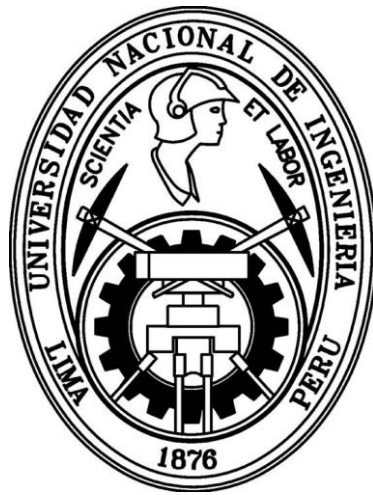


UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
FACULTAD DE CIENCIAS



TESIS

**ESTUDIO DEL EFECTO DE NO CONSIDERAR LAS HETEROGENEIDADES
DEL MEDIO EN LA DISTRIBUCIÓN DE DOSIS EN EL PACIENTE EN UN
SISTEMA DE PLANIFICACION DE TRATAMIENTO EN BRAQUITERAPIA DE
ALTA TASA CON FUENTE DE ^{192}Ir**

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

ELABORADO POR:

LUIS HERNÁN FRANCISCO CONCHA VALENZUELA

ASESOR:

Dr. CARLOS JAVIER SOLANO SALINAS

CO-ASESORA:

Dra. CARMEN SANDRA GUZMÁN CALCINA

LIMA – PERÚ

2017

Índice

Índice de figuras	vi
Índice de cuadros	x
Abreviaturas	xiii
Resumen	xv
Abstract	xvii
Introducción	1
Capítulo I Marco teórico	5
1.1 Estado del arte	5
1.1.1 La protección radiológica en braquiterapia	5
1.1.2 La exactitud en braquiterapia	6
1.1.2.1 La importancia de la exactitud en braquiterapia	6
1.1.2.2 Heterogeneidades alrededor de la fuente de braquiterapia	6
1.1.2.3 Indicadores de exactitud para braquiterapia	7
1.1.3 Modelos de cálculo de dosis en braquiterapia	9
1.1.3.1 Modelos de cálculos de dosis	10
1.1.3.2 Algoritmos para el cálculo de dosis en braquiterapia	11
1.1.4 Cálculo teórico de distribución de dosis y TPS	12
1.1.5 Simulación Monte Carlo y TPS	12
1.1.6 Dosimetría y TPS	14
1.2 Cálculo teórico de distribución de dosis	17
1.2.1 La fuente de ^{192}Ir	17
1.2.2 Formalismo TG-43 para el cálculo de dosis	19
1.3 Simulación Monte Carlo	24
1.3.1 El método Monte Carlo	24

1.3.1.1	La ecuación de transporte de Boltzman	24
1.3.1.2	Generación de números pseudo aleatorios	25
1.3.1.3	Resolución de integrales por método Monte Carlo	26
1.3.2	Simulación Monte Carlo mediante Gamos/Geant4	26
1.3.2.1	Geant4	26
1.3.2.2	Código Gamos	28
1.3.2.3	Base de datos del código Gamos	29
1.3.2.4	Aplicación de Gamos en Física Médica	31
1.3.3	Método Monte Carlo aplicado a braquiterapia	33
1.3.3.1	Tamaño y forma del <i>fantoma</i> para la simulación	33
1.3.3.2	Tamaño del voxel para los contadores	34
1.3.3.3	Interpolación y extrapolación de los resultados	34
1.3.3.4	Elección del modelo físico y condiciones de corte para la simulación	35
1.3.3.5	Elección de los materiales del <i>fantoma</i>	35
1.4	Dosimetría con OSL <i>nano dots</i> Al₂O₃ : C	36
1.4.1	Principios físicos del dosímetro OSL Al ₂ O ₃ : C	36
1.4.1.1	Modelo de la fotoluminiscencia	36
1.4.1.2	Cinética de primer orden.	37
1.4.2	Principios físicos del sistema de lectura	40
1.4.3	Caracterización del dosímetro OSL Al ₂ O ₃ : C	41
	Capítulo II Materiales y Métodos	49
2.1	Materiales	49
2.1.1	Equipos	49
2.1.2	Dosímetros	51
2.1.3	Maniqués	53
2.1.4	Código Gamos 5.1.0	57
2.2	Métodos	60
2.2.1	Cálculo teórico de la distribución de dosis alrededor de la fuente de ¹⁹² Ir	60
2.2.1.1	Cálculo de la función de geometría	60
2.2.1.2	Cálculo de dosis utilizando el formalismo TG-43	61

2.2.2 Simulación Monte Carlo	61
2.2.2.1 Estudio de parámetros de la simulación	61
2.2.2.2 Atenuación de dosis debido a las heterogeneidades	62
2.2.3 Dosimetría con OSL <i>nano dot</i>	64
2.2.3.1 Caracterización del OSL <i>nano dot</i>	64
2.2.3.2 Factor de calibración por energía de los OSL <i>nano dot</i>	69
2.2.3.3 Prueba de exactitud de la dosis entrega por el TPS, utilizando OSL <i>nano dot</i>	71

Capítulo III Resultados 73

3.1 Cálculo teórico de la distribución de dosis alrededor de la fuente de ¹⁹²Ir	73
3.1.1 Cálculo de la función de geometría	73
3.1.1.1 Cálculo de la función de geometría utilizando definición de integral	73
3.1.1.2 Cálculo de la función de geometría utilizando aproximación de fuente lineal	73
3.1.1.3 Comparación del cálculo de la tasa de dosis mediante el formalis- mo TG-43 mediante diferentes definiciones del factor de geometría	73
3.1.2 Cálculo de dosis utilizando el formalismo del TG-43	77
3.1.2.1 Comparación de la distribución radial de dosis para 0° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.	77
3.1.2.2 Comparación de la distribución radial de dosis para 30° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.	78
3.1.2.3 Comparación de la distribución radial de dosis para 60° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.	79
3.1.2.4 Comparación de la distribución radial de dosis para 90° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.	80
3.2 Simulación Monte Carlo	82
3.2.1 Estudio de parámetros de la simulación	82
3.2.2 Atenuación de la dosis debido a las heterogeneidades	83
3.2.2.1 Fuente de ¹⁹² Ir en agua	83
3.2.2.2 Fuente de ¹⁹² Ir en tejido suave (ICRU 44)	86

3.2.2.3 Fuente de ^{192}Ir al interior del <i>tandem</i> (parte delgada) y el medio es tejido suave (ICRU 44)	89
3.2.2.4 Fuente de ^{192}Ir al interior del <i>tandem</i> (parte gruesa) y el medio es tejido suave (ICRU 44)	92
3.2.2.5 Fuente de ^{192}Ir al interior del <i>tandem</i> , en su parte gruesa. El <i>tandem</i> está al interior del aplicador vaginal. El medio es tejido suave (ICRU 44)	95
3.2.2.6 Distribución de dosis alrededor de la fuente de ^{192}Ir en el caso de geometría compleja	98
3.3 Dosimetría con OSL <i>nano dot</i>	103
3.3.1 Caracterización del OSL <i>nano dot</i>	103
3.3.2 Factor de calibración por energía del OSL <i>nano dot</i>	110
3.3.3 Prueba de exactitud de la dosis entrega por el TPS, utilizando OSL <i>nano dot</i>	112
3.3.3.1 Medición dosis de tránsito	112
3.3.3.2 Medición de dosis de tratamiento	112
Capítulo IV Recomendaciones	114
Capítulo V Conclusiones	116
Glosario	118
Bibliografía	119
Anexos	129
Anexo A Prueba al sistema de cálculo del TPS en HDR	129
Anexo B Resolución de la integral para el factor de geometría	136
Anexo C Códigos para simulación Gamos	137
Anexo D Cálculo de incertezas	142
Anexo E Calibración cámara Farmer	158

Índice de figuras

1.	Fantoma ESTRO para el control de calidad en braquiterapia.	9
2.	Diseño del fantoma para el estudio de heterogeneidades en tratamientos ginecológicos.	13
3.	Diseño del fantoma para el estudio del efecto de las heterogeneidades en tratamientos ginecológicos.	15
4.	Comparación de la diferencia de D_{abs} con y sin presencia de aire, utilizando método MC y película radiocrómica EBT2 en un fantoma de recto.	16
5.	Decaimiento de ^{192}Ir en ^{192}Pt	18
6.	Decaimiento de ^{192}Ir en ^{192}Os	18
7.	Esquema de la aproximación de fuente lineal para el factor de geometría.	21
8.	Función de D_{abs} radial, $g(r)$, de la fuente GammaMed Plus, HDR 0.9 mm de diámetro externo.	22
9.	Validación de Gammas en el estudio de la sensibilidad de los detectores en términos de la distancia al centro del campo de visión (CFOV).	32
10.	Validación de Gammas en el estudio del PDD de fotones para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de un linac.	32
11.	Comparación de $g(r)$ para diferentes formas de fantomas.	33
12.	Modelo par electrón-hueco en los dosímetro OSL.	37
13.	Desvanecimiento de la señal en función del tiempo de los OSL.	39
14.	Esquema de lectora de OSL.	40
15.	Sensibilidad del dosímetro en función del número de lecturas.	41
16.	Sensibilidad del dosímetro en función del tiempo de lectura post irradiación.	43
17.	Descarga del dosímetro en función a la técnica y al tiempo de blanqueamiento.	43
18.	Sensibilidad del dosímetro en función de la D_{abs}	44
19.	Linealidad del OSL.	45
20.	Sensibilidad del dosímetro en función del ángulo de incidencia de la radiación.	45
21.	Sensibilidad del dosímetro en función de la energía.	46

22.	Sensibilidad del dosímetro en función de la dosis por pulso.	47
23.	Cuentas del dosímetro en función de la tasa de dosis en el experimento de Christopher et. al.	48
24.	Sensibilidad del dosímetro en función de la temperatura.	48
25.	Arco en C para adquisición de imágenes radiográficas.	49
26.	Contenedor de la fuente de ^{192}Ir para braquiterapia GammaMedPlus de 0.9 mm de diámetro.	50
27.	Lectora OSL modelo microstar.	50
28.	TPS ARIA RADOnC, marca Varian.	51
29.	Conjunto de aplicadores de cuello uterino.	51
30.	CI cilíndrica tipo Farmer.	52
31.	Dimensiones de los OSL nano dots.	53
32.	Diseño del fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac. El espesor de esta lámina es de 2 mm.	53
33.	Diseño del fantoma de PPMA para la prueba de dependencia angular del OSL nano dot en el linac. El espesor de esta lámina es de 2 mm.	53
34.	Fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac, parte 1.	54
35.	Fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac, parte 2.	54
36.	Fantoma circular de PPMA para la caracterización de la dependencia angular de OSL nano dot en el linac.	55
37.	Diseño del fantoma de PPMA para la prueba experimental de exactitud de la dosis entregada, parte 1.	55
38.	Diseño del fantoma de PPMA para la prueba experimental de exactitud de la dosis entregada, parte 2.	56
39.	Geometría de la fuente GammaMed Plus HDR 0.9 mm de diámetro.	57
40.	Geometría del aplicador cilíndrico de 35 mm de diámetro.	58
41.	Geometría del tandem metálico.	58
42.	Diseño de la fuente GammaMed Plus con Gamos 5.1.0.	63
43.	Diseño del tandem metálico en el fantoma cilíndrico con Gamos 5.1.0.	63
44.	Diseño de la fuente al interior de tandem metálico y el aplicador vaginal con Gamos 5.1.0.	64
45.	Configuración durante la irradiación de los OSL.	72

22.	Sensibilidad del dosímetro en función de la dosis por pulso.	47
23.	Cuentas del dosímetro en función de la tasa de dosis en el experimento de Christopher et. al.	48
24.	Sensibilidad del dosímetro en función de la temperatura.	48
25.	Arco en C para adquisición de imágenes radiográficas.	49
26.	Contenedor de la fuente de ^{192}Ir para braquiterapia GammaMedPlus de 0.9 mm de diámetro.	50
27.	Lectora OSL modelo microstar.	50
28.	TPS ARIA RADonc, marca Varian.	51
29.	Conjunto de aplicadores de cuello uterino.	51
30.	CI cilíndrica tipo Farmer.	52
31.	Dimensiones de los OSL nano dots.	53
32.	Diseño del fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac. El espesor de esta lámina es de 2 mm.	53
33.	Diseño del fantoma de PPMA para la prueba de dependencia angular del OSL nano dot en el linac. El espesor de esta lámina es de 2 mm.	53
34.	Fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac, parte 1.	54
35.	Fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac, Parte 2.	54
36.	Fantoma circular de PPMA para la caracterización de la dependencia angular de OSL nano dot en el linac.	55
37.	Diseño del fantoma de PPMA para la prueba experimental de exactitud de la dosis entregada. Parte 1.	55
38.	Diseño del fantoma de PPMA para la prueba experimental de exactitud de la dosis entregada, parte 2.	56
39.	Geometría de la fuente GammaMed Plus HDR 0.9 mm de diámetro.	57
40.	Geometría del aplicador cilíndrico de 35 mm de diámetro.	58
41.	Geometría del tandem metálico.	58
42.	Diseño de la fuente GammaMed Plus con Gamos 5.1.0.	63
43.	Diseño del tandem metálico en el fantoma cilíndrico con Gamos 5.1.0.	63
44.	Diseño de la fuente al interior de tandem metálico y el aplicador vaginal con Gamos 5.1.0.	64
45.	Configuración durante la irradiación de los OSL.	72

46.	Pantalla del TPS durante la irradiación de los OSL.	72
47.	Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 0^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio.	77
48.	Comparación de la distribución de D_{abs} radial para $\theta = 30^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio.	78
49.	Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 60^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio.	79
50.	Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 90^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio.	80
51.	Curvas de isodosis alrededor de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus en agua.	85
52.	Curvas de isodosis de la fuente de ^{192}Ir en tejido suave (ICRU 44). . .	87
53.	Curvas de isodosis cuando la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus está al interior del tandem, en su parte delgada y el medio es tejido suave (ICRU 44).	90
54.	Curvas de isodosis de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus cuando está al interior del tandem, en su parte gruesa y el medio es tejido suave (ICRU 44).	93
55.	Curvas de isodosis cuando la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus está al interior del tandem, en su parte gruesa. El tandem está al interior del aplicador vaginal y el medio es tejido suave (ICRU 44).	96
56.	Curvas de isodosis en tejido suave, cuando se consideran 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus.	99
57.	Estabilidad de las cuentas oscuras a lo largo de los días en la lectora de OSL.	104
58.	Estabilidad de las cuentas del fotomultiplicador a lo largo de los días en la lectora de OSL.	104
59.	Estabilidad de las cuentas del led a lo largo de los días en la lectora de OSL.	104
60.	Linealidad de los OSL.	106

61.	Diferentes formas de irradiar los OSL con una misma dosis; pero, diferente tasa de dosis.	106
62.	Desvanecimiento de los OSL por relectura.	107
63.	Desvanecimiento de los OSL por el paso de los días.	108
64.	Respuesta del OSL en función del ángulo de incidencia.	109
65.	Esquema de la aproximación de fuente lineal para determinar la función de geometría.	130
66.	Distribución de fuentes para la prueba al sistema de cálculo de dosis .	131
67.	Configuración para la irradiación de los OSL.	133
68.	Diseño del fantoma para la prueba dosimétrica	134
69.	Incertezas en la prueba del cálculo teórico de D_{abs}	143
70.	Incertezas en la prueba de distribución de dosis con MC.	147
71.	Incertezas en la prueba de estabilidad del linac.	148
72.	Incertezas en la prueba de homogeneidad del OSL.	149
73.	Incertezas en la prueba de linealidad del OSL.	151
74.	Incertezas en la prueba de tasa de dosis del OSL.	152
75.	Incertezas en la prueba de relectura del OSL.	153
76.	Incertezas en la prueba de desvanecimiento de las cuentas por el paso de los días del OSL.	153
77.	Incertezas en la prueba de dependencia angular del OSL.	154
78.	Incertezas en la prueba de factor de calibración por energía del OSL. .	155
79.	Incertezas en la prueba de dosis de tránsito del OSL.	156
80.	Incertezas en la prueba de dosis de tratamiento del OSL.	157
81.	Certificado de calibración de la cámara Farmer.	158

Índice de cuadros

1.	Densidad de materiales presentes alrededor de la fuente de braquiterapia.	7
2.	Comparación de D_{abs} obtenida con integral de Sievert, TPS y formalismo TG-43, cuando el punto de cálculo está a 2 cm del centro de la fuente y perpendicular a su eje de simetría axial.	12
3.	Cálculo de razón de D_{abs} considerando los efectos de la posición de la fuente en el fantoma.	14
4.	Diferencia de D_{abs} medida con TLD y la planificada con TPS.	14
5.	Resultado de D_{abs} predicha por el TPS y la medida con película radio-crómica, en torno a la fuente de ^{192}Ir	16
6.	Espectro de energía de ^{192}Ir	17
7.	Función de anisotropía de la fuente GammaMed Plus, HDR 0.9 mm de diámetro externo.	23
8.	Interpolación y extrapolación de datos para las funciones $g(r)$ y $F(r, \theta)$ asumiendo una aproximación lineal de la fuente.	34
9.	Composición de materiales de la fuente GammaMed Plus HDR 0.9 mm de diámetro.	57
10.	Composición química PPSU (1.29 g/cm^3).	58
11.	Composición química tejido suave ICRU 44 (1.06 g/cm^3).	59
12.	Factor de geometría, $G(r, \theta)$, para la fuente GammaMed Plus de ^{192}Ir obtenida utilizando definición de integral*. Mapa en coordenadas polares.	74
13.	Factor de geometría, $G(r, \theta)$, para la fuente GammaMed Plus de ^{192}Ir obtenida utilizando aproximación de fuente lineal*. Mapa en coordenadas polares.	75
14.	Error relativo entre la tasa de D_{abs} obtenida utilizando el factor de geometría definido por la integral y por aproximación de fuente lineal. Mapa en coordenadas polares.	76
15.	Comparación de tiempo de cálculo cuando se usan diferentes tamaños del voxel.	82
16.	Comparación de los tiempo de cálculo cuando se usan diferentes modelos electromagnéticos: Livermore, Penelope y Standard.	83

17.	Evaluación del índice gamma, γ , para comparar similitud entre la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y la obtenida con MC, en el caso de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir en agua, utilizando los parámetros de $\Delta d = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5 \%$	85
18.	Atenuación de la D_{abs} debido a que el medio es tejido suave (ICRU 44) y no agua.	88
19.	Atenuación de la D_{abs} debido a que la fuente está al interior de la parte delgada del tandem y el medio es tejido suave (ICRU 44).	91
20.	Atenuación de la D_{abs} debido a que la fuente está al interior del tandem, en su parte gruesa y el medio es tejido suave (ICRU 44).	94
21.	Atenuación de la D_{abs} debido a que la fuente está al interior del tandem, en su parte gruesa, además, el tandem está al interior de aplicador vaginal y el medio es tejido suave (ICRU 44).	97
22.	Valores de D_{abs} obtenidos por el TPS.	100
23.	Valores de D_{abs} obtenidos por simulación MC.	100
24.	Error relativo entre valores de D_{abs} obtenidos por MC y por el TPS. La distancia está en cm.	101
25.	Evaluación del índice gama, γ , para comparar similitud entre la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y la obtenida con MC. En la simulación de la distribución de D_{abs} para el caso de la planificación de 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir	101
26.	Estabilidad de la dosis entregada por el linac.	103
27.	Lecturas de la prueba de homogeneidad de los OSL.	105
28.	Resultado de prueba de desvanecimiento de las cuentas por el paso de los días.	108
29.	Medición de la D_{abs} generada por los fotones de 6 MV en el linac, utilizando la CI en un fantoma de agua.	110
30.	Factor de calibración OSL para fotones de 6 MV.	110
31.	Resultado de prueba de medición de D_{abs} de tránsito generada por la fuente GammaMed Plus, con actividad de 4.07 Ci. Lectura sin corregir.	112
32.	Resultado de prueba de medición de D_{abs} de tránsito generada por la fuente GammaMed Plus.	112
33.	Resultado de la medición de D_{abs} en la prueba dosimétrica generada por la fuente GammaMed Plus, con actividad de 4.07 Ci. Lectura sin corregir.	113

