwrite(imG1, 'GC1P2.jpg');
imwrite(imB1, 'BC1P2.jpg');
imwrite(gray2, 'grisC2P2.jpg');
imwrite(imR2, 'RC2P2.jpg');
imwrite(imG2, 'GC2P2.jpg');
imwrite(imB2, 'BC2P2.jpg');

```

## Script de calibración de posición dentro de los aplicadores con el portal

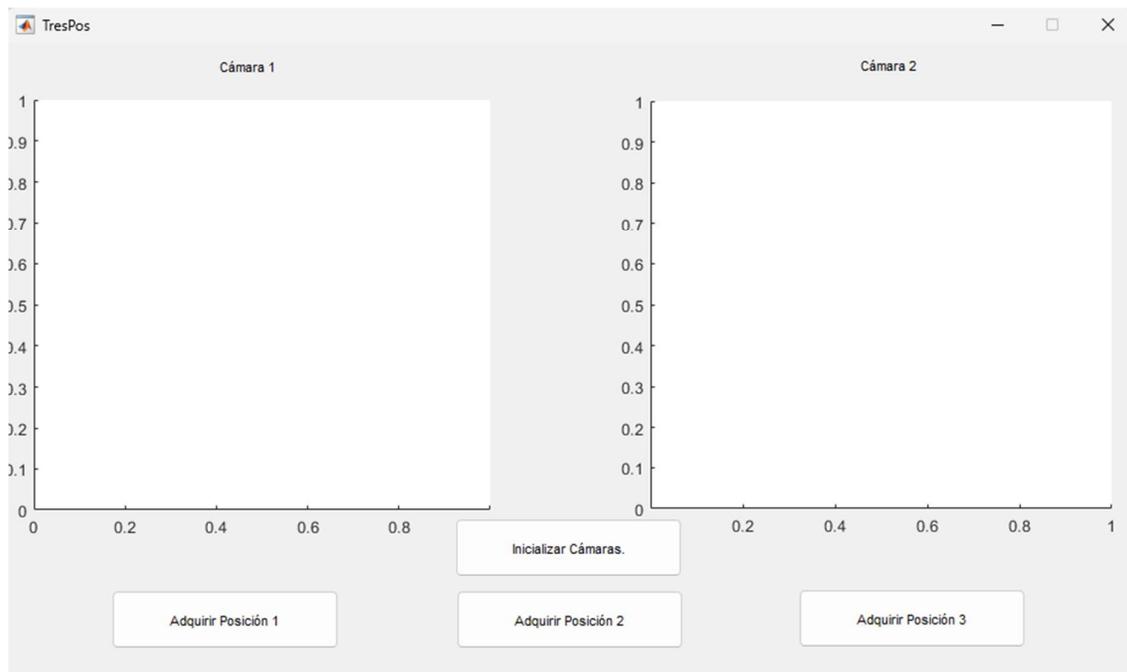


Figura 92. Vista del programa desarrollado para calibrar la posición en aplicadores con el portal.

```
function varargout = TresPos(varargin)
% TRESPOS MATLAB code for TresPos.fig
% Begin initialization code
gui_Singleton = 1;
gui_State = struct('gui_Name',       mfilename, ...
                  'gui_Singleton',  gui_Singleton, ...
                  'gui_OpeningFcn', @TresPos_OpeningFcn, ...
                  'gui_OutputFcn',  @TresPos_OutputFcn, ...
                  'gui_LayoutFcn',  [], ...
                  'gui_Callback',   []);
if nargin && ischar(varargin{1})
    gui_State.gui_Callback = str2func(varargin{1});
end

if nargout
    [varargout{1:nargout}] = gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
else
    gui_mainfcn(gui_State, varargin{:});
end
% End initialization code - DO NOT EDIT