34.	Resultado de la medición de D_{abs} generada por la fuente GammaMed Plus en la prueba de exactitud de entrega de D_{abs}	113
35.	Valores de dosis alrededor de la fuente de HDR, en coordenadas polares.	130
36.	Valores de dosis alrededor de la fuente de HDR, en coordenadas cartesianas.	132
37.	Evaluación de incertezas en el cálculo teórico de D_{abs}	142
38.	Incerteza estadística ($\mu_A(K = 1)\%$) en los cálculos de distribución de D_{abs} alrededor de la fuente GammaMed Plus con MC.	144
39.	Incerteza estadística ($\mu_A(K = 1)\%$) en los cálculos de distribución de D_{abs} alrededor la fuente GammaMed Plus, incluyendo el efecto de los aplicadores con MC.	145
40.	Incerteza estadística ($\mu_{A,\text{cociente}}(K = 1)\%$) de los cálculos de atenuación de D_{abs} con MC.	146
41.	Evaluación de incertezas de la prueba de distribución de dosis con MC.	147
42.	Evaluación de incertezas en la medición de D_{abs} con la C.I.	148
43.	Evaluación de incertezas de la prueba de homogeneidad del OSL	150
44.	Evaluación de incertezas de la prueba de linealidad del OSL.	151
45.	Evaluación de incertezas de la prueba de tasa de dosis del OSL.	152
46.	Evaluación de incertezas de la prueba de relectura del OSL.	152
47.	Evaluación de incertezas de la prueba de desvanecimiento de las cuentas del OSL por el paso de los días.	153
48.	Evaluación de incertezas de la prueba de dependencia angular del OSL.	154
49.	Evaluación de incertezas en la medición del factor de calibración por energía del OSL.	155
50.	Evaluación de incertezas de la prueba de dosis de tránsito con los OSL.	156
51.	Evaluación de incertezas de la prueba de dosis de tratamiento con los OSL.	157

Abreviaturas

AAPM	American Association of Physicists in Medicine (Asociación Americana de físicos en medicina).
CI	Cámara de ionización.
D_{abs}	Dosis absorbida.
d_{max}	Distancia a la que la dosis absorbida es máxima.
DS	Desviación <i>standard</i> .
$D_{X,Y}$	Dosis absorbida en el medio X medida en un medio Y, esto es, el <i>fantoma</i> escogido está hecho de un medio Y, al igual que los voxeles que registran la dosis, pero este valor se convierte la dosis en el medio X utilizando factores de corrección.
$D_{w,w-TG-43}$	Dosis absorbida en agua medida en agua utilizando el formalismo del TG-43.
$D_{w,w/apl/air-MBDC}$	Dosis absorbida en agua medida en agua considerando el efecto de los aplicadores y del aire al interior de estos utilizando base de datos obtenidas con MC.
ESTRO	European Society Therapeutic Radiology Oncology (Sociedad Europea Terapéutica Oncológica y Radiológica).
$F(r, \theta)$	Función de anisotropía.
$g(r)$	Función de dosis radial.
HDR	High Dose Rate (Alta Tasa de Dosis).
IAEA	International Agency Energy Atomic (Agencia Internacional de Energía Atómica).

ICRU	The International Commission on Radiation Units and Measurements (Comisión Internacional de Unidades Radiológicas).
IMRT	Intensity-modulated radiotherapy (radioterapia de intensidad modulada)
Linac	Acelerador lineal.
MC	Monte Carlo.
N.A.	No aplica.
N.I.	No influye.
NIST	National Institute of Standards Technology (Instituto Nacional de Normas y Tecnología).
OMS	Organización Mundial de la Salud.
OSL	Optically Stimulated Luminescence (Luminiscencia Estimulada Ópticamente).
PDD	Percentage Depth Dose (porcentaje de dosis a profundidad).
TG	Task Group (Grupo de Trabajo).
TLD	Dosimeter thermoluminescent (dosímetro termoluminiscente).
TPS	Treatment Planing Sistem (Sistema de Planificación de Tratamiento).
μ_A %	Incerteza porcentual tipo A.
μ_B %	Incerteza porcentual tipo B.
μ_C %	Incerteza combinada.

Resumen

Para determinar la dosis absorbida (D_{abs}) que reciben los tejidos de los pacientes oncológicos de braquiterapia, se utilizan los sistemas de planificación de tratamiento (TPS); pero, algunos de estos, no consideran las heterogeneidades de los tejidos, ni los tipos de aplicadores, ni las dimensiones del paciente, lo que genera diferencias entre la D_{abs} calculada por el TPS y la D_{abs} entregada al paciente. Por lo que se hace la interrogante si el TPS que se está utilizando, calcula de manera adecuada la distribución de D_{abs} en el paciente y cuáles son los efectos de no considerar las heterogeneidades del medio.

En el presente trabajo se propone un método, para probar el modelo de cálculo de D_{abs} del TPS, para determinar su precisión y exactitud. Este método consta de tres pasos:

- Prueba de librerías. Se compara la distribución de D_{abs} , obtenida por el TPS y de manera teórica. El cálculo teórico de la distribución de D_{abs} alrededor de una fuente de braquiterapia de ^{192}Ir en agua, se realiza utilizando el formalismo del grupo del TG-43 de la AAPM.
- Prueba de cálculo de isodosis, para dos casos: i) El caso de una planificación de una parada de la fuente de ^{192}Ir , considerando las heterogeneidades del medio. ii) El caso de una planificación con tres paradas de la fuente ^{192}Ir , considerando las atenuaciones del tejido y de los aplicadores. Estos cálculos se realizan utilizando simulación Monte Carlo (MC) con los códigos de Gamos.5.1.0. En el primer caso, se simula la D_{abs} alrededor de una fuente de braquiterapia de ^{192}Ir en agua, para validar la simulación. Luego se realizan otras simulaciones para cuantificar la atenuación de la D_{abs} cuando se considera la atenuación del tejido y la de los aplicadores. En el segundo caso, se procede a calcular la distribución de D_{abs} en un arreglo de tres paradas de la fuente, considerando el efecto de atenuación de las heterogeneidades del tejido humano y de los aplicadores.
- Prueba de exactitud de la dosis entregada. Utilizando un *fantoma* de PPMA, que simula el tejido humano, en el que se insertan los aplicadores de braquiterapia y la fuente de ^{192}Ir , se planifica con el TPS, un tratamiento de tres paradas de la fuente de ^{192}Ir , como en el segundo caso de la prueba de cálculo de isodosis, para

entregar una D_{abs} a los dosímetros OSL *nano dot*. Finalmente, se compara la D_{abs} planificada con la registrada por el dosímetro.

Dicho método se aplicó al TPS ARIA RADonc, encontrándose que la diferencia entre el cálculo teórico de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir cuando está inmersa en agua y la calculada por el TPS, está en un margen de 1 %, cumpliendo con la tolerancia de un 2 % establecida por el ESTRO. En la prueba de cálculo de isodosis alrededor de la fuente de ^{192}Ir , cuando está inmersa en agua, se obtuvo una similitud de un 97 % del índice gama, entre lo calculado con el TPS y MC, utilizando como tolerancia del índice gamma los valores de $\Delta d = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5 \%$. En la prueba de cálculo de isodosis en presencia de heterogeneidades con MC, se encontró que si hay diferencias significativas, que varían entre 0 % y 30 %, dependiendo de la configuración geométrica entre la fuente y los aplicadores, así como que el índice gama indica una similitud de planes de un 60 % para el caso una planificación con tres paradas de la fuente; dichas pruebas se realizaron con un tamaño de voxel de 8 mm^3 . En la prueba de exactitud de entrega de D_{abs} con el OSL, se reporta una subdosificación de 3.88 % y que la precisión en la entrega del tratamiento tiene un coeficiente de variación de 1.4 %.

Concluyéndose que el TPS calcula adecuadamente la distribución de D_{abs} , cuando el medio es agua; pero, es necesario incluir las librerías que consideran las heterogeneidades, para realizar un cálculo de la distribución de D_{abs} en los pacientes más exacto.

Abstract

Treatment planning systems (TPS) are used to determine the absorbed dose (D_{abs}) received by the tissues of cancer patients on brachytherapy; but some of these systems do not consider the heterogeneities of the tissues, the types of applicators and the size of the patient, which generates differences between the D_{abs} calculated by the TPS and the D_{abs} received by the patient. Thus, the question arises whether the TPS used adequately calculates the distribution of D_{abs} in the patient and what the effects are of not considering the heterogeneities of the medium.

The present study proposes a method to test the calculation model of the D_{abs} of the TPS, in order to determine its accuracy. This method consists of three steps:

- Proof of library. We compute the distribution of D_{abs} , obtained by the TPS and theoretically. The theoretical calculation of the D_{abs} distribution around an ^{192}Ir source in water, is performed using the formalism of the AAPM TG-43.

- Isodosis calculation test, for two cases: i) The case of a stoppage schedule of the ^{192}Ir , taking the heterogeneities of the medium into consideration. ii) The case of a schedule with three stoppages of the ^{192}Ir source, considering the attenuations of the tissue and the applicators. These calculations are performed using Monte Carlo simulation (MC) with Gamos codes of 5.1.0. In the first case, the D_{abs} around an ^{192}Ir source in water is simulated in order to validate the simulation. Further simulations are then performed to quantify the attenuation of the D_{abs} when the attenuation of the tissue and of the applicators is considered. In the second case, we proceed to compute the distribution of the D_{abs} in a three stop arrangement of the source, considering the attenuation effect of human tissue heterogeneities and applicators.

- Dose accuracy test delivered. Using a PPMA phantom, which simulates human tissue, in which the brachytherapy applicators and the ^{192}Ir source are inserted, using the TPS a three stop treatment of ^{192}Ir is planned, as in the second case of the isodosis calculation test, in order to deliver a D_{abs} to OSL nano dot dosimeters. Finally, we compute the D_{abs} planned with that registered by the dosimeter.

This method was applied to the ARIA RADonc TPS and it was discovered that the difference between the theoretical calculation of the D_{abs} distribution around the ^{192}Ir source immersed in water and calculated by the TPS is in a margin of 1 %, meeting the tolerance level of 2 % established by ESTRO. In the isodosis calculation test around the ^{192}Ir source, when immersed in water, a similarity rate of 97 % of the gamma index

was obtained between that calculated with the TPS and MC, using as gamma index tolerance the values of $\Delta d = 3$ mm and $\Delta D = 5\%$. In the isodose calculation test in the presence of heterogeneities with MC, it was found that indeed there are? significant differences, ranging from 0 % to 30 %, depending on the geometric configuration between the source and the applicators, as well as the gamma index that indicates a similarity of plans of 60 % in the case of a plan with three stoppages of the source; such tests were performed with a voxel size of 8 mm. In the treatment D_{abs} accuracy test, with the OSL, a sub-dosage of 3.88 % is reported and the precision in the treatment delivery has a variation coefficient of 1.4 %.

To conclude, the TPS adequately computes D_{abs} , when the medium is water; but it is necessary to include the libraries that consider the heterogeneities, to make a more accurate calculation of the D_{abs} distribution in patients.

Introducción

Para determinar la distribución de dosis absorbida (D_{abs}) en los tejidos de los pacientes onco-ginecológicos (30 % de los casos presentes en el país, según estadísticas del Sistema Nacional de Vigilancia Epidemiológica [1]) tratados con braquiterapia, se utilizan los sistemas de planificación de tratamiento (TPS, por sus siglas en inglés), los que indican la D_{abs} que recibe un determinado volumen del tumor, así como la D_{abs} que reciben los tejidos sanos, sin embargo, estos presentan limitaciones, que radican principalmente en los siguientes aspectos [2, 3, 4]:

- No hay corrección de D_{abs} debido a heterogeneidades.
- Se asumen condiciones de *full scatter*.
- No se considera la D_{abs} de tránsito.
- No se considera el efecto de autoblandaje de la fuente.
- No hay corrección de la atenuación de los aplicadores en los casos de geometría compleja.
- Melhus y Rivard encontraron que los efectos de no considerar los efectos de heterogeneidades del tejido es despreciable en el caso de ^{192}Ir [5], por otra parte, el blindaje de los aplicadores puede causar una reducción de la D_{abs} del 5–11 % para el caso ginecológico [6] y hasta un 24 % en el caso de los aplicadores endorectales, comparado con la D_{abs} calculada utilizando el formalismo del TG-43 [7].

Diferentes trabajos [8, 9, 10, 11] evidencian que el TPS, al no considerar las heterogeneidades del medio, genera diferencias entre la D_{abs} planificada por el TPS y la D_{abs} entregada al paciente, lo que se traduce en subdosificaciones o sobredosificaciones en los tejidos circundantes a la fuente de braquiterapia, sin embargo, estas diferencias no son las mismas para todas las fuentes o configuraciones geométricas de estas, ya que hay trabajos que reportan diferencias entre el 9 % y el 18 % [12], otros establecen que en recto se puede alcanzar diferencias de hasta 10 %, en vejiga hasta un 30 % [10] y otros que las diferencias dependen de la distancia respecto de la fuente [13]. En conclusión, estas diferencias dependen de las heterogeneidades del medio y de la ubicación de la fuente en el plan de tratamiento.

En la literatura hay artículos que intentan resolver este problema de diferentes formas: están los que determinan la diferencia entre la D_{abs} planificada y la D_{abs} entregada mediante el uso de dosimetría, ya sea usando TLD, OSL, gel dosimétrico o películas radiocrómicas, [10, 14, 15, 16, 17, 18] o con métodos de simulación Monte Carlo (MC) [13, 19, 20, 21] o con cálculos teóricos, usando la integral de Sievert y el formalismo dado en el TG-43 de la asociación americana de física médica (AAPM, por las siglas en inglés) [9, 22, 23].

Por lo anteriormente escrito, se plantea la pregunta ¿El TPS que se está utilizado en el servicio de braquiterapia calcula adecuadamente la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente? ¿Son necesarias las librerías que incluyen los efectos de heterogeneidades en los cálculos de distribución de D_{abs} ?

En el presente trabajo se propone un método, para probar el modelo de cálculo de D_{abs} del TPS, para determinar su exactitud. Este método consta de 3 pasos:

- Prueba de librerías. Se compara la distribución de D_{abs} , obtenida por el TPS y de manera teórica. El cálculo teórico de la distribución de D_{abs} alrededor de una fuente de braquiterapia de ^{192}Ir en agua, se realiza utilizando el formalismo del TG-43 de la AAPM.
- Prueba de cálculo de isodosis, para dos casos: i) El caso de una planificación de una parada de la fuente de ^{192}Ir , considerando las heterogeneidades del medio. ii) El caso de una planificación con 3 paradas de la fuente ^{192}Ir , considerando las atenuaciones del tejido y de los aplicadores. Estos cálculos se realizan utilizando simulación Monte Carlo (MC) con los códigos de Gamos.5.1.0. En el primer caso, se simula la de D_{abs} alrededor de una fuente de braquiterapia de ^{192}Ir en agua, para validar la simulación. Luego se realizan otras simulaciones para cuantificar la atenuación de la D_{abs} cuando se considera la atenuación del tejido y la de los aplicadores. En el segundo caso, se procede a calcular la distribución de D_{abs} en un arreglo de 3 paradas de la fuente, considerando el efecto de atenuación de las heterogeneidades del tejido humano y de los aplicadores.
- Prueba de exactitud de la dosis entregada. Utilizando un *fantoma* de PPMA, que simula el tejido humano, en el que se insertan los aplicadores de braquiterapia y la fuente de ^{192}Ir , se planifica con el TPS, un tratamiento de 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir , como en el segundo caso de la prueba de cálculo de isodosis, para

entregar una D_{abs} a los dosímetros OSL *nano dot*. Finalmente, se compara la D_{abs} planificada con la registrada por el dosímetro.

La base teórica en la que se sustenta este trabajo se encuentra en el **capítulo I**. Se revisan los trabajos hechos hasta la fecha de las pruebas al TPS y las recomendaciones dadas por la AAPM, la agencia internacional de energía atómica (IAEA, por las siglas en inglés), la comisión internacional de unidades radiológicas (ICRU, por las siglas en inglés), la sociedad europea terapéutica oncológica y radiológica (ESTRO, por las siglas en inglés). Se hace una revisión a los modelos de cálculos teóricos de la distribución de D_{abs} alrededor de una fuente radiactiva, utilizando las bases de datos publicadas por el TG-43 de la AAPM. También se introduce a Gamos, un marco de trabajo para realizar simulación MC utilizando las librerías del Geant4. Finalmente, se da la teoría del funcionamiento físico de los OSL *nano dot*, que son detectores de estado sólido, utilizados para las pruebas dosimétricas en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR, por las siglas en inglés).

En el **capítulo II** se describen los equipos de radiación y equipos dosimétricos que son utilizados en este trabajo, así como los diseños de los *fantomas* utilizados para las pruebas dosimétricas. También en este capítulo se dan las pautas de como se llevaron a cabo los cálculos teóricos, la estimación de la atenuación de la D_{abs} debido a la presencia de las heterogeneidades mediante simulación MC y las pruebas dosimétricas para la caracterización de los OSL y su posterior implementación en la determinación de D_{abs} cuando son expuestos ante una fuente de ^{192}Ir .

En el **capítulo III** se presentan los resultados de este trabajo. Se muestra la comparación entre la D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir modelo GammaMed Plus calculada por el TPS y la obtenida utilizando el formalismo del TG-43. Se presentan los resultados de la atenuación de D_{abs} cuando se consideran las heterogeneidades del medio, así como los resultados de la caracterización de los OSL y de la prueba dosimétrica.

En el **capítulo IV** se presentan las recomendaciones, para que el lector pueda implementar este método en su servicio de braquiterapia, así como las pautas para mejorar los cálculos presentados en este trabajo.

En el **capítulo V** se presentan las conclusiones de este trabajo.

Finalmente en **anexos** se puede encontrar un formato para realizar las pruebas al modelo de cálculo del TPS. También se encuentran los códigos utilizados para resolver la integral que define la función de geometría y los los códigos para realizar la simulación

en MC con Gamos 5.1.0, así como el análisis de incerteza de las pruebas realizadas y el certificado de calibración de los equipos.

Capítulo I Marco teórico

1.1 Estado del arte

1.1.1 La protección radiológica en braquiterapia

La IAEA, en su publicación titulada normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación [24], establece los principios fundamentales de la protección radiológica: justificación, limitación y optimización de la D_{abs} . Así mismo, en su apéndice II.1.d, indica que las aplicaciones terapéuticas de la radiación, como braquiterapia, se debe confiar, en un experto cualificado en física radioterápica, el cumplimiento de los requisitos de calibración, dosimetría y garantía de calidad prescrito por las normas. En este marco trabajo, se busca seguir las recomendaciones internacionales para cumplir con el principio de optimización de dosis al realizar las pruebas de control al modelo de cálculo del TPS, tanto para saber si se está dando una dosis adecuada al tejido o lecho tumoral, así como disminuir la dosis en los tejidos sanos, siguiendo las consideraciones dadas en el apartado de optimización de la protección relativo a las exposiciones médicas.

Para cumplir con la protección radiológica en braquiterapia se debe contar con personal calificado que realice la labores dentro del servicio, tener un programa de control de calidad y un programa de garantía de calidad. El ESTRO [25] establece que dentro de las pruebas del control de calidad al TPS se incluya:

- Conocimiento del modelo de cálculo que utiliza el TPS.
- Conocimiento de las librerías que utiliza el TPS.
- Prueba de verificación de los datos ingresados al TPS.
- Pruebas básicas de cálculo de dosis.
- Pruebas de distribuciones de dosis *standard*.
- Pruebas a los histogramas de dosis volumen.
- Prueba a la hoja de impresión previa al tratamiento.
- Prueba a la transferencia de datos para el tratamiento.

1.1.2 La exactitud en braquiterapia

1.1.2.1 La importancia de la exactitud en braquiterapia

El instituto nacional de normas y tecnología (NIST, por sus siglas en inglés), define la precisión como una variabilidad de un proceso de medición alrededor de su valor medio y la exactitud como la variación total de la medición, incluyendo no sólo la precisión (reproducibilidad y repetibilidad), sino también la compensación sistemática entre el promedio de los valores medidos y el valor verdadero [26].

La falta de precisión y exactitud en los tratamientos de braquiterapia repercute directamente en la evolución del paciente, ya que afecta tanto al control tumoral como al correcto funcionamiento de los tejidos sanos. Para esto, el ESTRO en el libro GEC ESTRO de braquiterapia [27], establece que se debe tener una exactitud geométrica de 1 mm, una exactitud en el tiempo de aplicación de 2 %, una exactitud en la calibración de la fuente de 5 % y en el cálculo computacional de la dosis de un 2 %. También el ICRU 38 [37] establece límites de dosis: 75 Gy en el punto ICRU en recto y vejiga. El ESTRO establece un límite de 14 Gy para las paredes pélvicas cuando el tratamiento se compone sólo de braquiterapia y 56 Gy cuando se combina con teleterapia. La dosis en los huesos iliacos externos se limita a 12 Gy y a los nodos aórticos a 5 Gy [27].

Dentro de las complicaciones que puede presentar el paciente, debido al tratamiento, son al sistema urinario, a la vejiga, al recto y al sistema digestivo, complicaciones que aumentan en probabilidad, cuando se aplica una dosis que excede los 80 Gy, se alcanza un 5 % de morbilidad en vejiga, 9 % en el caso del recto sigmoideo cuando la dosis supera los 75 % y la parte pélvica aumenta un 5 % a partir de 60 Gy [27].

1.1.2.2 Heterogeneidades alrededor de la fuente de braquiterapia

El formalismo presentado en el TG-43 [28], es la base física y matemática en la que se sustentan muchos TPS en braquiterapia, ya que consideran que el medio que rodea a la fuente es homogéneo, específicamente que el material es agua, cuya densidad es 1 g/cm³. Pero la realidad es diferente, ya que hay diversos tipos de tejidos y materiales alrededor de la fuente de braquiterapia, como los que se muestran en el cuadro 1. Cada una de estos materiales atenúa de manera diferente la distribución de D_{abs} y en este trabajo se pretende cuantificar dicha atenuación y como afecta a la exactitud de la entrega de la D_{abs} .

Cuadro 1: *Densidad de materiales presentes alrededor de la fuente de braquiterapia* [29].

Material	densidad [g/cm ³]
Aire	$1,21 \cdot 10^{-3}$
Sangre	1.06
Hueso	1.55
Músculo	1.04
Próstata	1.05
Recto	1.04
Paredes de la vejiga	1.02
Contenido de la vejiga	1.04
Piel	1.10
Útero	1.05
Ovarios	1.05
Aplicador ginecológico	1.29
Tandem metálico	8.03

1.1.2.3 Indicadores de exactitud para braquiterapia

- Indicador para prueba de librerías

El ESTRO en su guía práctica para el control de calidad en braquiterapia [25] y el TG-43 [28], establecen como límite, para la prueba de librerías cargadas al TPS, un 2%. En esta prueba se contrasta la distribución de D_{abs} en agua usando el TPS y los valores publicados por el ESTRO o la AAPM.

- Indicador para la prueba de distribución de dosis

El índice gama, γ , es un parámetro que se utiliza en teleterapia, específicamente, en IMRT, para evaluar la similitud entre dos planes de tratamiento. Este índice analiza el espacio de fase formado por la posición y la dosis, estableciendo de esta forma, un criterio para ver si es aceptable o no la similitud entre dos planes de tratamiento. Se define este índice como [30]:

$$\gamma(\vec{r}_r) = \min \{ \Gamma(\vec{r}_r, \vec{r}_e) \forall \{ \vec{r}_e \} \}, \quad \begin{array}{l} \text{si } \gamma \leq 1 \quad \text{aceptable} \\ \text{si } \gamma > 1 \quad \text{inaceptable} \end{array} \quad (1)$$

donde

$$\Gamma(\vec{r}_r, \vec{r}_e) = \sqrt{\frac{r^2(\vec{r}_r, \vec{r}_e)}{\Delta d^2} + \frac{\delta^2(\vec{r}_r, \vec{r}_e)}{\Delta D^2}} \quad (2)$$

$$r(\vec{r}_r, \vec{r}_e) = |\vec{r}_r - \vec{r}_e| \quad (3)$$

$$\delta(\vec{r}_r, \vec{r}_e) = D_r(\vec{r}_r) - D_e(\vec{r}_e) \quad (4)$$

donde

$D_x(\vec{r}_x)$ es la dosis D_x evaluada en la posición \vec{r}_x

Δd es la distancia para el criterio de acuerdo.

ΔD es la diferencia de dosis para el criterio de acuerdo.

El índice gama, específicamente para los controles de pacientes de IMRT, adopta los límites de $\Delta d = 3$ mm y $\Delta D = 3\%$ o 5% del valor máximo de dosis seleccionado.

Para braquiterapia, no se cuenta con límites establecidos para los parámetros Δd y ΔD , debido al alto gradiente de dosis, valor que asciende a $50\%/mm$ [31]; pero, en este trabajo se plantea fijarlo en un 95% de coincidencia de los puntos evaluados, usando los parámetros $\Delta d = 3$ mm y $\Delta D = 5\%$.

- Indicador para la prueba de exactitud de la dosis entregada

El ESTRO [25] recomienda realizar una auditoría externa al sistema de planificación. Como ejemplo, ellos utilizan dosímetros TLD y un *fantoma* de PPMA para las pruebas dosimétricas, en las que se colocan 3 TLD a 5 cm de la fuente y se registra la D_{abs} , como se muestra en la figura 1.

Las recomendaciones para los niveles de acción son:

- Si la desviación entre lo medido y lo planificado es $\leq \pm 7\%$, se considera que se está dentro de un nivel óptimo.
- Si la desviación entre lo medido y lo planificado es $> \pm 7\%$ y $\leq \pm 10\%$, se considera que se está dentro de la tolerancia y fuera de un nivel óptimo.
- Si la desviación entre lo medido y lo planificado es $> \pm 10\%$ y $\leq \pm 15\%$, se considera que se está fuera de tolerancia.
- Si la desviación entre lo medido y lo planificado es $> \pm 15\%$, se considera que se está dentro de un nivel emergencia.

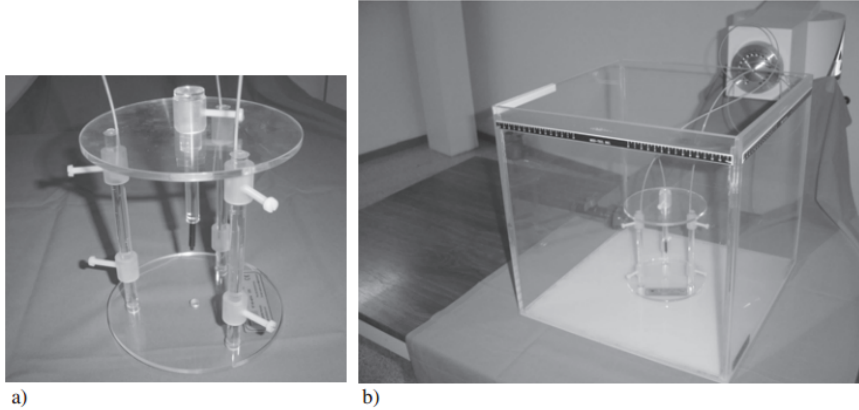


Figura 1: *Fantoma ESTRO* para el control de calidad en braquiterapia [25].

- Recomendación del uso de dosímetros en braquiterapia

La recomendación que brinda la AAPM-ESTRO en su trabajo en conjunto [3], sobre las condiciones que debe presentar un dosímetro para ser considerado como tal en braquiterapia son:

- Su volumen activo debe ser pequeño, para que la medición no se vea afectada por factores de corrección debido al alto gradiente de D_{abs} .
- Se debe conocer el factor de energía, esto es, la relación que existe entre la energía de calibración del dosímetro y la energía utilizada para la dosimetría.
- El dosímetro debe ser preciso y reproducible, para calcular la tasa de D_{abs} con $\mu_A(K = 1) \leq 3\%$ y $\mu_B(K = 1) \leq 6\%$.

1.1.3 Modelos de cálculo de dosis en braquiterapia

Antes de hablar de algunos sistema de cálculo actuales, se debe introducir los términos $D_{w,w}$, $D_{m,m}$ y $D_{w,m}$.

La dosis $D_{w,w}$, es la D_{abs} en agua medida en agua (el *fantoma* está hecho de agua al igual que los voxeles que registran la D_{abs}). Este término es el que se utiliza en los protocolos de límites de dosis para los órganos de riesgo.

La dosis $D_{m,m}$, es la D_{abs} en un medio que se llamará m, medida en en el mismo medio m (el *fantoma* escogido está hecho del mismo medio m al igual que los voxeles que registran la D_{abs}).

La dosis $D_{w,m}$, es la D_{abs} en agua medida en un medio m (el *fantoma* escogido está hecho de un medio m al igual que los voxeles que registran la D_{abs}), debido a que los protocolos están basados en la D_{abs} en agua [2, 4, 32].

En lo que sigue de este trabajo la D_{abs} referida siempre será $D_{m,m}$ a no ser que se especifique lo contrario.

1.1.3.1 Modelos de cálculos de dosis

- Modelos $D_{w,w-TG-43}$

El estado actual del cálculo de D_{abs} en braquiterapia en el formalismo del TG-43 se basa en una superposición de la D_{abs} precalculada para una sola fuente en agua. En el caso que la energía promedio de la fuente sea inferior a 50 KeV, se utiliza un *fantoma* de agua esférico de radio 30 cm y en el caso de ser de mayor energía, el *fantoma* no presenta bordes. La principal complicación de este método es que son completamente ignorados los efectos de atenuación de los aplicadores, la autoatenuación de la fuente, la heterogeneidad del medio y la distancia de la fuente a los bordes de la piel [32].

- Modelos $D_{w,w/apl/air-MBDC}$

Son los que realizan sus cálculos de D_{abs} , modelando el transporte de la radiación a través de la geometría, considerando la composición y densidad de los aplicadores, de la fuente y las interfaces de aire presente en los aplicadores; pero, no consideran las densidades de los tejidos humanos, aún el hueso es considerado con propiedades de dispersión idénticas a la del agua. La ventaja de estos modelos es una mejora a los modelos $D_{w,w-TG-43}$, ya que consideran las influencias de atenuación y dispersión de los diferentes aplicadores y de la fuente [32].

- Modelos $D_{m,m}$

En sus cálculos consideran la composición de los tejidos, la presencia de los aplicadores y sus respectivos blindajes, reportando la D_{abs} en un valor local. La desventaja de estos modelos es que necesitan de una tomografía, para mediante los números *Hounsfield* [34], determinar las densidades del medio [32].

- Modelos $D_{w,m}$

Estos son idénticos a los modelos $D_{m,m}$; pero, la D_{abs} en el medio es convertida a D_{abs} en agua mediante la teoría de las cavidades [32].

1.1.3.2 Algoritmos para el cálculo de dosis en braquiterapia

- Aproximación semi empírica

El algoritmo semi empírico utiliza el *raytracing* 1D para modelar la presencia de blindajes de alto Z producido por los aplicadores, considerando de manera independiente la radiación primaria y la dispersa, así como un MC precalculado para los casos ginecológicos y cáncer de piel [32].

- Método cono colapsado superposición/convolución

El método cono colapsado es un método de superposición del *kernel* y optimiza la eficiencia de cálculo mediante la discretización angular ("conos colapsados") de los *kernel* a lo largo de una red de transporte de radiación. Uno de los *kernel* se ocupa de la D_{abs} debido a las partículas primarias y el otro *kernel* de la D_{abs} asociado a las partículas en dispersión. Las operaciones de *raytracing* se utilizan para escalar D_{abs} primaria y todas las semillas para las heterogeneidades, basadas en el teorema de escala de densidad de O'Connor 60. Los datos necesarios para el *raytracing* de la D_{abs} primaria son derivados de distribuciones de D_{abs} primarias precalculadas compatibilizadas con las tabulaciones del TG-43 [32].

- Solución determinista de la ecuación de transporte lineal de Boltzmann

Otros algoritmos presentan métodos determinísticos para resolver la ecuación lineal de transporte de Boltzmann (LBTE, por sus siglas en inglés) en forma integral o diferencial, produciendo soluciones aproximadas que convergen al verdadero continuo. Los enfoques determinísticos resuelven el LBTE sistemáticamente mediante una discretización espacial (vía diferencia finita o elemento de mallas), método angular (a través de ordenadas discretas y armónicos esféricos) y las variables de energía (a través de la aproximación de varios grupos), da como resultado un sistema lineal de ecuaciones [32].

- Simulación Monte Carlo

La simulación MC resuelve el LBTE mediante la generación de números pseudo aleatorios y es el estado actual de la técnica en computación para el cálculo de D_{abs} , siendo uno de los métodos, el cálculo de D_{abs} primaria de manera analítica y el uso de MC para la D_{abs} de dispersión, como en el algoritmo PTRAN [32].

1.1.4 Cálculo teórico de distribución de dosis y TPS

Otra manera de verificar el valor de D_{abs} obtenido por el TPS, es realizando un cálculo teórico de la distribución de D_{abs} , el cual se puede hacer mediante el formalismo del TG-43 o mediante el cálculo de la integral de Sievert. Es en este contexto, el estudio de control de calidad para TPS desarrollado por J. M. Ixquiac et. al. [9], en el que se compara la tasa de dosis (cGy/h) de una configuración de una fuente, obtenida con el TPS Varian Vision y la estimada por los métodos de la integral de Sievert y por el dado en el protocolo TG-43 de la AAPM [28]. El resultado este estudio se muestra en el cuadro 2.

Cuadro 2: *Comparación de D_{abs} obtenida con integral de Sievert, TPS y formalismo TG-43, cuando el punto de cálculo está a 2 cm del centro de la fuente y perpendicular a su eje de simetría axial [9].*

Sievert	TPS Varian Vision	TG-43
45191 cGy/h	45290 cGy/h	45570 cGy/h

En un trabajo diferente elaborado en el Perú, de aplicación para braquiterapia ocular, se presentó un método para la determinación de D_{abs} usando la integral de Sievert, en el que se consideró los polinomios de Meisberg de orden tres para los cálculos y se comparó con simulación MC utilizando Penelope, obteniendo como resultado una diferencia de un 24% a distancias menores a 12 mm del casquete ocular y diferencias menores a 2% para distancias mayores a 15 mm [22].

1.1.5 Simulación Monte Carlo y TPS

En un trabajo de control de calidad de TPS desarrollado por R. Lope Lope et. al. se hizo una comparación entre la D_{abs} calculada con el planificador Abacus y la

que se obtiene mediante simulación MC usando los códigos de EGSnrc. Las mayores diferencias se encuentran en las proximidades de la fuente, en el eje de simetría axial de la fuente, alcanzándose diferencias mayores al 10 % en algunos casos [11].

Del mismo autor, se tiene otro trabajo, el que fue realizado con simulación MC usando los códigos de EGSnrc, obteniéndose que hay diferencias entre el TPS y la simulación a lo largo del eje longitudinal: 7 % a 4 mm de la fuente, 12 % a 6 mm y 22 % a 10 mm [13].

En otro estudio se compararon las curvas de isodosis, entre el TPS GZP6, que utiliza fuentes de ^{60}Co y simulación MC, usando los códigos de EGSnrc, donde se muestra que las mayores variaciones entre ambos métodos se da a 10 mm de la fuente [19].

También se realizó un estudio de las fuentes de nucletron de Elekta, donde se comparó la D_{abs} predicha por el planificador y la que se obtuvo con simulación MC usando los códigos de EGSnrc. En este trabajo se diseñaron dos piezas de $1\text{ cm} \times 2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$, de hueso cortical y aire seco respectivamente, inmersas en cuba de agua de dimensiones $30\text{ cm} \times 30\text{ cm} \times 30\text{ cm}$ [20]. El diseño se muestra en la figura 2.

Cuando se introduce el *fantoma* heterogéneo en el centro de la cuba, hay una diferencia en la D_{abs} de 4.5 % a 5.5 % cuando es el *fantoma* de hueso cortical y diferencias de 5.5 % a 6.5 % cuando el *fantoma* contiene aire seco [20]. Ahora cuando se introduce la fuente a 1 cm de la superficie de la cuba, comparada cuando está en el centro de esta, se obtuvo con la simulación MC que la razón de D_{abs} depende de la distancia de la fuente, como se muestra en el cuadro 3 [20].

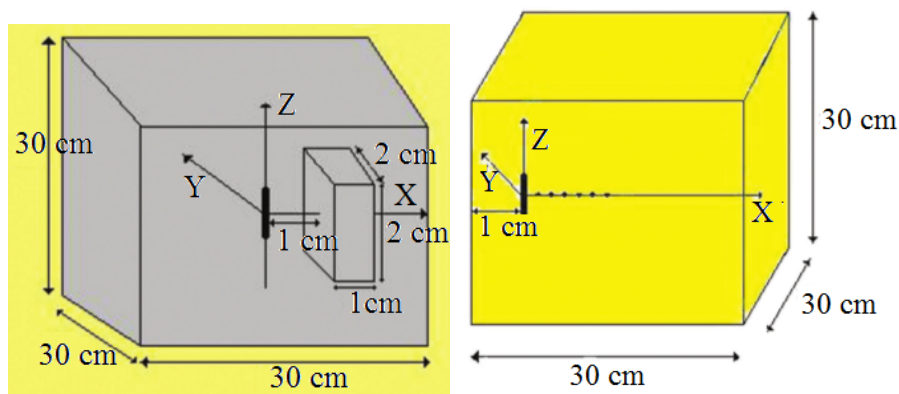


Figura 2: Diseño del fantoma para el estudio de heterogeneidades en tratamientos ginecológicos. Se muestra la posición de la fuente al interior del fantoma [20].

Cuadro 3: *Cálculo de razón de D_{abs} considerando los efectos de la posición de la fuente en el fantoma [20].*

Distancia radial [cm]	razón de D_{abs}
1	0.98
2	0.965
3	0.947
4	0.925
5	0.905
6	0.88
7	0.86
8	0.84

1.1.6 Dosimetría y TPS

Como se hace mención en la introducción de este trabajo, la D_{abs} planificada difiere de la D_{abs} entregada en los pacientes ginecológicos, así lo corroboró un estudio de dosimetría en vejiga y recto desarrollado por C. Rodríguez et. al. [10], en el que se comparó la D_{abs} que recibe vejiga y recto utilizando dosímetros TLD y la información que entrega el TPS HDR Plus, en el caso de los pacientes con cáncer de cuello uterino. Los resultados se muestran en la tabla 4.