% --- Executes just before TresPos is made visible.
function TresPos_OpeningFcn(hObject, eventdata, handles, varargin)
% This function has no output args, see OutputFcn.
% hObject    handle to figure
% eventdata  reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles    structure with handles and user data (see GUIDATA)
% varargin   command line arguments to TresPos (see VARARGIN)
```

```

% Choose default command line output for TresPos
handles.output = hObject;

% Update handles structure
guidata(hObject, handles);

% UIWAIT makes TresPos wait for user response (see UIRESUME)
% uiwait(handles.figure1);

% --- Outputs from this function are returned to the command line.
function varargout = TresPos_OutputFcn(hObject, eventdata, handles)
% varargout cell array for returning output args (see VARARGOUT);
% hObject handle to figure
% eventdata reserved - to be defined in a future version of MATLAB
% handles structure with handles and user data (see GUIDATA)

% Get default command line output from handles structure
varargout{1} = handles.output;

% --- Executes on button press in pushbutton1.
function pushbutton1_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vid1 vid2
axes(handles.axes1);
vid1=videoinput('winvideo', 1, 'MJPG_1024x768');
himage1=image(zeros(1024, 768, 3),'parent', handles.axes1);
preview(vid1,himage1);

axes(handles.axes2);
vid2=videoinput('winvideo', 3, 'YUY2_640x480');
himage2=image(zeros(640, 480, 3),'parent', handles.axes2);
preview(vid2,himage2);

% --- Executes on button press in pushbutton2.
function pushbutton2_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vid1 vid2
camara1_0 = getsnapshot(vid1);
imR1_0=double(camara1_0(:,:,1));
imG1_0=double(camara1_0(:,:,2));
imB1_0=double(camara1_0(:,:,3));

camara2_0 = getsnapshot(vid2);
imR2_0=double(camara2_0(:,:,1));
imG2_0=double(camara2_0(:,:,2));
imB2_0=double(camara2_0(:,:,3));

camara1_1 = getsnapshot(vid1);
imR1_1=double(camara1_1(:,:,1));
imG1_1=double(camara1_1(:,:,2));
imB1_1=double(camara1_1(:,:,3));

camara2_1 = getsnapshot(vid2);
imR2_1=double(camara2_1(:,:,1));
imG2_1=double(camara2_1(:,:,2));
imB2_1=double(camara2_1(:,:,3));

camara1_2 = getsnapshot(vid1);
imR1_2=double(camara1_2(:,:,1));
imG1_2=double(camara1_2(:,:,2));

```

```

imB1_2=double(camara1_2(:,:,3));

camara2_2 = getsnapshot(vid2);
imR2_2=double(camara2_2(:,:,1));
imG2_2=double(camara2_2(:,:,2));
imB2_2=double(camara2_2(:,:,3));

camara1_3 = getsnapshot(vid1);
imR1_3=double(camara1_3(:,:,1));
imG1_3=double(camara1_3(:,:,2));
imB1_3=double(camara1_3(:,:,3));

camara2_3 = getsnapshot(vid2);
imR2_3=double(camara2_3(:,:,1));
imG2_3=double(camara2_3(:,:,2));
imB2_3=double(camara2_3(:,:,3));

camara1_4 = getsnapshot(vid1);
imR1_4=double(camara1_4(:,:,1));
imG1_4=double(camara1_4(:,:,2));
imB1_4=double(camara1_4(:,:,3));

camara2_4 = getsnapshot(vid2);
imR2_4=double(camara2_4(:,:,1));
imG2_4=double(camara2_4(:,:,2));
imB2_4=double(camara2_4(:,:,3));

camara1_5 = getsnapshot(vid1);
imR1_5=double(camara1_5(:,:,1));
imG1_5=double(camara1_5(:,:,2));
imB1_5=double(camara1_5(:,:,3));

camara2_5 = getsnapshot(vid2);
imR2_5=double(camara2_5(:,:,1));
imG2_5=double(camara2_5(:,:,2));
imB2_5=double(camara2_5(:,:,3));