Cuadro 4: *Diferencia de D_{abs} medida con TLD y la planificada con TPS [15].*

	% número de casos	diferencia de D_{abs}
Recto	72.5	< 5 %
	20	5-10 %
	2.5	> 10 %
vejiga	25	< 10 %
	7.5	10-20 %
	22.5	20-30 %
	45	> 30 %

En el estudio desarrollado por R. Lope Lope et. al. [11], utilizando dosímetros de gel, se comparó la D_{abs} planificada por el TPS y la que se mide con estos dosímetros en las proximidades de la fuente, siendo los resultado:

- Cuando se planificó 6 Gy con el TPS a una distancia de 10 mm de la fuente en el eje de simetría axial, se encontró con el dosímetro de gel una D_{abs} de 6.60 Gy, siendo la diferencia de un 10 %.
- Cuando se planificó 5 Gy con el TPS a 10 mm de la fuente en el eje de simetría longitudinal, se encontró con el dosímetro de gel una D_{abs} de 5.38 Gy, siendo la diferencia de un 7.8 %.
- En lo que respecta a las curvas de isodosis que se encuentran a 3 cm de la fuente, se encuentran diferencias mayores a 3 mm en las curvas del 70 %, 50 % y 30 %.

Basándose en un estudio de dosimetría en recto realizado por Uniyal SC et. al. [15], muchos de los TPS no consideran las heterogeneidades presentes en el medio, lo que repercute directamente en el cálculo de este. Particularmente al no considerar el aire que hay en el recto, la diferencia entre la D_{abs} predicha por el TPS y la película radiocrómica EBT2 es de un 12.8 %. En dicho artículo, también se elabora un *fantoma* de dimensiones $2 \times 2 \times 9 \text{ cm}^3$ que simula el recto y que tiene la opción de incorporar aire o quitarlo. Se muestra un esquema del *fantoma* diseñado en la figura 3.

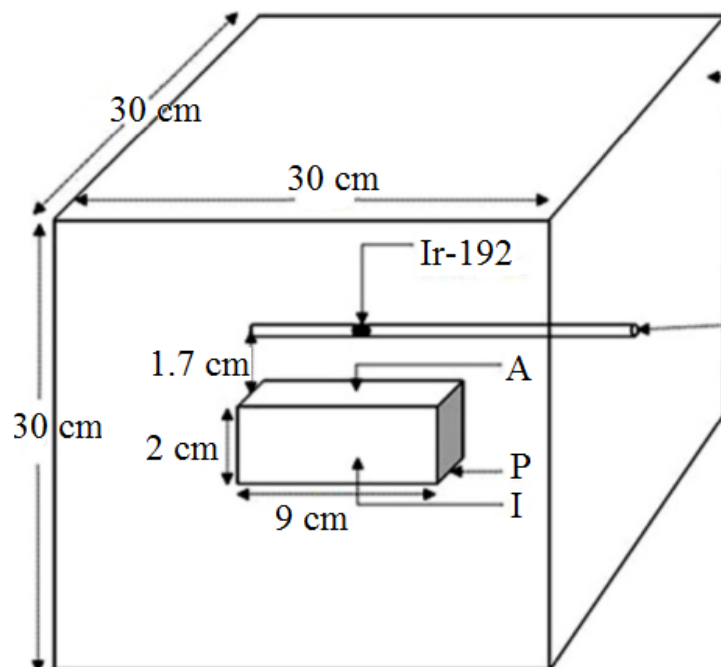


Figura 3: Diseño del fantoma para el estudio del efecto de las heterogeneidades en tratamientos ginecológicos [15].

Se comparó la D_{abs} predicha por el TPS y la que se mide con la película radiocrómica, realizando medidas a diferentes distancias de la fuente. En el cuadro 5 se muestran los resultados.

En otra prueba se comparó mediante simulación MC, usando los códigos EGSnrc y el uso de película radiocrómica EBT2, la D_{abs} que llega en la parte anterior (A), posterior (P), derecha (D) e izquierda (I) del *fantoma*, cuando este tiene y no una interfaz de aire. Los resultados se muestran en la figura 4.

Cuadro 5: Resultado de D_{abs} predicha por el TPS y la medida con película radiocrómica, en torno a la fuente de ^{192}Ir [15].

Distancia radial r [cm]	D_{abs} Medida usando EBT2	D_{abs} calculada usando TPS
1.0	1.000	1.000
1.5	0.433	0.450
2.0	0.244	0.252
2.5	0.156	0.160
3.0	0.109	0.114
3.5	0.079	0.084
4.0	0.057	0.061
4.5	0.050	0.053
5.0	0.035	0.038

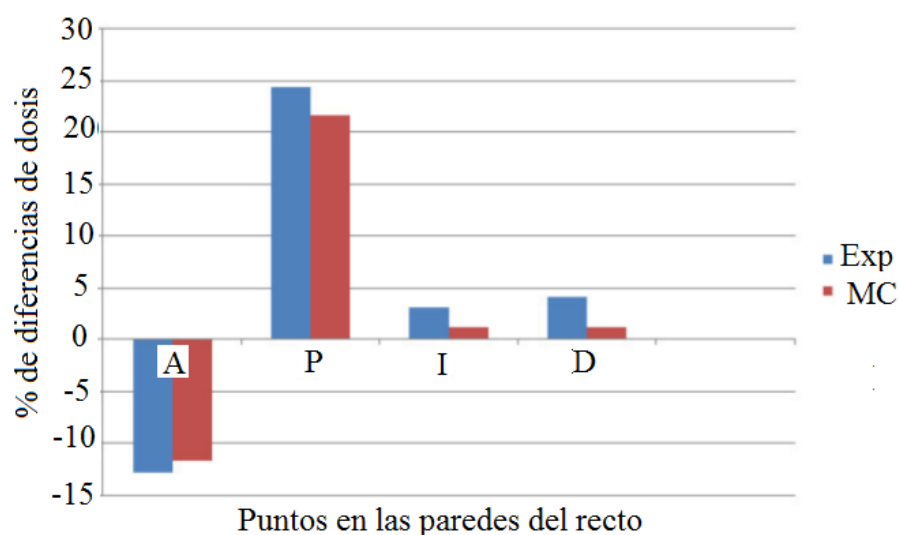
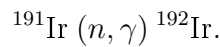


Figura 4: Comparación de la diferencia de D_{abs} con y sin presencia de aire, utilizando método MC y película radiocrómica EBT2 en un fantoma de recto [15].

1.2 Cálculo teórico de distribución de dosis

1.2.1 La fuente de ^{192}Ir

El ^{192}Ir es un elemento radiactivo que tiene una vida media de 73,83 días y una densidad de $22,42 \text{ gr/cm}^3$. Este isótopo se genera en reactores nucleares, mediante procesos de activación neutrónica del ^{191}Ir , en notación de reacciones nucleares se escribe:



El ^{192}Ir puede generar dos isóbaros: el ^{192}Pt y el ^{192}Os . Mediante el decaimiento β^- se genera ^{192}Pt (este proceso ocurre en un 95,6 %) y por captura electrónica se genera ^{192}Os en un 4,4 % [35].

En las figuras 5 y 6 se muestra el esquema de decaimiento del ^{192}Ir . Los valores de energía de los rayos gama provienen de su decaimiento; así como el porcentaje de emisión de cada energía, son presentados en el cuadro 6.

Cuadro 6: *Espectro de energía de ^{192}Ir [35].*

Energía [keV]	Emisión %	Energía [keV]	Emisión %	Energía [keV]	Emisión %
8,910	0,6634687	176,980	0,0018647	485,300	0,0009974
9,440	1,7172132	201,311	0,2051116	489,060	0,1899342
61,486	0,5203676	205,794	1,4483565	588,581	1,9587505
63,000	0,8889614	280,270	0,0039028	593,490	0,0182562
65,122	1,1404724	283,267	0,1153482	599,410	0,0016912
66,831	1,934033	295,956	12,4541318	604,411	3,5558454
71,079	0,1045072	308,455	12,8704259	612,462	0,2315636
71,414	0,2020761	316,506	35,8663384	703,870	0,0022983
73,363	0,0706833	329,170	0,0075453	765,800	0,0005637
75,368	0,4444807	374,485	0,3148224	884,536	0,1261891
75,749	0,4455347	416,468	0,2901049	1061,480	0,0229829
77,831	0,1582785	420,520	0,0299211	1089,900	0,0005204
110,400	0,0052904	468,069	20,7323134	1378,200	0,0005204
136,342	0,0867279	484,575	1,3820097		

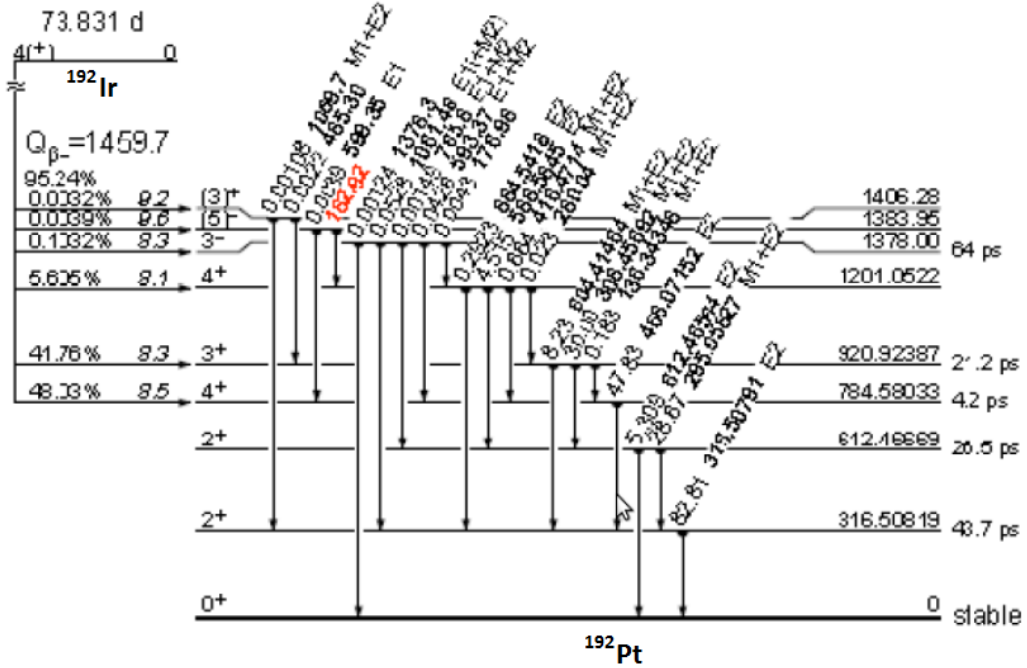


Figura 5: *Decaimiento de ^{192}Ir en ^{192}Pt [36].*

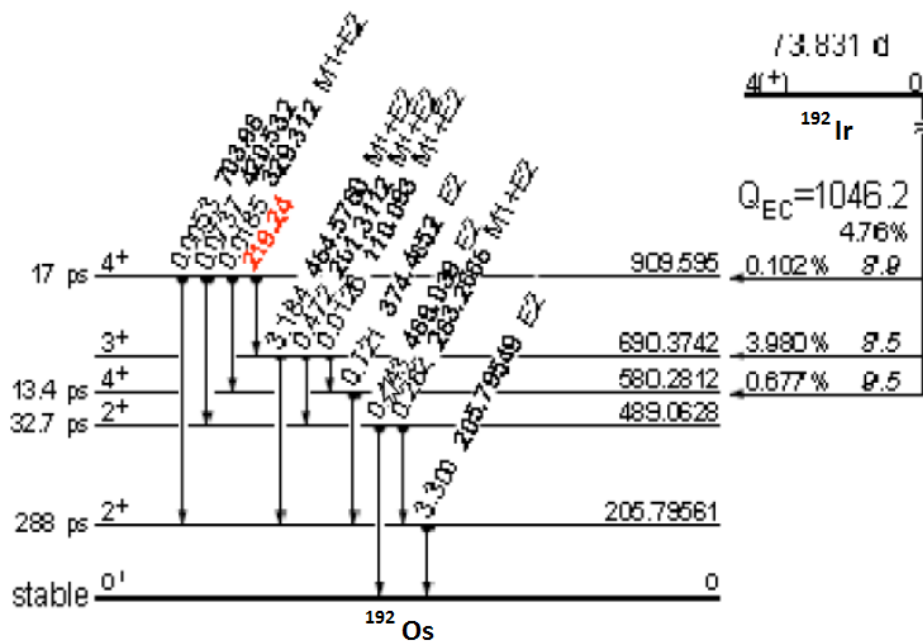


Figura 6: *Decaimiento de ^{192}Ir en ^{192}Os [36].*

1.2.2 Formalismo TG-43 para el cálculo de dosis

La AAPM, el ESTRO, la IAEA y el ICRU han emitido diferentes artículos referente al cálculo de D_{abs} alrededor de una fuente de braquiterapia a lo largo de los años, entre ellos destacamos:

1. ICRU-38 Dosis y especificación del volumen para los reportes de terapia intracavitaria en ginecología, 1985 [37].
2. Especificación de *strength* para las fuentes de braquiterapia, 1987 [38].
3. Dosimetría para fuentes de braquiterapia intersticial (TG-43), 1994 [28].
4. Código práctico para físicos en braquiterapia (TG-59), 1997 [39].
5. ICRU-58 Dosis y especificaciones de volumen para el reporte de braquiterapia intersticial, 1997 [40].
6. IAEA TECDOC-1274 Calibración de fotones y rayos beta de fuentes usadas en braquiterapia, 2002 [41].
7. Actualización del grupo de trabajo 43 de la AAPM, 2004 [2].
8. Suplemento de la actualización del grupo de trabajo 43 de la AAPM, 2005 [33].
9. Cálculo de dosis proveniente de fotones emitidos de fuentes de braquiterapia con una energía promedio mas alta que 50 KeV, 2012 [3].

Se definen los siguientes términos, basados en el libro de fundamentos de física médica de la sociedad española de Física médica [42].

- S_K : es la intensidad de kerma en aire de la fuente, definido como la tasa de kerma en aire [43] multiplicado por el cuadrado de la distancia de referencia d_{ref} (1 m), debido a fotones con energía mayor a δ que contribuyen a la D_{abs} a la distancia de 1 mm de la fuente. Esta magnitud se relaciona con la tasa de kerma en aire $\dot{K}_{\delta\text{aire}}$ mediante la expresión:

$$S_K = \left(\dot{K}_{\delta\text{aire}}(d_{\text{ref}}) \right) \cdot d_{\text{ref}}^2. \quad (5)$$

- Λ : es la constante de tasa de D_{abs} , definida como la tasa de D_{abs} en agua a la distancia de 1 cm en el eje transversal de la fuente por unidad de S_K . Se define para cada fuente en particular, incluye los efectos de la geometría de la fuente, la distribución espacial del material radiactivo, el encapsulado, la autoabsorción y la atenuación del agua que rodea a la fuente. El punto de referencia es $(r_0, \theta_0) = (1\text{cm}, \frac{\pi}{2})$.

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_K}. \quad (6)$$

- $G(r, \theta)$: es la función de geometría, esta tiene en cuenta la corrección de la D_{abs} en base a la ley del inverso del cuadrado de la distancia. Se calcula a partir de la expresión:

$$G(r, \theta) = \frac{\int_{V'} \frac{\rho(r')}{|r' - r|^2} dV'}{\int_{V'} \rho(r') dV'}, \quad (7)$$

donde se puede aproximar como una fuente lineal

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L \cdot r \cdot \sin(\theta)} & \text{si } \theta \neq 0^\circ \\ \frac{4}{4r^2 - L^2} & \text{si } \theta = 0^\circ \end{cases}, \quad (8)$$

donde β es el ángulo subtendido por la fuente y el punto de medida, r la distancia desde el centro de la fuente hasta el punto de medida, L la longitud activa de la fuente y θ el ángulo que se subtiende entre el punto de medida y el centro de la fuente, como se muestra en la figura 7.

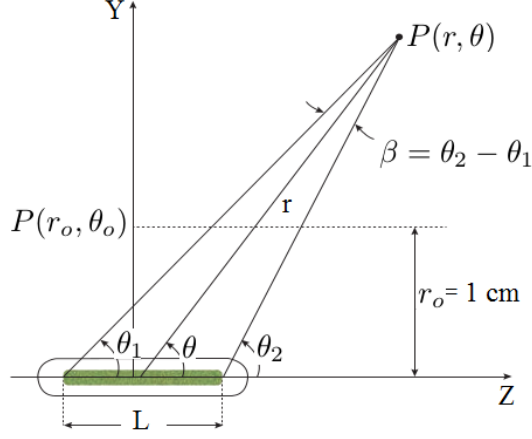


Figura 7: Esquema de la aproximación de fuente lineal para el factor de geometría [42].

- $g(r)$: es la función de D_{abs} radial, tiene en cuenta la absorción y dispersión en el medio a lo largo del eje transversal de la fuente. Esta función incluye el efecto del filtrado y material de la fuente en concreto.

$$g(r) = \frac{D_{\text{abs}}(r, \theta_0)}{D_{\text{abs}}(r_0, \theta_0)} \cdot \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)}. \quad (9)$$

La función $g(r)$ [25] para la fuente GammaMed Plus está dada por

$$g(r) = a_0 + a_1x + a_2x^2 + a_3x^3 \quad (10)$$

donde $a_3 = 2,8781 \cdot 10^{-5}$, $a_2 = -1,8107 \cdot 10^{-3}$, $a_1 = 9,299 \cdot 10^{-3}$, $a_0 = 0,99248$. La gráfica de esta función se muestra en la figura 8.

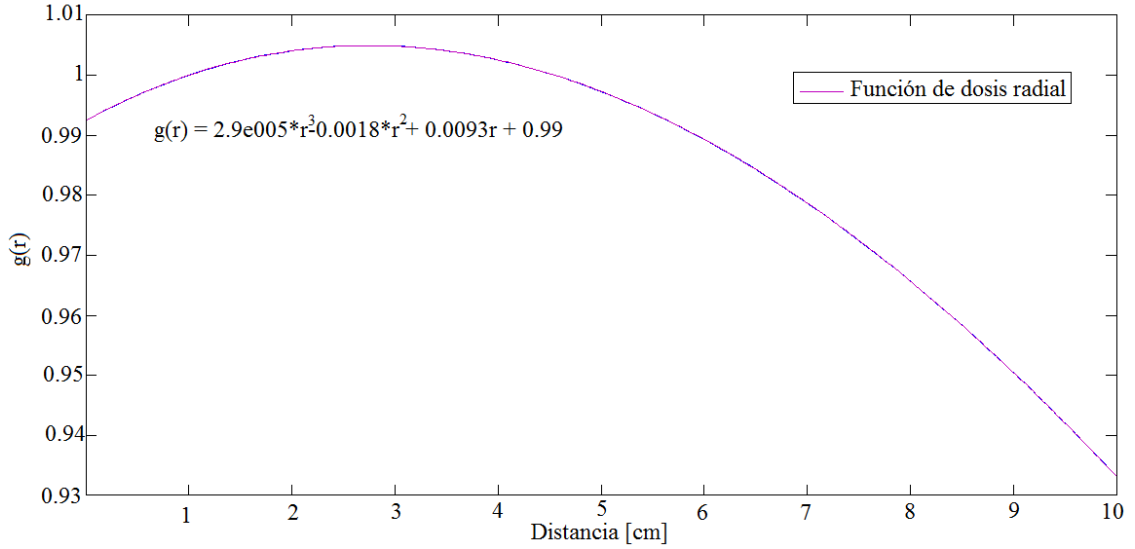


Figura 8: Función de D_{abs} radial, $g(r)$, de la fuente GammaMed Plus, HDR 0.9 mm de diámetro externo [25].