camara1_6 = getsnapshot(vid1);
imR1_6=double(camara1_6(:,:,1));
imG1_6=double(camara1_6(:,:,2));
imB1_6=double(camara1_6(:,:,3));

camara2_6 = getsnapshot(vid2);
imR2_6=double(camara2_6(:,:,1));
imG2_6=double(camara2_6(:,:,2));
imB2_6=double(camara2_6(:,:,3));

camara1_7 = getsnapshot(vid1);
imR1_7=double(camara1_7(:,:,1));
imG1_7=double(camara1_7(:,:,2));
imB1_7=double(camara1_7(:,:,3));

camara2_7 = getsnapshot(vid2);
imR2_7=double(camara2_7(:,:,1));
imG2_7=double(camara2_7(:,:,2));
imB2_7=double(camara2_7(:,:,3));

camara1_8 = getsnapshot(vid1);
imR1_8=double(camara1_8(:,:,1));
imG1_8=double(camara1_8(:,:,2));
imB1_8=double(camara1_8(:,:,3));

```

```

camara2_8 = getsnapshot(vid2);
imR2_8=double(camara2_8(:,:,1));
imG2_8=double(camara2_8(:,:,2));
imB2_8=double(camara2_8(:,:,3));

camara1_9 = getsnapshot(vid1);
imR1_9=double(camara1_9(:,:,1));
imG1_9=double(camara1_9(:,:,2));
imB1_9=double(camara1_9(:,:,3));

camara2_9 = getsnapshot(vid2);
imR2_9=double(camara2_9(:,:,1));
imG2_9=double(camara2_9(:,:,2));
imB2_9=double(camara2_9(:,:,3));

FR1=10;FG1=10;FB1=10;FR2=10;FG2=10;FB2=10;
imR1=(imR1_0+imR1_1+imR1_2+imR1_3+imR1_4+imR1_5+imR1_6+imR1_7+imR1_8+imR1_9
)/FR1;
imG1=(imG1_0+imG1_1+imG1_2+imG1_3+imG1_4+imG1_5+imG1_6+imG1_7+imG1_8+imG1_9
)/FG1;
imB1=(imB1_0+imB1_1+imB1_2+imB1_3+imB1_4+imB1_5+imB1_6+imB1_7+imB1_8+imB1_9
)/FB1;
imR2=(imR2_0+imR2_1+imR2_2+imR2_3+imR2_4+imR2_5+imR2_6+imR2_7+imR2_8+imR2_9
)/FR2;
imG2=(imG2_0+imG2_1+imG2_2+imG2_3+imG2_4+imG2_5+imG2_6+imG2_7+imG2_8+imG2_9
)/FG2;
imB2=(imB2_0+imB2_1+imB2_2+imB2_3+imB2_4+imB2_5+imB2_6+imB2_7+imB2_8+imB2_9
)/FB2;

gray1=imR1-(1.71*imG1+0.64*imB1);
figure, imshow(gray1);title('portal 1');
gray2=imR2-(1.71*imG2+0.64*imB2);
figure, imshow(gray2);title('portal 2');

imwrite(gray1,'grisC1P1.jpg');
imwrite(imR1,'RC1P1.jpg');
imwrite(imG1,'GC1P1.jpg');
imwrite(imB1,'BC1P1.jpg');
imwrite(gray2,'grisC2P1.jpg');
imwrite(imR2,'RC2P1.jpg');
imwrite(imG2,'GC2P1.jpg');
imwrite(imB2,'BC2P1.jpg');

% --- Executes on button press in pushbutton3.
function pushbutton3_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vid1 vid2
camara1_0 = getsnapshot(vid1);
imR1_0=double(camara1_0(:,:,1));
imG1_0=double(camara1_0(:,:,2));
imB1_0=double(camara1_0(:,:,3));

camara2_0 = getsnapshot(vid2);
imR2_0=double(camara2_0(:,:,1));
imG2_0=double(camara2_0(:,:,2));
imB2_0=double(camara2_0(:,:,3));

camara1_1 = getsnapshot(vid1);
imR1_1=double(camara1_1(:,:,1));
imG1_1=double(camara1_1(:,:,2));

```