- $F(r, \theta)$: es la función de anisotropía, tiene en cuenta la anisotropía de la distribución de D_{abs} absorbida alrededor de la fuente, considerando los efectos de autoabsorción, filtración oblicua, atenuación y dispersión de fotones en el medio.

$$F(r, \theta) = \frac{D_{\text{abs}}(r, \theta)}{D_{\text{abs}}(r, \theta_0)} \cdot \frac{G(r, \theta_0)}{G(r, \theta)}. \quad (11)$$

Si siguiendo la recomendación dada en el artículo de actualización del TG-43 [2], el cálculo de la D_{abs} se realiza a partir de la expresión:

$$\dot{D}(r) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta), \quad (12)$$

La función de anisotropía $F(r, \theta)$ para la fuente GammaMed Plus se obtendrá de la tabla 7 [25].

Cuadro 7: Función de anisotropía de la fuente GammaMed Plus, HDR 0.9 mm de diámetro externo [25].

ang\radio [cm]	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	5	6	8	10
0°	0.608	0.634	0.629	0.648	0.654	0.660	0.683	0.702	0.716	0.758	0.789
5°	0.664	0.674	0.682	0.693	0.704	0.712	0.724	0.748	0.630	0.788	0.811
10°	0.738	0.740	0.752	0.755	0.765	0.772	0.778	0.799	0.808	0.826	0.844
15°	0.802	0.802	0.811	0.813	0.821	0.828	0.829	0.844	0.848	0.863	0.873
20°	0.852	0.852	0.858	0.862	0.865	0.870	0.869	0.878	0.880	0.893	0.9
30°	0.912	0.912	0.918	0.918	0.921	0.923	0.923	0.927	0.930	0.933	0.939
40°	0.948	0.946	0.951	0.950	0.953	0.955	0.954	0.958	0.958	0.959	0.963
50°	0.971	0.971	0.973	0.973	0.974	0.975	0.974	0.977	0.976	0.978	0.978
60°	0.985	0.985	0.988	0.989	0.989	0.988	0.988	0.989	0.988	0.988	0.988
70°	0.995	0.993	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.996	0.995	0.995	0.996
80°	0.999	0.998	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	0.999	0.999	0.999	0.999
90°	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000

1.3 Simulación Monte Carlo

1.3.1 El método Monte Carlo

Aunque el nombre de “método Monte Carlo” data de 1947, ya en 1677, Comte de Buffon propuso un método similar a MC para determinar la probabilidad de que una aguja atravesase una hoja de papel luego de ser lanzada. En términos sencillos MC es un método numérico para resolver ecuaciones o calcular integrales basado es una muestra de números aleatorios [44].

1.3.1.1 La ecuación de transporte de Boltzman

Consideremos $\phi(r, E, \Omega)$ como la densidad de flujo diferencial en energía y dirección, la que representa el camino total recorrido por las partículas en una unidad de tiempo en una unidad de volumen, entorno a la posición r , que tienen energía E y que viajan en una unidad de ángulo sólido en la dirección Ω . Ahora consideremos un volumen V arbitrario, encerrado por una superficie S y consideremos las partículas con energía dE alrededor de E , moviéndose en un ángulo sólido $d\Omega$ alrededor de Ω . La condición de balance nos dice que en este volumen la tasa neta de partículas que se pierden (ya sea por abandonar el volumen V o por cambiar su energía o su dirección de movimiento) deben ser igual a la tasa de partículas secundarias generadas mas las que provienen de fuentes externas que llegan al volumen V . Esto lo expresamos mediante la ecuación:

$$\int_S dS n \cdot \Omega \phi(r, E, \Omega) + \int_V dV \mu(r, E) \phi(r, E, \Omega) = \int_V dV \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \Sigma_s(r, E' \rightarrow E, \Omega' \rightarrow \Omega) \phi(r, E', \Omega') + \int_V dv S(r, E, \Omega). \quad (13)$$

El primer término de la ecuación representa el número de partículas que salen del volumen V a través de S en una unidad de tiempo. El segundo término es el número de partículas que interaccionan en el volumen V , donde μ representa el coeficiente de interacción total o sección eficaz macroscópica. El tercer término es el número de partículas secundarias producidas por todas las interacciones entre las partículas en el volumen V en una unidad de tiempo. Σ_s es el número probable de partículas secundarias producidas por una partícula incidente.

Finalmente $S(r, E, \Omega)$, representa la tasa de producción de partículas por unidad de volumen alrededor del punto r , desde fuentes de radiación no inducidas en el volumen.

Haciendo uso del teorema de Gauss, así como del hecho que V es un volumen arbitrario, se obtiene la ecuación:

$$\Omega \cdot \nabla \phi(r, E, \Omega) + \mu(r, E) \phi(r, E, \Omega) = \int_0^\infty dE' \int_{4\pi} d\Omega' \Sigma_s(r, E' \rightarrow E, \Omega' \rightarrow \Omega) \phi(r, E', \Omega') + S(r, E, \Omega), \quad (14)$$

que corresponde a una ecuación integro diferencial para ϕ , que se conoce como ecuación de transporte de Boltzmann para estado estacionario.

A partir de la ecuación de transporte de Boltzmann, se pueden realizar aproximaciones para la descripción del flujo de partículas en un volumen determinado, en particular consideramos la igualdad $\phi(r, E, \Omega) = E\Psi(r, E, \Omega)$, donde Ψ es la fluencia de energía.

Para determinar analíticamente la D_{abs} que hay en un punto del espacio para un tiempo dado se debe tener información tanto de la densidad del espacio de fase (formado por las posiciones y los *momentums*) y la fluencia de fotones como de las partículas cargadas en el medio. Utilizando la ecuación de transporte de Boltzmann, se puede determinar la D_{abs} mediante la expresión:

$$D(r) = -\frac{1}{\rho(r)} \left(\nabla \cdot \Psi_{E,\Omega}^{ph}(r) + \nabla \cdot \Psi_{E,\Omega}^{ch}(r) - q(r) \right), \quad (15)$$

donde $D(r)$ es la D_{abs} en un punto del espacio para un tiempo dado, r es la posición de la partícula, E es la energía de la partícula, $\Omega(\theta, \varphi)$ es la dirección dada por los ángulos polares y azimutales, $\rho(r)$ es la densidad en el medio, $\Psi_{E,\Omega}^{ph}(r)$ es la fluencia diferencial de energía para los fotones, $\Psi_{E,\Omega}^{ch}(r)$ es la fluencia diferencial de energía para las partículas cargadas y $q(r)$ es el cambio de masa en reposo [45].

Ante la imposibilidad de resolver esta ecuación analíticamente para cada una de las partículas en interacción se procede a realizar una simulación computacional para generar una gran cantidad de partículas que interaccionan con el material depositando su energía en el medio para cuantificar el valor de la D_{abs} en cada punto.

1.3.1.2 Generación de números pseudo aleatorios

El algoritmo de MC cuenta con una subrutina que se llama generador de números aleatorios (RNG, por sus siglas en inglés), el que en realidad no puede generar en su totalidad números aleatorios, ya que por definición, todos los programas sólo pueden generar números pseudo aleatorios, ya que estos cuentan con un periodo antes de repetirse.

Los números pseudo aleatorios que se utilizan para el método MC deben cumplir con dos condiciones [46, 47]:

- Tener un periodo de secuencia lo suficientemente largo, de tal forma que al aumentar el número de secuencias los resultados de MC no estén correlacionados.
- Deben estar uniformemente distribuidos en múltiples dimensiones, lo que significa que los vectores creados con una n-upla de números aleatorios deben ser distribuidos uniformemente en el espacio n-dimensional.

La librería que usa el CERN para sus cálculos de MC tiene una longitud de 2^{144} y se conoce como RANMAR [48].

1.3.1.3 Resolución de integrales por método Monte Carlo

Asumamos que tenemos un muestreo de N puntos aleatorios $\vec{\xi}_1 \dots \vec{\xi}_n$, uniformemente distribuidos en un volumen multidimensional V, el teorema básico de integración MC dado por Press et. al. [48, 49] establece que

$$\int_{a_1}^{b_1} \dots \int_{a_n}^{b_n} dV f(\vec{x}) \approx V \langle f(\vec{x}) \rangle \pm \sqrt{\frac{\langle f^2(\vec{x}) \rangle - \langle f(\vec{x}) \rangle^2}{N}} \quad (16)$$

donde

$$\langle f(\vec{x}) \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f(\vec{\xi}_i) \quad (17)$$

y

$$\langle f^2(\vec{x}) \rangle = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N f^2(\vec{\xi}_i) \quad (18)$$

1.3.2 Simulación Monte Carlo mediante Gamos/Geant4

1.3.2.1 Geant4

Geant4 es un paquete de software libre escrito en C++ desarrollado por el CERN (<https://home.cern/>), está compuesto de librerías que pueden usarse para simular con precisión el paso de partículas a través de la materia. Todos los aspectos del proceso de simulación han sido incluidos en la caja de herramientas:

- La geometría del sistema.
- Los materiales involucrados.
- Las partículas fundamentales de interés.
- La generación de eventos primarios.
- El seguimiento de partículas a través de materiales y campos electromagnéticos.
- Los procesos físicos que rigen las interacciones de las partículas.
- La respuesta de los componentes sensibles del detector.
- La generación de datos de eventos.
- El almacenamiento de eventos y pistas.
- La visualización de las trayectorias de las partículas y del detector.
- La captura y análisis de datos de simulación en diferentes niveles de detalle y refinamiento.

Este código de simulación nace de dos estudios realizados de forma independiente, uno en el CERN y otro en KEK, en el año 1993, en el que se intentó mejorar el código Geant3, escrito originalmente en Fortran. Las actividades se fusionaron en 1994 y se denominó RD44, para construir un programa enteramente nuevo basado en tecnología orientada a objetos. La iniciativa creció hasta convertirse en una gran colaboración internacional de programadores físicos e ingenieros de software de varios institutos y universidades que participan en una serie de experimentos de Física de alta energía en Europa, Japón, Canadá y Estados Unidos. El objetivo era escribir un programa de simulación de detector que tuviera la funcionalidad y flexibilidad necesarias para satisfacer los requisitos de la próxima generación de experimentos de Física subatómica y de altas energías. El alcance inicial se amplió rápidamente cuando se hizo evidente que tal herramienta también beneficiaría a la comunidad nuclear, espacial y de Física médica, con más individuos que se unieran a estos campos de la ciencia. La fase de I + D se completó en 1998 con la entrega de la primera versión de Geant4 [44].

1.3.2.2 Código Gamos

Gamos por las siglas en inglés “Geant4-based Architecture for Medicine-Oriented Simulations” (fimed.ciemat.es/GAMOS/), es un marco de trabajo desarrollado por CIEMAT (www.ciemat.es/) en el año 2007 que permite utilizar los códigos de Geant4 sin la necesidad de escribir códigos en lenguaje de C++, sino mediante una serie de abreviaturas propias del código de Gamos.

Los elementos principales para construir la simulación en Gamos son 3:

- La geometría: escrita en un documento de texto, donde se utiliza una serie de abreviaturas definidas en el manual de Gamos para definir las diferentes figuras geométricas que permiten simular la geometría del problema.
- La Física: el usuario puede escoger cuales son los modelos electromagnéticos para simular el problema. Se cuenta con diferentes bases de datos, tanto experimentales como teóricos que modelan las diferentes secciones transversales de interacción de los procesos de interacción radiación-materia. La lista de modelos electromagnéticos a utilizar son:
 - Modelo *Standard*.
 - Modelo de bajas energías de Livermore.
 - Penelope.
 - Física de hadrones.
- Generador de partículas primarias: permite al usuario definir el tipo de partículas primarias que se va a simular, así como sus características principales: energía, posición inicial y distribución.

Para entender el proceso de simulación de transporte de partículas, se debe entender los 4 tipos de estructuras de simulación en Geant4 que permiten realizar la estadística de sucesos. Estas son:

- Una corrida de eventos: es el conjunto de eventos que comparten las mismas condiciones Físicas y geométricas.
- Un evento: es el conjunto de caminos que siguen las partículas primarias y las que se generan debido a las interacciones con la geometría del problema.

- Un camino: es la información de la partícula que está siendo transportada a través de la geometría, sólo contiene información del estado inicial y del actual de la partícula.
- Un paso: es la información sobre el cambio de los caminos de propagación de las partículas y contiene la información del estado inicial y final, mas la diferencia entre ellos, energía perdida en el paso, tiempo de vuelo en el paso, etc.

Para la simulación se realiza una corrida de un determinado número de eventos, al que llamaremos N y en cada tiempo se almacena la información del viaje de la partícula a través de la geometría, creándose nuevos caminos mientras las partículas se mueven a través de la geometría paso a paso. Estos pasos terminan cuando la partícula cambia de volumen u ocurre una interacción o se activa una función definida por el usuario después de una determinada longitud [50].

Por tratarse de simulación MC, la incerteza estadística se relaciona con la cantidad de eventos de la forma $\frac{1}{\sqrt{N}}$, por lo que para disminuir la incerteza a la mitad es necesario correr $4N$ eventos [46]. Las incertezas estadísticas son calculadas por Gamos automáticamente y son reportadas con un factor de cobertura $K = 2$ (95 % de confianza) [51].

1.3.2.3 Base de datos del código Gamos

Elementos y materiales

La base de datos de los elementos y materiales que utiliza Geant4 son obtenidos de las bases de datos del NIST [52], el que contiene la información de mas de 3000 isótopos. Los parámetros que se utilizan de la base de datos del NIST son: densidad, potencial de excitación media, información de las bandas de elementos, composición de isótopos, entre otros.

Modelos físicos

La base de datos de Geant4 permite simular los procesos de interacción radiación-materia, para ello se cuenta con las siguientes librerías [53]:

- Lista de partículas: leptones, mesones, bariones, bosones e iones.

■ Procesos físicos:

- Común a todas las partículas: ionización, *scattering* Coulomb frente a los núcleos y efecto Cerenkov.
- fotones: *scattering* Compton, *scattering* Rayleigh, efecto fotoeléctrico, conversión *gamma* e interacción nuclear.
- Electrones: *bremssstrahlung* e interacción nuclear.
- fotones ópticos: reflexión, refracción, absorción y *scattering* Rayleigh.
- Positrones: *bremssstrahlung*, aniquilación e interacción nuclear.
- Procesos de polarización: ionización, *bremssstrahlung*, aniquilación de positrones, conversión gama, *scattering* Compton, *scattering* Rayleigh y efecto fotoeléctrico.
- Muones: *bremssstrahlung*, producción de pares electrón-positrón e interacciones nucleares.

■ Modelos electromagnéticos

• Modelo *Standard*

Este modelo está basado en ecuaciones, no en datos empíricos. Su rango de uso es de 1 KeV hasta 100 TeV, llegando al orden de los PeV para los muones. Contiene múltiples modelos de *scatter* como Urban (todo tipo de partículas y rango de energía del modelo), Screened Nuclear Recoil (fotones e iones de hasta 100 MeV), Goudsmit-Saunderson (electrones y positrones de hasta 1 GeV), *scattering* Coulomb (todo tipo de partículas en el rango de energía del modelo) y WentzelVI (todo tipo de partículas en el rango de energía del modelo).

Utiliza aproximaciones integrales para los procesos de ionización, *bremssstrahlung*, aniquilación de positrones y múltiple *scattering*.

• Modelo para bajas energías: Livermore

El rango de validez de este modelo es de 250 eV hasta 100 GeV, pudiendo ser usado hasta por debajo de los 100 eV; pero, se reduce la precisión.

Consiste en un completo conjunto de modelos para los electrones y fotones, el cual está basado en las tablas de datos de las librerías de Lawrence Livermore National, las que fueron obtenidas tanto de datos experimentales como de datos teóricos. Para fotones se utilizan las librerías EPDL97 [54], para electrones las librerías EEDL [55] y para los átomos las librerías EADL [56]. Este modelo no cuenta con base de datos para positrones, por lo que se usan los modelos de positrones del modelo *Standard*. El rango de elementos para este modelo es desde $Z = 1$ hasta $Z = 100$, siendo la principal característica del modelo de Livermore que describe detalladamente la cinemática de los procesos de interacción de fotones polarizados.

- Modelo para bajas energías: Penelope

Penelope es un modelo de bajas energías para electrones, positrones y fotones, el que fue desarrollado por el grupo de F. Salvat et. al. en Barcelona.

Este modelo esta basado en aproximaciones analíticas y parametrizadas de bases de datos que permiten generar una completa descripción de los procesos de bajas energías de efectos atómicos y fluorescencia. El rango de uso de este modelo es de 100 eV hasta 1 GeV.

- Productos de corte: son límites, para el camino recorrido o la energía mínima, que debe tener una partícula para que no sea eliminada, es decir, sólo se generan partículas secundarias si se sobrepasa este valor de corte. Por defecto, el valor de corte para la energía es de 990 eV y para el camino recorrido de 0.1 mm.

1.3.2.4 Aplicación de Gamos en Física Médica

Gamos no implementa ninguna geometría o proceso físico que no esté incluido en Geant4, en consecuencia, la exactitud de Gamos está basada en el rendimiento de Geant4. En los siguientes trabajos se ve la exactitud de Gamos en diferentes áreas de Física Médica.

En el trabajo presentado por Canedas et. al. [57], se contrasta las pruebas experimentales con los resultados de Gamos, en el que se estudia la resolución espacial, sensibilidad, fracción de *scatter* y tasa de cuentas en un PET. En el gráfico de la figura 9 se muestra el resultado.

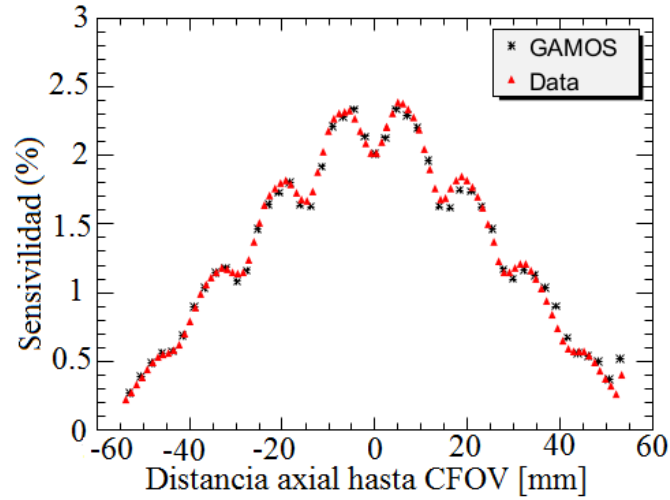


Figura 9: Validación de Gamos en el estudio de la sensibilidad de los detectores en términos de la distancia al centro del campo de visión (CFOV) [57].

También en el trabajo de Paiusco [58] se calcula el PDD experimentalmente y mediante Gamos de un campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de un acelerador lineal (linac) Siemens, cuyo resultado se muestra en la figura 10.