```

imB1_1=double(camara1_1(:,:,3));

camara2_1 = getsnapshot(vid2);
imR2_1=double(camara2_1(:,:,1));
imG2_1=double(camara2_1(:,:,2));
imB2_1=double(camara2_1(:,:,3));

camara1_2 = getsnapshot(vid1);
imR1_2=double(camara1_2(:,:,1));
imG1_2=double(camara1_2(:,:,2));
imB1_2=double(camara1_2(:,:,3));

camara2_2 = getsnapshot(vid2);
imR2_2=double(camara2_2(:,:,1));
imG2_2=double(camara2_2(:,:,2));
imB2_2=double(camara2_2(:,:,3));

camara1_3 = getsnapshot(vid1);
imR1_3=double(camara1_3(:,:,1));
imG1_3=double(camara1_3(:,:,2));
imB1_3=double(camara1_3(:,:,3));

camara2_3 = getsnapshot(vid2);
imR2_3=double(camara2_3(:,:,1));
imG2_3=double(camara2_3(:,:,2));
imB2_3=double(camara2_3(:,:,3));

camara1_4 = getsnapshot(vid1);
imR1_4=double(camara1_4(:,:,1));
imG1_4=double(camara1_4(:,:,2));
imB1_4=double(camara1_4(:,:,3));

camara2_4 = getsnapshot(vid2);
imR2_4=double(camara2_4(:,:,1));
imG2_4=double(camara2_4(:,:,2));
imB2_4=double(camara2_4(:,:,3));

camara1_5 = getsnapshot(vid1);
imR1_5=double(camara1_5(:,:,1));
imG1_5=double(camara1_5(:,:,2));
imB1_5=double(camara1_5(:,:,3));

camara2_5 = getsnapshot(vid2);
imR2_5=double(camara2_5(:,:,1));
imG2_5=double(camara2_5(:,:,2));
imB2_5=double(camara2_5(:,:,3));

camara1_6 = getsnapshot(vid1);
imR1_6=double(camara1_6(:,:,1));
imG1_6=double(camara1_6(:,:,2));
imB1_6=double(camara1_6(:,:,3));

camara2_6 = getsnapshot(vid2);
imR2_6=double(camara2_6(:,:,1));
imG2_6=double(camara2_6(:,:,2));
imB2_6=double(camara2_6(:,:,3));

camara1_7 = getsnapshot(vid1);
imR1_7=double(camara1_7(:,:,1));
imG1_7=double(camara1_7(:,:,2));
imB1_7=double(camara1_7(:,:,3));

```

```

camara2_7 = getsnapshot(vid2);
imR2_7=double(camara2_7(:,:,1));
imG2_7=double(camara2_7(:,:,2));
imB2_7=double(camara2_7(:,:,3));

camara1_8 = getsnapshot(vid1);
imR1_8=double(camara1_8(:,:,1));
imG1_8=double(camara1_8(:,:,2));
imB1_8=double(camara1_8(:,:,3));

camara2_8 = getsnapshot(vid2);
imR2_8=double(camara2_8(:,:,1));
imG2_8=double(camara2_8(:,:,2));
imB2_8=double(camara2_8(:,:,3));

camara1_9 = getsnapshot(vid1);
imR1_9=double(camara1_9(:,:,1));
imG1_9=double(camara1_9(:,:,2));
imB1_9=double(camara1_9(:,:,3));

camara2_9 = getsnapshot(vid2);
imR2_9=double(camara2_9(:,:,1));
imG2_9=double(camara2_9(:,:,2));
imB2_9=double(camara2_9(:,:,3));

FR1=10;FG1=10;FB1=10;FR2=10;FG2=10;FB2=10;
imR1=(imR1_0+imR1_1+imR1_2+imR1_3+imR1_4+imR1_5+imR1_6+imR1_7+imR1_8+imR1_9
)/FR1;
imG1=(imG1_0+imG1_1+imG1_2+imG1_3+imG1_4+imG1_5+imG1_6+imG1_7+imG1_8+imG1_9
)/FG1;
imB1=(imB1_0+imB1_1+imB1_2+imB1_3+imB1_4+imB1_5+imB1_6+imB1_7+imB1_8+imB1_9
)/FB1;
imR2=(imR2_0+imR2_1+imR2_2+imR2_3+imR2_4+imR2_5+imR2_6+imR2_7+imR2_8+imR2_9
)/FR2;
imG2=(imG2_0+imG2_1+imG2_2+imG2_3+imG2_4+imG2_5+imG2_6+imG2_7+imG2_8+imG2_9
)/FG2;
imB2=(imB2_0+imB2_1+imB2_2+imB2_3+imB2_4+imB2_5+imB2_6+imB2_7+imB2_8+imB2_9
)/FB2;

gray1=imR1-(1.71*imG1+0.64*imB1);
figure, imshow(gray1);title('portal 1');
gray2=imR2-(1.71*imG2+0.64*imB2);
figure, imshow(gray2);title('portal 2');

imwrite(gray1,'grisC1P2.jpg');
imwrite(imR1,'RC1P2.jpg');
imwrite(imG1,'GC1P2.jpg');
imwrite(imB1,'BC1P2.jpg');
imwrite(gray2,'grisC2P2.jpg');
imwrite(imR2,'RC2P2.jpg');
imwrite(imG2,'GC2P2.jpg');
imwrite(imB2,'BC2P2.jpg');

% --- Executes on button press in pushbutton4.
function pushbutton4_Callback(hObject, eventdata, handles)
global vid1 vid2
camara1_0 = getsnapshot(vid1);
imR1_0=double(camara1_0(:,:,1));
imG1_0=double(camara1_0(:,:,2));
imB1_0=double(camara1_0(:,:,3));

```

```

camara2_0 = getsnapshot(vid2);
imR2_0=double(camara2_0(:,:,1));
imG2_0=double(camara2_0(:,:,2));
imB2_0=double(camara2_0(:,:,3));

camara1_1 = getsnapshot(vid1);
imR1_1=double(camara1_1(:,:,1));
imG1_1=double(camara1_1(:,:,2));
imB1_1=double(camara1_1(:,:,3));

camara2_1 = getsnapshot(vid2);
imR2_1=double(camara2_1(:,:,1));
imG2_1=double(camara2_1(:,:,2));
imB2_1=double(camara2_1(:,:,3));

camara1_2 = getsnapshot(vid1);
imR1_2=double(camara1_2(:,:,1));
imG1_2=double(camara1_2(:,:,2));
imB1_2=double(camara1_2(:,:,3));

camara2_2 = getsnapshot(vid2);
imR2_2=double(camara2_2(:,:,1));
imG2_2=double(camara2_2(:,:,2));
imB2_2=double(camara2_2(:,:,3));

camara1_3 = getsnapshot(vid1);
imR1_3=double(camara1_3(:,:,1));
imG1_3=double(camara1_3(:,:,2));
imB1_3=double(camara1_3(:,:,3));

camara2_3 = getsnapshot(vid2);
imR2_3=double(camara2_3(:,:,1));
imG2_3=double(camara2_3(:,:,2));
imB2_3=double(camara2_3(:,:,3));

camara1_4 = getsnapshot(vid1);
imR1_4=double(camara1_4(:,:,1));
imG1_4=double(camara1_4(:,:,2));
imB1_4=double(camara1_4(:,:,3));

camara2_4 = getsnapshot(vid2);
imR2_4=double(camara2_4(:,:,1));
imG2_4=double(camara2_4(:,:,2));
imB2_4=double(camara2_4(:,:,3));