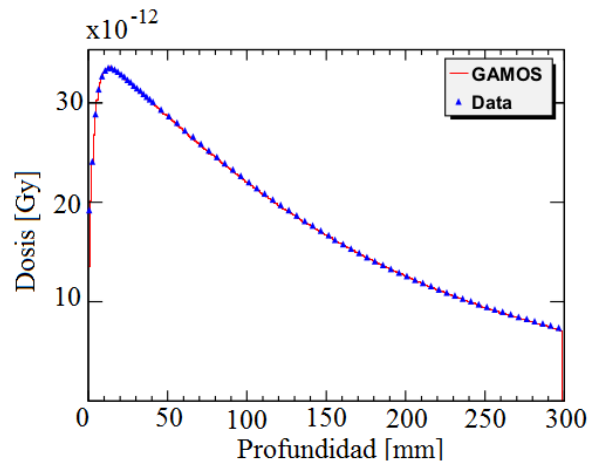


Figura 10: Validación de Gamos en el estudio del PDD de fotones para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ de un linac [58].

1.3.3 Método Monte Carlo aplicado a braquiterapia

1.3.3.1 Tamaño y forma del *fantoma* para la simulación

El tamaño y forma del *fantoma* para la simulación es un tema de discusión en diferentes artículos, en que algunos autores eligen una esfera de radio 15 cm [58, 59, 60, 61, 62, 63], otros escogen un *fantoma* cilíndrico de diámetro 40 cm y altura 40 cm [64, 65, 66, 67, 68] o *fantomas* esféricos de radio 40 cm [69, 70, 71, 72] y la AAPM en el formalismo de cálculo de D_{abs} del TG-43 utiliza un *fantoma* infinito, lo que resulta es una sobrestimación de la D_{abs} para interfases de baja densidad [3].

Debido a la definición, la función de anisotropía, $F(r, \theta)$, es independiente del tamaño del *fantoma*; pero, el tamaño y forma del *fantoma* influyen directamente en el factor de D_{abs} radial $g(r)$ [69]. En el trabajo desarrollado por Calatayud et. al. [73], se demostró que un *fantoma* de radio 40 cm es el radio mínimo que se necesita para minimizar los efectos de *back scatter* para una distancia menor a 20 cm.

En el trabajo de Granero et. al. [74] se propone una equivalencia entre los *fantomas* cilíndricos (radio R_{cil} y longitud $2R_{\text{cil}}$) y cúbicos (lado $2R_{\text{cubo}}$) con los *fantomas* esféricos de radio R_{esf} , siendo equivalentes un *fantoma* cilíndrico de radio $R_{\text{cil}} = 20$ cm a un *fantoma* esférico de radio $R_{\text{esf}} = 21$ cm. En la figura 11 se ve la comparación de $g(r)$ para diferentes formas de *fantomas*, concluyéndose que para un *fantoma* cilíndrico de $R_{\text{cil}} = 20$ cm la diferencia es del orden del 1 % para una distancia de 10 cm.

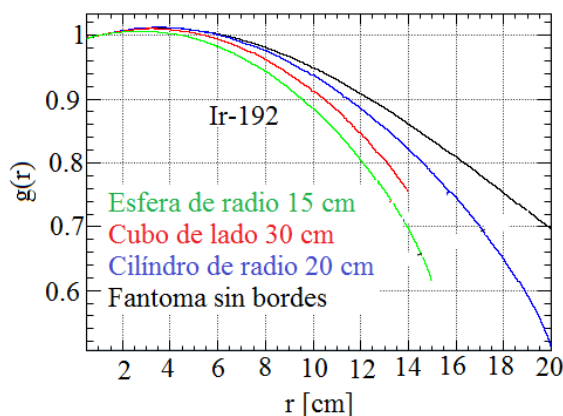


Figura 11: Comparación de $g(r)$ para diferentes formas de *fantomas* [74].

Debido a que Varian en sus cálculos de distribución de D_{abs} utiliza un *fantoma* de $R_{\text{cil}} = 20$ cm [75, 76, 77, 42] y se realizarán las pruebas al sistema de cálculo del TPS de

esta compañía, este es el *fantoma* que se utilizará en el presente trabajo. Por lo demás, quien escribe opta por este tamaño de *fantoma* debido a que sus dimensiones se ajustan de mejor forma al tamaño de un paciente presente en los servicios del Perú.

En caso el lector no esté de acuerdo con este tamaño y forma del *fantoma*, es posible llevar el resultado de $g(r)$ del *fantoma* cilíndrico a un *fantoma* esférico, mediante el ajuste [74] de la forma

$$g(r)(R_{cil} = 20 \text{ cm}) = (C_0 + C_1 \cdot r + C_2 \cdot r^2 + C_3 \cdot r^3 + C_4 \cdot r^4) \cdot g(r)(R_{esf} = 40 \text{ cm}) \quad (19)$$

para $1 \leq r \leq 20$ y $C_0 = 1$ $C_1 = -7,99 \cdot 10^{-3}$ $C_2 = 2,86 \cdot 10^{-3}$ $C_3 = -3,11 \cdot 10^{-4}$ $C_4 = 1,15 \cdot 10^{-5}$

1.3.3.2 Tamaño del voxel para los contadores

Algunos sistemas de cálculo basados en MC son: *Monte Carlo Dose Calculation for Prostate Implant* [78], *PTRAN CT* [79], *ALGEBRA (algorithm for heterogeneous dosimetry based on Geant4 for brachytherapy)* [80]. Todos ellos utilizan voxeles de $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$. En el trabajo realizado por Li et. al. [81], se sugiere que los resultados estén por debajo de 6 % de error con un factor de cobertura $K = 2$ y una resolución espacial de no menos de 2 mm. Por lo anterior expuesto, el tamaño del voxel utilizado en los cálculos de este trabajo es de $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$.

1.3.3.3 Interpolación y extrapolación de los resultados

Debido a que en la simulación MC no es posible obtener todos los valores de D_{abs} en todas las posiciones, es que se debe tanto interpolar como extrapolar los datos. El TG-43U1S1 [3] se ha ocupado de este tema y brinda las recomendaciones presentes en el cuadro 8.

Cuadro 8: *Interpolación y extrapolación de datos para las funciones $g(r)$ y $F(r, \theta)$ asumiendo una aproximación lineal de la fuente [3].*

	$r < r_{\min}$	$r_{\min} < r < r_{\max}$	$r > r_{\max}$
$g(r)$	extrapolación orden 0	Interpolación log-lineal	extrapolación por función exponencial
$F(r, \theta)$	extrapolación orden 0	Interpolación bilineal	extrapolación orden 0

1.3.3.4 Elección del modelo físico y condiciones de corte para la simulación

La librería recomendada por la actualización del TG-43 de la AAPM son las posteriores a 1980, preferiblemente las obtenidas por NIST XCOM, como las DLC-146 o es la EPD97 [3], que modela los paquetes de bajas energías de los modelos Comptom, efecto fotoeléctrico y efecto Rayleigh.

Adicionalmente se opta por no simular los rayos β del espectro del ^{192}Ir , debido a que no contribuye a la D_{abs} en los contadores [69] y se escoge una energía inferior de corte para los fotones en todas las regiones de 10 KeV [3, 69], dicho corte se utilizará en el presente trabajo.

1.3.3.5 Elección de los materiales del *fantoma*

En el caso de que se desee elegir un material para el *fantoma* diferente al agua, como PPMA, agua sólida, agua plástica, tejido suave (ICRU 44), se cuenta con una referencia sólida que proporciona el NIST.

En el formalismo del TG-43 [28] son ignorados los efectos de la composición del tejido y de los aplicadores, siendo la recomendación que el medio de transporte para la radiación fuera agua líquida (densidad 1 g/cm^3); pero, a partir de la actualización del TG-43, en el reporte TG-43U1 [2], se especifica que el agua líquida debe contar con densidad de 0.998 g/cm^3 a temperatura de 22°C .

1.4 Dosimetría con OSL *nano dots* $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$

1.4.1 Principios físicos del dosímetro OSL $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$

La intensidad de la luminiscencia que se desprende del OSL depende de la D_{abs} , del número de trampas de luminiscencia que fueron llenadas y de la intensidad de la luz con la que es estimulado el dosímetro. El dosímetro puede ser estimulado con luz en el espectro de 400 a 700 nm, con un pico de 475 nm. La emisión ocurre en el rango de 410 a 420 nm. La intensidad de luz con la que se lee el dosímetro puede ser onda continua o luz pulsada. En el caso de la estimulación con onda continua, se cuenta con filtros ópticos para discriminar la luz proveniente del dosímetro y no confundirla con la que se usa para su lectura. En el modo pulsado, sólo se activa la luz de lectura en periodos cortos de tiempo, permitiendo la lectura de la luz proveniente del dosímetro [82, 83].

1.4.1.1 Modelo de la fotoluminiscencia

El cristal presenta una banda de valencia, una banda de conducción y la banda prohibida (*gap* de 9 eV para el caso de los cristales $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ [75, 76, 84]) entre ellas. Al incidir la radiación en estos cristales se libera un electrón de la banda de valencia, el que salta a la banda de conducción, generando un hueco en la banda de valencia; este proceso se llama generación electrón-hueco. En este modelo, el electrón y el hueco pueden moverse libremente en la banda de conducción y de valencia. En la banda prohibida existen trampas, generadas por las impurezas que genera el carbono en la red. Existen tres tipos de trampas: trampas superficiales, trampas dosimétricas y trampas profundas.

Los procesos que se pueden generar se ilustran en la figura 12.

1. El electrón atraviesa desde la banda de valencia hacia la banda de conducción, generando un hueco en la banda de valencia.
2. El electrón en la banda de valencia al perder su energía cae a una trampa ubicada en el *gap*.
3. Un hueco es atrapado en el *gap*.
4. Que por efecto de la luz incidente en el cristal, sea liberado tanto el hueco como el electrón de las trampas presentes en el *gap*.

5. La recombinación de electrones y huecos en las trampas del *gap*, que genera el fenómeno de luminiscencia.

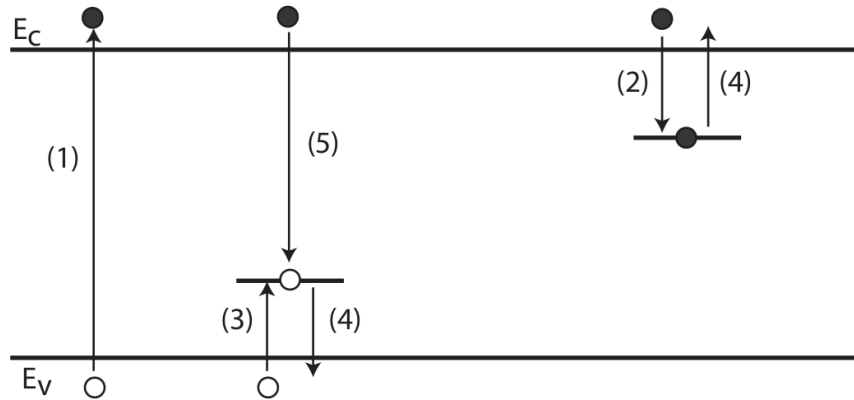


Figura 12: *Modelo par electrón-hueco en los dosímetro OSL.*

1.4.1.2 Cinética de primer orden.

La luz emitida por los OSL se relaciona con la velocidad con la que el sistema llega al equilibrio, la que a su vez depende de la concentración de las cargas atrapadas en el *gap*. En una primera aproximación, dicha velocidad es proporcional a la concentración de cargas y estas a la D_{abs} por el dosímetro.

El modelo mas simple considera que el dosímetro es estimulado con una fuente de luz continua y en el sistema existe únicamente una carga y un hueco, donde dicho hueco actúa como un centro de luminiscencia. Este modelo se conoce como modelo de una trampa un centro [83].

Como el sistema es eléctricamente neutro, se puede escribir la equivalencia

$$n_c + n = m_v + m \quad (20)$$

donde n_c es la concentración de electrones en la banda de conducción, n la concentración de electrones en las trampas, m_v concentración de huecos en la banda de valencia y m la concentración de huecos en las trampas.

Durante la estimulación óptica de los electrones presentes en las trampas, no hay transiciones a la banda de valencia, por lo que la condición del sistema neutro queda como

$$n_c + n = m \quad (21)$$

de esta ecuación, la variación en el tiempo de las concentraciones de electrones en la banda de conducción es

$$\frac{dn_c}{dt} = \frac{dm}{dt} - \frac{dn}{dt} \quad (22)$$

Ahora consideremos la velocidad de estimulación de electrones de las trampas p, el flujo de fotones incidentes Φ , con sección diferencial de fotoionización σ , probabilidad de atrapamiento A y la concentración total disponible de trampas de electrones N, se tiene que

$$\frac{dn}{dt} = np - n_c A (N - n) \quad (23)$$

con

$$p = \Phi \sigma \quad (24)$$

Considerando la probabilidad de recombinación A_m y τ como el tiempo de vida de recombinación de electrones, se tiene

$$\frac{dm}{dt} = n_c A_m m = \frac{n_c}{\tau} \quad (25)$$

con

$$\tau = \frac{1}{A_m m} \quad (26)$$

Bajo la suposición de la población cuasi estacionaria de electrones libres en la banda de conducción o “aproximación de cuasi equilibrio” se tiene

$$\frac{dn_c}{dt} \ll \frac{dn}{dt}, \frac{dm}{dt} \quad (27)$$

$$n_c \ll n, m \quad (28)$$

por lo que se tiene a partir de la ecuación (22)

$$\frac{dm}{dt} = \frac{dn}{dt} \quad (29)$$

ahora considerando un lento reatrapamiento

$$n_c A(N - n) \ll np, n_c A_m m \quad (30)$$

por lo que la intensidad de luz de los OSL I_{OSL} se relaciona con la intensidad inicial I_0 de OSL en $t = 0$ y τ_d la constante de decaimiento de la onda continua de OSL, dada por

$$I_{OSL} = -\frac{dm}{dt} = -\frac{dn}{dt} = np \quad (31)$$

$$I_{OSL} = n_0 p e^{-t/\tau_d} = I_0 e^{-(t/\tau_d)} \quad (32)$$

Este resultado se interpreta como dado una intensidad constante de luz que estimula al OSL, este emite una intensidad que decae exponencialmente. En el gráfico de la figura 13 se muestra este decaimiento exponencial de la señal del OSL en función del tiempo, notando que $p = \sigma\phi$.

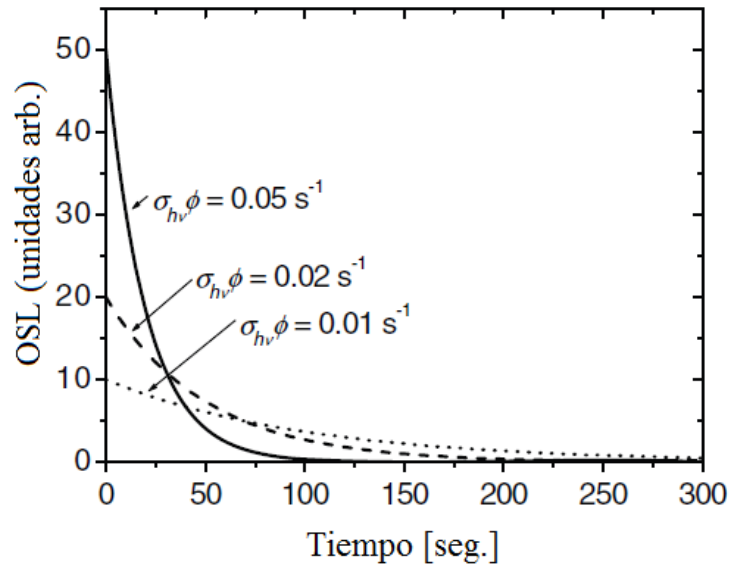


Figura 13: Desvanecimiento de la señal en función del tiempo de los OSL [83].

1.4.2 Principios físicos del sistema de lectura

Para la lectura de los OSL se utilizó un sistema de diodos emisores de luz verde (532 nm), los que generan que el dosímetro emita luz azul (410-420 nm). Para leer altas D_{abs} se usa un sistema de 6 LEDs y para bajas D_{abs} 36 LEDs.

El modo de estimulación de los OSL puede ser mediante luz continua (CW-OSL, en inglés), luz pulsada (POSL, en inglés) y otros tipos de estimulación, como la luz lineal (LM-OSL). En el caso de la lectora que se utilizó en este trabajo, utiliza el sistema POSL, en que se emite luz en pulsos de alta frecuencia, en el rango de cientos y miles de Hz y la señal de los OSL se detecta entre pulsos y posteriormente es integrada [83].

Los componentes esenciales de la lectora son: la fuente de luz que ilumina los OSL, el filtro de estimulación que sólo deja pasar una determinada longitud de onda hacia el dosímetro, el filtro del detector, que sólo deja pasar sólo la longitud de onda de luz proveniente del dosímetro y el tubo fotomultiplicador que recibe la luz proveniente del dosímetro y genera un pulso eléctrico, el que luego de pasar por la parte electrónica del lector, se cuantifica en un valor de dosis leída. En la figura 14 se muestra el esquema de una lectora de OSL [85].

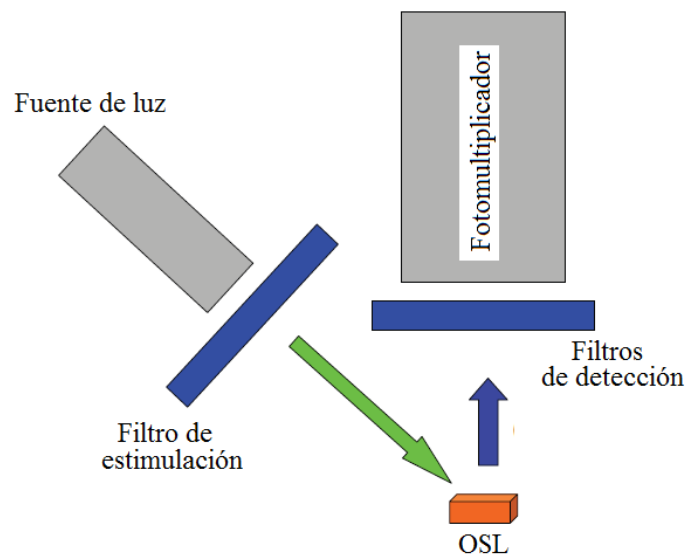


Figura 14: *Esquema de lectora de OSL* [85].

1.4.3 Caracterización del dosímetro OSL $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$

a) Saturación del dosímetro

En el estudio desarrollado por Jursinic, se presenta como punto de saturación $1,6 \times 10^6$ cuentas, por lo que no se debe irradiar el dosímetro con dosis que generen un número de cuentas mayor a este valor [82].

b) Descarga del dosímetro por relecturas del mismo

En el estudio desarrollado por Jursinic en que se procede a leer un dosímetro 25 veces luego de ser expuesto a una dosis de 100 cGy en un linac con fotones de energía de 6 MV, se encuentra que la fracción de lectura perdida es proporcional al número de lecturas, encontrándose un que el porcentaje de cuentas que se pierden en cada lectura es de 0.05 %. El gráfico de la figura 15 muestra la fracción de cuentas realizadas en función del número de relecturas. La gráfica a sido normalizada con el valor de la primera lectura [82].