camara1_5 = getsnapshot(vid1);
imR1_5=double(camara1_5(:,:,1));
imG1_5=double(camara1_5(:,:,2));
imB1_5=double(camara1_5(:,:,3));

camara2_5 = getsnapshot(vid2);
imR2_5=double(camara2_5(:,:,1));
imG2_5=double(camara2_5(:,:,2));
imB2_5=double(camara2_5(:,:,3));

camara1_6 = getsnapshot(vid1);
imR1_6=double(camara1_6(:,:,1));
imG1_6=double(camara1_6(:,:,2));
imB1_6=double(camara1_6(:,:,3));

```

```

camara2_6 = getsnapshot(vid2);
imR2_6=double(camara2_6(:,:,1));
imG2_6=double(camara2_6(:,:,2));
imB2_6=double(camara2_6(:,:,3));

camara1_7 = getsnapshot(vid1);
imR1_7=double(camara1_7(:,:,1));
imG1_7=double(camara1_7(:,:,2));
imB1_7=double(camara1_7(:,:,3));

camara2_7 = getsnapshot(vid2);
imR2_7=double(camara2_7(:,:,1));
imG2_7=double(camara2_7(:,:,2));
imB2_7=double(camara2_7(:,:,3));

camara1_8 = getsnapshot(vid1);
imR1_8=double(camara1_8(:,:,1));
imG1_8=double(camara1_8(:,:,2));
imB1_8=double(camara1_8(:,:,3));

camara2_8 = getsnapshot(vid2);
imR2_8=double(camara2_8(:,:,1));
imG2_8=double(camara2_8(:,:,2));
imB2_8=double(camara2_8(:,:,3));

camara1_9 = getsnapshot(vid1);
imR1_9=double(camara1_9(:,:,1));
imG1_9=double(camara1_9(:,:,2));
imB1_9=double(camara1_9(:,:,3));

camara2_9 = getsnapshot(vid2);
imR2_9=double(camara2_9(:,:,1));
imG2_9=double(camara2_9(:,:,2));
imB2_9=double(camara2_9(:,:,3));

FR1=10;FG1=10;FB1=10;FR2=10;FG2=10;FB2=10;
imR1=(imR1_0+imR1_1+imR1_2+imR1_3+imR1_4+imR1_5+imR1_6+imR1_7+imR1_8+imR1_9
)/FR1;
imG1=(imG1_0+imG1_1+imG1_2+imG1_3+imG1_4+imG1_5+imG1_6+imG1_7+imG1_8+imG1_9
)/FG1;
imB1=(imB1_0+imB1_1+imB1_2+imB1_3+imB1_4+imB1_5+imB1_6+imB1_7+imB1_8+imB1_9
)/FB1;
imR2=(imR2_0+imR2_1+imR2_2+imR2_3+imR2_4+imR2_5+imR2_6+imR2_7+imR2_8+imR2_9
)/FR2;
imG2=(imG2_0+imG2_1+imG2_2+imG2_3+imG2_4+imG2_5+imG2_6+imG2_7+imG2_8+imG2_9
)/FG2;
imB2=(imB2_0+imB2_1+imB2_2+imB2_3+imB2_4+imB2_5+imB2_6+imB2_7+imB2_8+imB2_9
)/FB2;

gray1=imR1-(1.71*imG1+0.64*imB1);
figure, imshow(gray1);title('portal 1');
gray2=imR2-(1.71*imG2+0.64*imB2);
figure, imshow(gray2);title('portal 2');
imwrite(gray1,'grisC1P3.jpg');
imwrite(imR1,'RC1P3.jpg');
imwrite(imG1,'GC1P3.jpg');
imwrite(imB1,'BC1P3.jpg');
imwrite(gray2,'grisC2P3.jpg');
imwrite(imR2,'RC2P3.jpg');
imwrite(imG2,'GC2P3.jpg');
imwrite(imB2,'BC2P3.jpg');

```