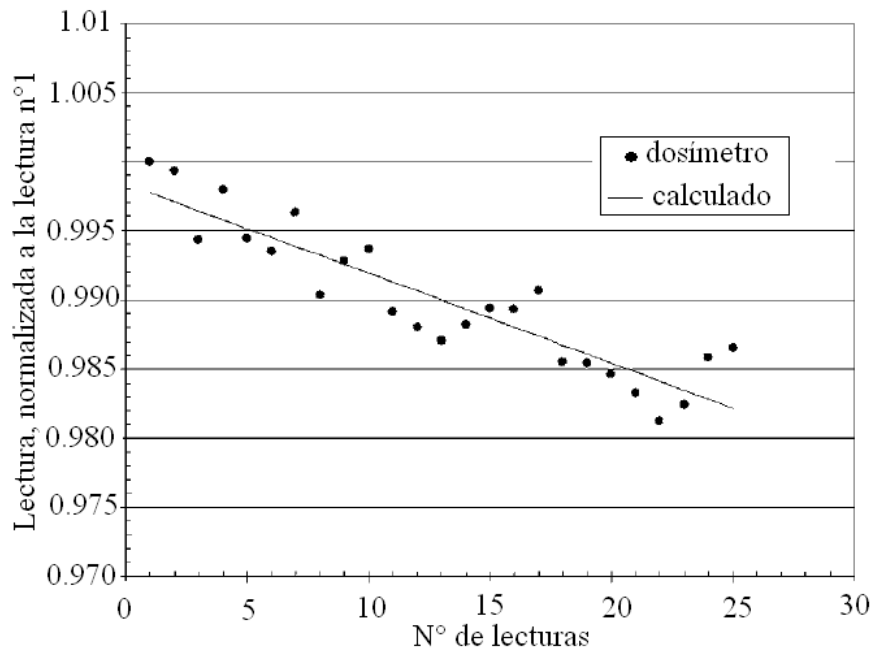


Figura 15: *Sensibilidad del dosímetro en función del número de lecturas. En el eje de las abscisas se muestra el número de lecturas y en el de las ordenadas la lectura normalizada a la primera lectura [82].*

c) Desvanecimiento de la señal post irradiación

Los TLD presentan inestabilidad en sus trampas debido a la temperatura de la habitación en que se encuentran, por lo que una pregunta natural es si las trampas de los OSL $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ son estables luego de ser irradiados. En el estudio de Jursinic, los OSL fueron irradiados con 100 cGy con fotones de 6 MV, se procedió a leerlos luego de 45 segundos post irradiación, encontrándose una dependencia de las lecturas $S(t)$ con el tiempo t de la forma

$$S(t) = A + Be^{-kt}, \quad (33)$$

donde A , B y k son parámetros de ajuste. En la figura 16 se describe el comportamiento post irradiación.

Debido a esto, se sugiere que el tiempo de lectura de los OSL sea de 8 a 15 min post irradiados, para que se encuentren en un nivel estable, preferentemente guardados en un lugar oscuro para evitar intervenir con las fosforescencia. Luego de este tiempo, la señal de los OSL no varía más de un 2 % desde los 10 min a los 2.5 días post irradiación [82].

d) Blanqueamiento de los OSL

En el estudio desarrollado por Jursinic, se comparó los niveles de cuentas post blanqueamiento cuando fueron borrados con 3 diferentes tipos de técnicas, en todas ellas los dosímetros tenían una dosis de 100 cGy. En la primera se utiliza una lámpara halógena de tungsteno, obteniéndose que se descarga la señal a más del 98 % en 45 seg, en el caso de una habitación con luz brillante demora 2 horas en descargar el 93 % de la señal, y en el caso de una habitación oscura con luz sólo el 15 % de la señal desaparece en 2 horas [82]. En el gráfico de la figura 17 se ven sus resultados.

e) Sensibilidad del dosímetro en función de la dosis absorbida

En el estudio desarrollado por Jursinic, se comparó los niveles de cuentas al irradiar al OSL con diferentes cantidades de D_{abs} utilizando fotones de 6 MV. De su estudio se concluye que hasta 20 Gy la sensibilidad del dosímetro no cambia, este resultado fue obtenido con una incerteza del 0.6 %. A partir de los 20 Gy la sensibilidad del dosímetro decae un 4 % por cada 10 Gy adicionales de dosis registrada [82]. En el gráfico de la figura 18 se ven sus resultados.

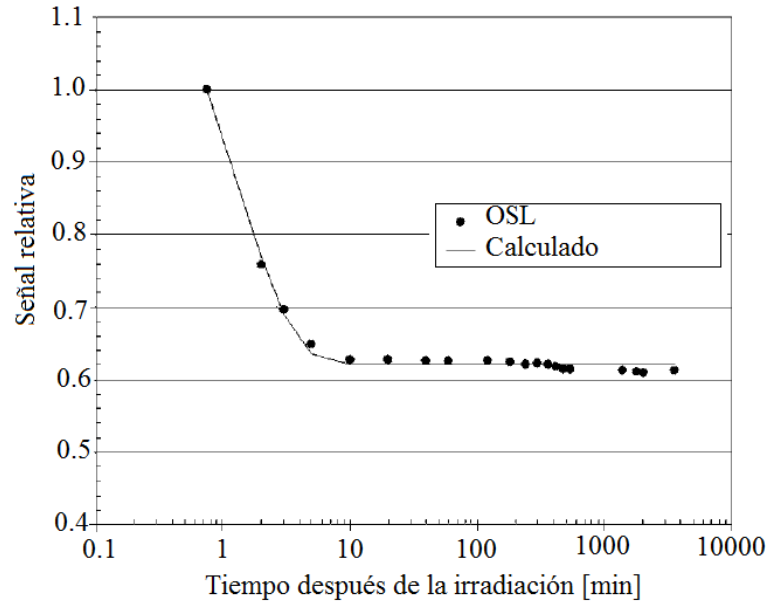


Figura 16: *Sensibilidad del dosímetro en función del tiempo de lectura post irradiación. En el eje de las abscisas se muestra el tiempo post irradiación en min y en el de las ordenadas la lectura normalizada a la primera lectura [82].*

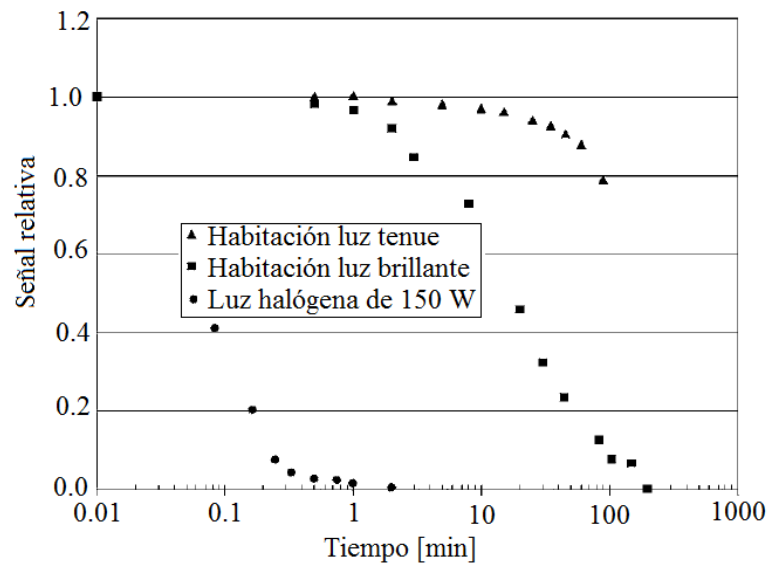


Figura 17: *Descarga del dosímetro en función a la técnica y al tiempo de blanqueamiento. En el eje de las abscisas se muestra el tiempo en min y en el de las ordenadas la señal relativa a la primera lectura [82].*

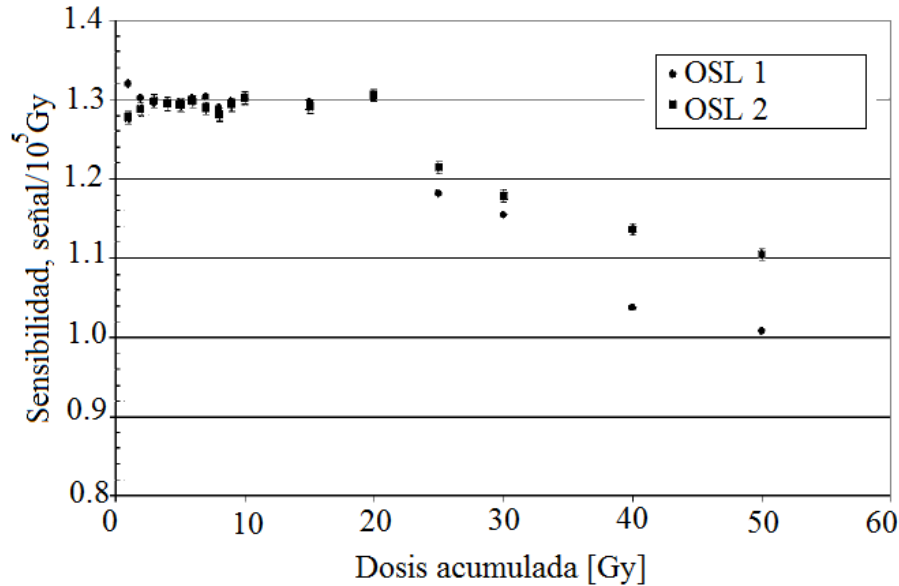


Figura 18: *Sensibilidad del dosímetro en función de la D_{abs} . En el eje de las abscisas se muestra la dosis acumulada en Gy y en el de las ordenadas la sensibilidad de la señal normalizada a 10^5 Gy [82].*

f) Linealidad de la respuesta con la dosis

Para estudiar la linealidad del dosímetro, Journisic irradió los OSL con diferentes niveles de D_{abs} hasta llegar a los 10 Gy, utilizando fotones de 6 MV, mostrando que existe un comportamiento lineal entre el número de cuentas y la D_{abs} hasta los 300 cGy, más allá de este límite la respuesta del detector se vuelve supra lineal, siendo su incerteza en las mediciones de un 0.9% [82]. El resultado se ve en la figura 19.

Cristopher et. al. en su estudio sobre dosimetría de ^{192}Ir colocó dosímetros a una distancia de 2.85 cm de la fuente y los irradió diferentes tiempos, encontrando una relación lineal hasta los 600 cGy con un valor de $R^2 = 0,9988$ [84].

g) Dependencia angular

Para estudiar la dependencia angular del dosímetro, Journisic irradió los OSL con 50 cGy con fotones de 6 MV y se procede a realizar mediciones a diferentes ángulos en el rango de de 0 a 360° , obteniéndose que no existe una dependencia angular, con una incerteza de 0.9% [82], como se observa en la figura 20.

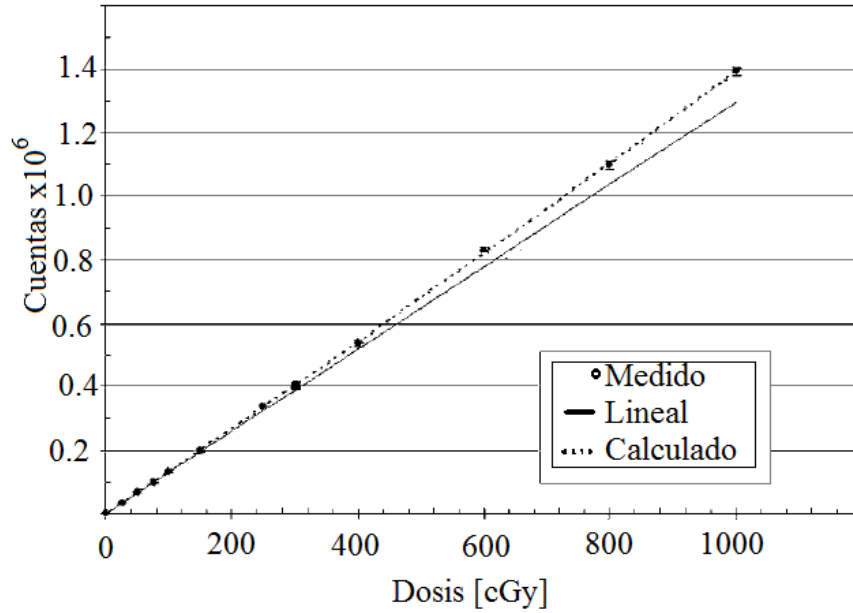


Figura 19: *Linealidad del OSL. Cuentas del dosímetro en función de la dosis. En el eje de las abscisas se muestra la dosis y en el de las ordenadas el número de cuentas normalizado a 10^6 [82].*

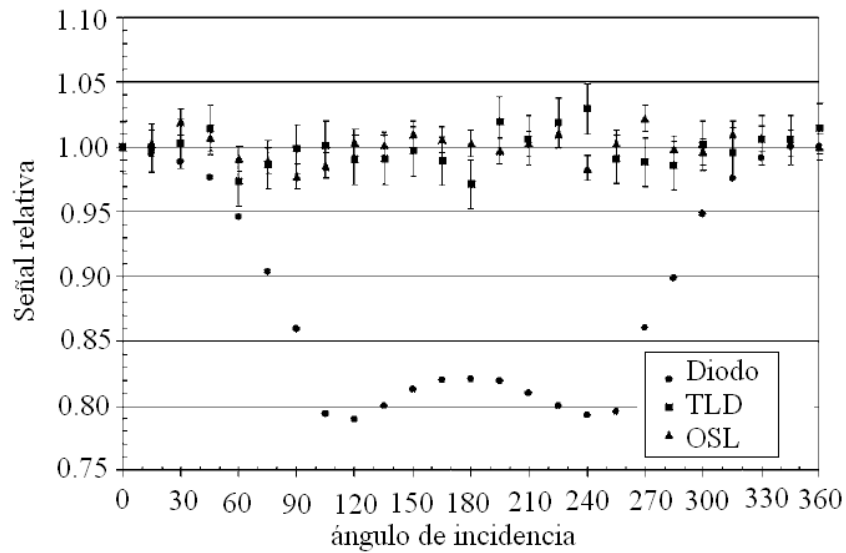


Figura 20: *Sensibilidad del dosímetro en función del ángulo de incidencia de la radiación. En el eje de las abscisas se muestra el ángulo de incidencia de la radiación y en el de las ordenadas la lectura normalizada a la lectura a 0° de ángulo de incidencia [82].*

h) Dependencia energética

En la investigación desarrollada por Jurnisic, se analizó la dependencia energética del dosímetro al irradiarlo con 100 cGy utilizando diferentes energías, las que comprenden fotones de 6 y 15 MV, electrones de 6, 9, 12, 16 y 20 MeV y una fuente de ^{192}Ir . Para el caso de los fotones y electrones su punto de medición fue en el d_{max} , y en el caso del ^{192}Ir fue a una distancia de 7.1 cm de la fuente. Se obtiene como resultado que la sensibilidad del dosímetro no cambia para las energías de los aceleradores dentro de la incerteza estadística, sin embargo, la sensibilidad del dosímetro aumenta en un 6% para el caso de la energía del ^{192}Ir [82], así lo muestra la figura 21.

i) Dependencia de la respuesta con la tasa de dosis

Los linac que no entregan la dosis de manera continua sino que en pulsos, a diferencia de una fuente de braquiterapia, por lo que Jurnisic analizó la respuesta del dosímetro en función de la dosis por pulso. Esta medición la realizó con fotones de 6 MV en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a una distancia de 100 cm desde la fuente. La dosis por pulso que se usa para normalizar el estudio fue de $1.39 \cdot 10^{-4} \text{ Gy/pulso}$ equivalentes a 3208 Gy/min. Como resultado se obtuvo que, dentro de la incerteza estadística, los OSL no presentan variación en su respuesta con la dosis por pulso [82], como muestra la figura 22.

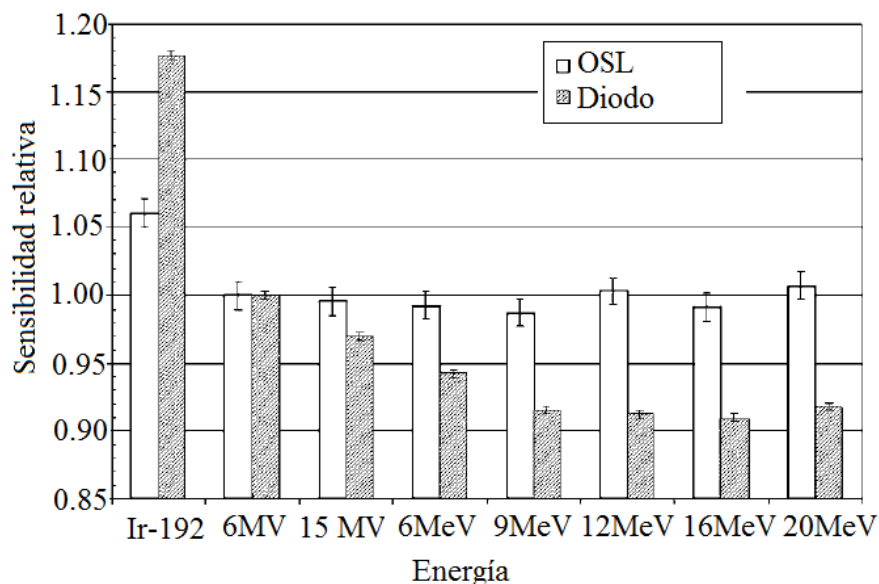


Figura 21: Sensibilidad del dosímetro en función de la energía. En el eje de las abscisas se muestra la energía y en el de las ordenadas la sensibilidad del dosímetro [82].

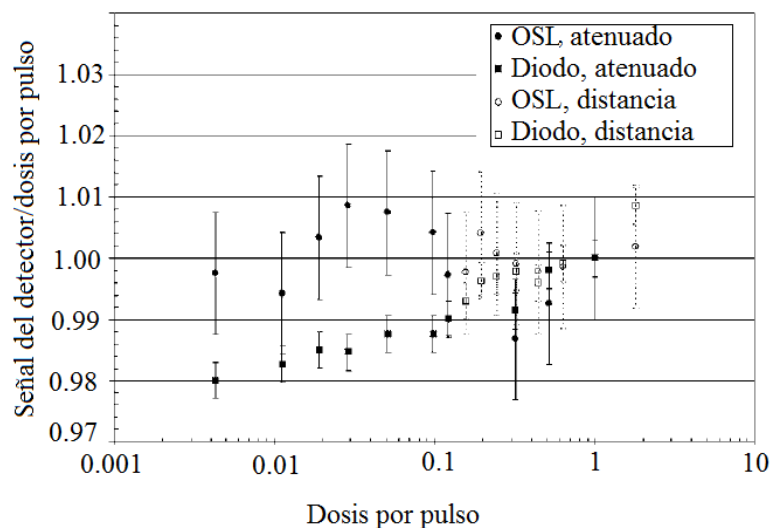


Figura 22: *Sensibilidad del dosímetro en función de la dosis por pulso. En el eje de las abscisas se muestra la dosis por pulso y en el de las ordenadas la señal del detector [82].*

Cristopher et. al. en su estudio sobre dosimetría de ^{192}Ir colocó dosímetros a una distancia de 1.88, 2.85, 3.88, 4.92, 5.87, 6.88, 7.86, 8.89, 9.83 cm de la fuente y los irradió el mismo tiempo y se encontró una relación lineal con la tasa de dosis en un rango de 0.15 a 0.4 Gy/min [84], como lo muestra el gráfico de la figura 23. El valor de $R^2 = 0,999$.

j) Dependencia de la respuesta con la temperatura

Debido a que inicialmente los OS� $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ comenzaron siendo un TLD, es natural preguntarse si su respuesta depende de la temperatura a la que se encuentran. Para esta prueba se irradiaron los OS� con fotones de 15 MV una dosis de 100 cGy y se analizó su respuesta, obteniéndose que dentro de la incerteza estadística, no presentan dependencia con la temperatura [82]. Los resultados se muestran a en la figura 24.

k) Dependencia de la respuesta con la historia del dosímetro

En el estudio desarrollado por Marcela et. al, se irradian los dosímetros en haces de ^{60}Co , se suministra una D_{abs} de 8 Gy en 8 fracciones, a un grupo se les entrega la D_{abs} de manera continua y a los otros se los blanquea antes de su siguiente irradiación. Se encontró que los dosímetros que fueron irradiados de manera continua presentan un incremento de un 2.5 % respecto de los que se blanqueabas post irradiación [86]. Resultado comprobado por Jursinic [82].

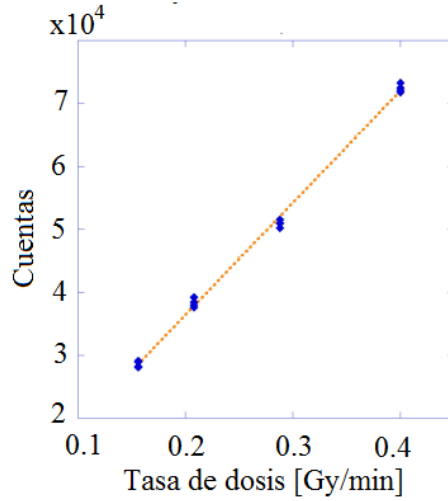


Figura 23: Cuentas del dosímetro en función de la tasa de dosis. Prueba realizada con una fuente de ^{192}Ir [84].

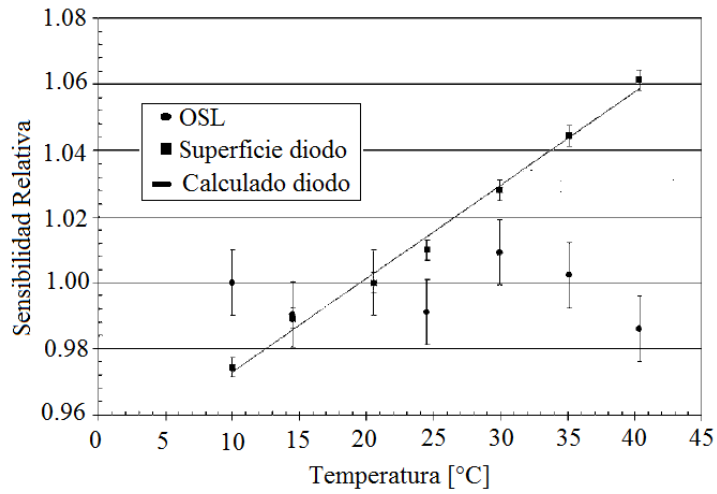


Figura 24: Sensibilidad del dosímetro en función de la temperatura. En el eje de las abscisas se muestra la temperatura en $^{\circ}\text{C}$ y en el de las ordenadas la lectura normalizada a 20°C [82].

Capítulo II Materiales y Métodos

2.1 Materiales

2.1.1 Equipos

- Acelerador lineal

Se utilizó un linac, marca Varian, modelo 2100 C con energía de 6 MV de fotones y con electrones de energía 6, 9, 12 y 15 MeV.

- *Fantoma* de agua

Se utilizó una cuba de agua de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$ hecha de acrílico para realizar la calibración del linac.

- El arco en C

Para la adquisición de imágenes de planificación se utilizó un arco en C, marca Dian-gong, modelo DG3310B con un foco dual fijo ánodo: 0.6mm/1.5mm y con un funcionamiento de 110kV, 3.5kW y 40kHz, como se muestra en la figura 25.



Figura 25: Arco en C para adquisición de imágenes radiográficas.

- Fuente de Braquiterapia

Se utilizó la fuente de braquiterapia marca Varian, modelo GammaMed Plus de 0.9 mm de diámetro, como se muestra en la figura 26.



Figura 26: Contenedor de la fuente de ^{192}Ir para braquiterapia GammaMedPlus de 0.9 mm de diámetro.

■ Lectora OSL

Se utilizó una lectora de los OSL es de marca Landauer, modelo microStar (figura 27), con un peso aproximado de 15 Kg y de dimensiones de 30 x 20 x 10 cm. Las condiciones eléctricas del sistema son 110-220 V, 1.5 Amp y 50-60 Hz.



Figura 27: Lectora OSL modelo microstar.

- Sistema de planificación

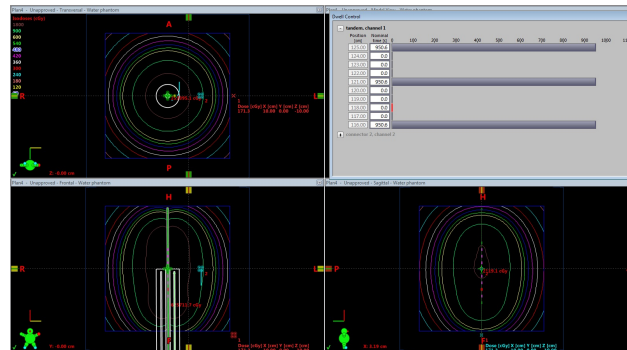


Figura 28: *TPS ARIA RADOnC, marca Varian.*

Se utilizó el TPS de la marca Varian Medical Systems, modelo ARIA RADOnC, versión 135.37. Las correcciones por heterogeneidades no están incluidas, ya que no se cuenta con las librerías. Se utiliza la matriz de dosis MDoseMatrix y el tamaño de voxel para matriz de dosis es de $0.25 \times 0.25 \times 0.25 \text{ mm}^3$.

- Aplicadores de braquiterapia

Se utilizó el *tandem* recto y el aplicador vaginal de 35 cm de diámetro, ambos elaborados por Varian Medical Systems. Los detalles se ven en las figuras 29, 40 y 41.



Figura 29: *Conjunto de aplicadores de cuello uterino [87].*

2.1.2 Dosímetros

- Cámara cilíndrica tipo Farmer

Se utilizó una cámara de ionización (CI) cilíndrica, marca PTW modelo Farmer, con un volumen sensible de 0.6 cm^3 y con factor de calibración 53.87 Gy/nC (factor obtenido

por el laboratorio secundario de calibración dosimétrica del instituto peruano de energía nuclear).



Figura 30: *CI cilíndrica tipo Farmer [88].*

■ Dosímetro OSL $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$

Las características Físicas del dosímetro $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$ [84, 89] son:

- Cristal: $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$.
- Dimensión de la máscara del dosímetro :10 alto x 10 largo x 2 ancho [mm^3]
- Densidad de la máscara: 1.03 g/cm^3 .
- Espesor de lámina cobertora de poliéster: 0.03 mm.
- Dopación de $\text{Al}_2\text{O}_3 : \text{C}$: 500 ppm.
- diámetro del cristal: 5 mm.
- densidad del cristal: 3.97 g/cm^3 .
- Espesor del cristal: 0.2 mm.
- Número atómico efectivo del cristal: 10.2.
- Punto de fusión del cristal: $2054 \text{ }^\circ\text{C}$.
- Punto de ebullición del cristal: $3000 \text{ }^\circ\text{C}$.
- Conductividad térmica del cristal: 18 W/mK .
- Límite inferior de resolución de dosis: 10 mrad.
- Rango de energía: 5 KeV hasta 20 MeV.
- Exactitud: $\pm 5\%$ para el *nano dot* estándar, $\pm 2\%$ para el blindado.
- Precisión: $\pm 5\%$, con factor de cobertura $k=2$, tanto para el *nano dot* blindado y el estándar.

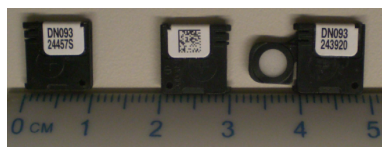


Figura 31: Dimensiones de los OSL nano dots.

2.1.3 Maniqués

- *Fantoma* de acrílico para las pruebas en el linac

Se ha diseñado dos *fantomas* de acrílico, los cuales sirven de soporte para los OSL *nano dot*, para su caracterización en linac. El diseño se observa en la figura 32, 34, 33, 35 y 36.

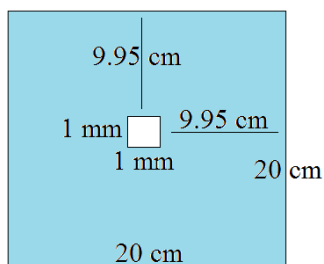


Figura 32: Diseño del fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac. El espesor de esta lámina es de 2 mm.

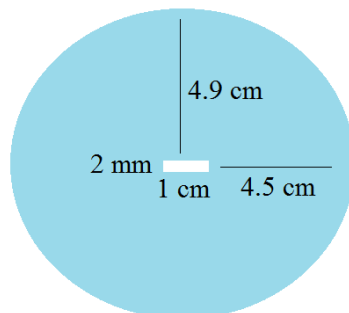


Figura 33: Diseño del fantoma de PPMA para la prueba de dependencia angular del OSL nano dot en el linac. El espesor de esta lámina es de 2 mm.



Figura 34: *Fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac, parte 1.*



Figura 35: *Fantoma de PPMA para la caracterización de OSL nano dot en el linac, parte 2.*



Figura 36: *Fantoma circular de PPMA para la caracterización de la dependencia angular de OSL nano dot en el linac.*

- Diseño de un *fantoma* de acrílico para realizar pruebas de dosimetría para HDR

Se ha diseñado un *fantoma* de acrílico, el cual sirve de soporte para los OSL *nano dot* y para los aplicadores de braquiterapia. El diseño se observa en la figura 38 y 37.

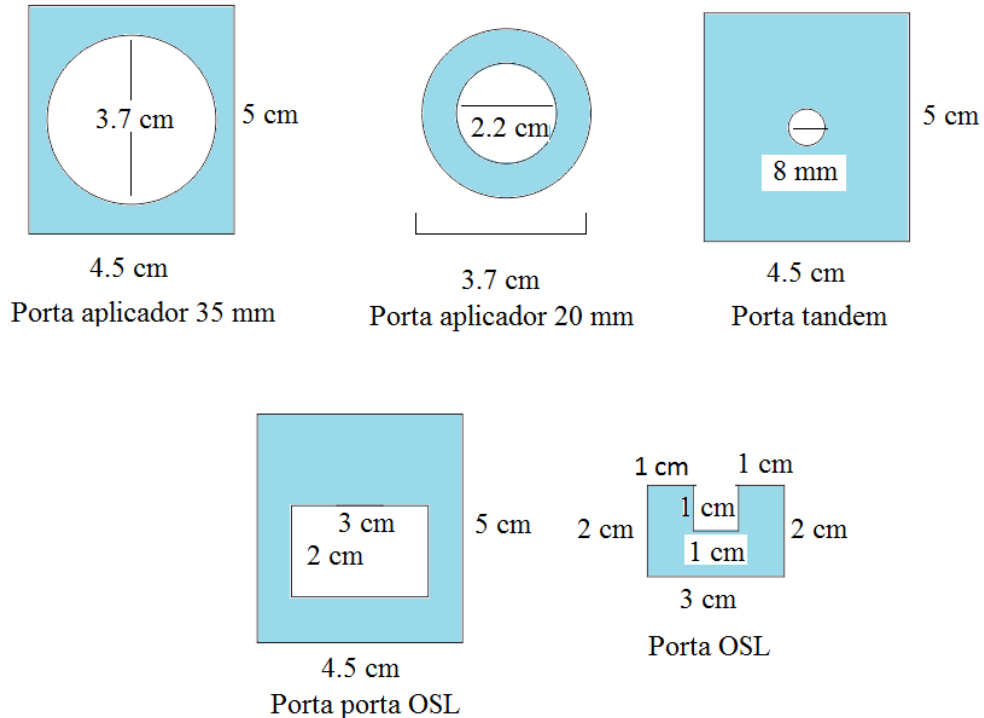


Figura 37: *Diseño del fantoma de PPMA para la prueba experimental de exactitud de la dosis entregada, parte 1.*

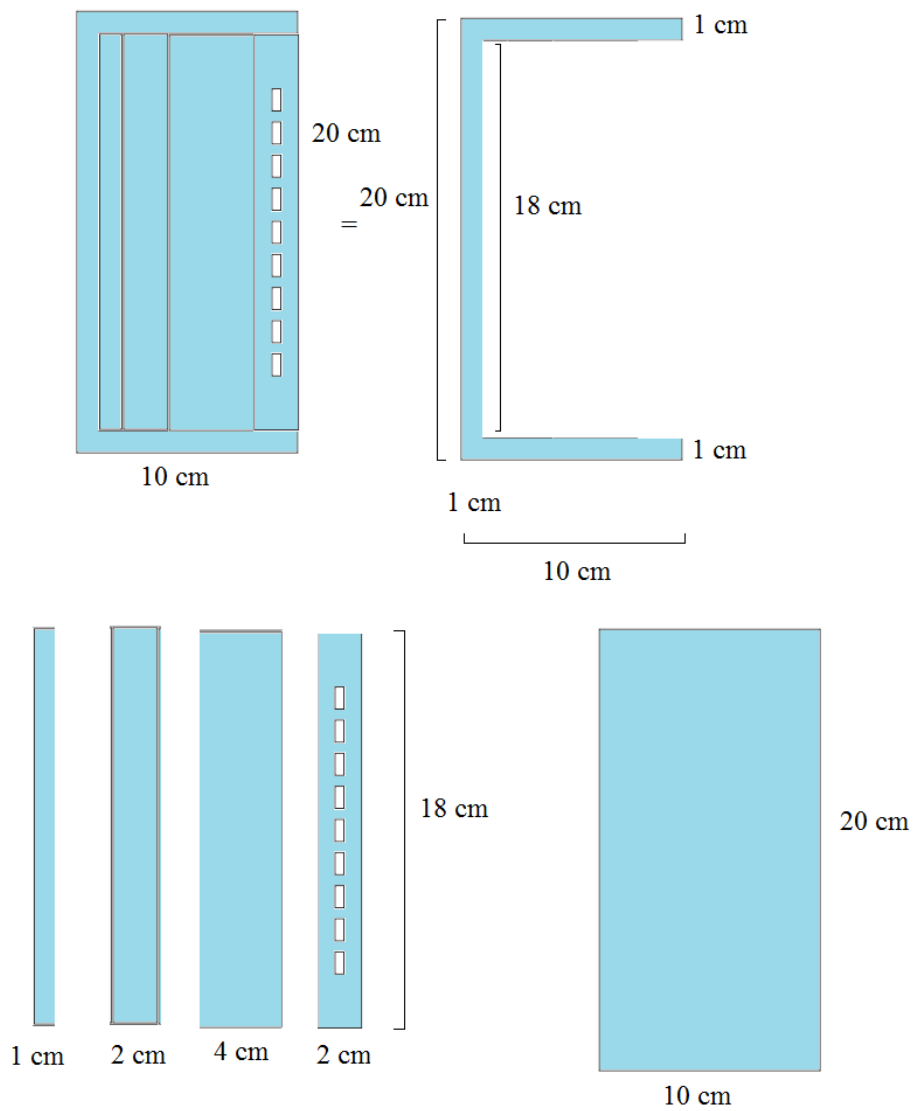


Figura 38: *Diseño del fantoma de PPMA para la prueba experimental de exactitud de la dosis entregada, parte 2.*

2.1.4 Código Gamos 5.1.0

- Código de Gamos 5.1.0

Se utilizó para la simulación MC los códigos de Gamos 5.1.0.

- Fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus

La geometría y los materiales de la fuente se obtuvieron del trabajo de Almasa et. al. [90].

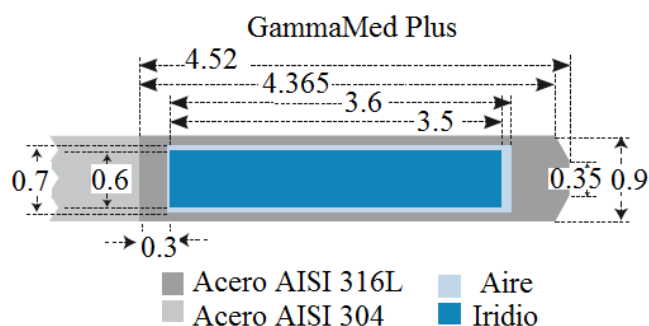


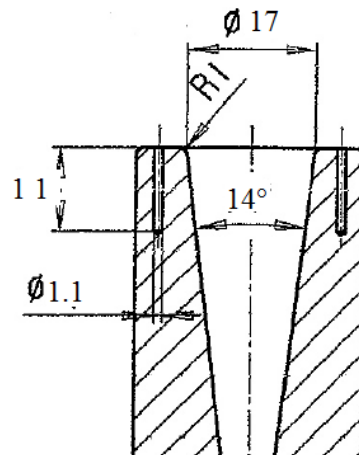
Figura 39: Geometría de la fuente GammaMed Plus HDR 0.9 mm de diámetro [90].

Cuadro 9: Composición de materiales de la fuente GammaMed Plus HDR 0.9 mm de diámetro [90].

Elemento	AISI 316L	AISI 304	Agua	Aire
H	–	–	11.1	0.073
C	0.03	0.08	–	0.012
N	0.1	0.1	–	75.033
O	–	–	88.9	23.608
Si	0.75	0.75	–	–
P	0.045	0.045	–	–
S	0.03	0.03	–	–
Ar	–	–	–	1.274
Cr	17	19	–	–
Mn	2	2	–	–
Fe	65.545	68.745	–	–
Ni	12	9.25	–	–
Mo	2.5	–	–	–
densidad (g/cm ³)	8.03	5.6	0.998	0.0012

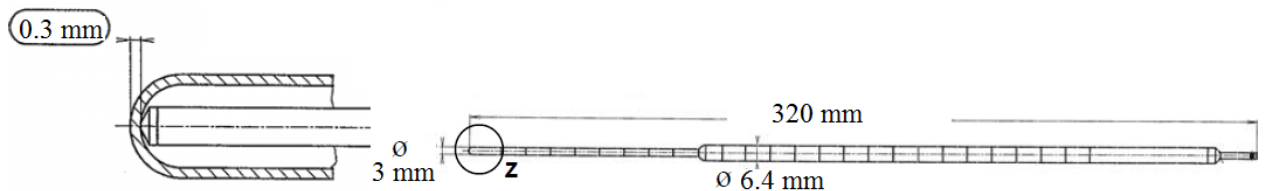
- Aplicadores de braquiterapia

La geometría y los materiales de los aplicadores, se obtuvieron de los manuales de la empresa Varian [87] y se muestra en las figuras 40 y 41.



GM11005330
Cilindro 35 mm.

Figura 40: Geometría del aplicador cilíndrico de 35 mm de diámetro, el que está fabricado de PPSU [87].



Aplicador GM11001990

Figura 41: Geometría del tandem metálico [87].

La composición química exacta de los materiales empleados se presenta en los cuadros 10 y 11.

Cuadro 10: *Composición química PPSU (1.29 g/cm³).*

Elemento	%
C	24/45
H	16/45
O	4/45
S	1/45

Cuadro 11: *Composición química tejido suave ICRU 44 (1.06 g/cm³) [91].*

Elemento	%
C	0.143
H	0.102
O	0.708
N	0.034
Na	0.002
P	0.003
S	0.003
Cl	0.002
K	0.003

2.2 Métodos

2.2.1 Cálculo teórico de la distribución de dosis alrededor de la fuente de ^{192}Ir

2.2.1.1 Cálculo de la función de geometría

Se utilizó el método de MC para el cálculo de integrales, para determinar el valor del factor de geometría, $G(\vec{r})$, a partir de la ecuación (7) y aplicándola a la fuente GammaMed Plus se obtuvo la expresión:

$$G(\vec{r}) = \frac{\int_0^{0,45} \int_{-3,5/2}^{3,5/2} \int_0^{2\pi} \frac{\rho(\vec{r}')r'}{(r' - r)^2 + (z' - z)^2} d\theta' dz' dr'}{\int_0^{0,45} \int_{-3,5/2}^{3,5/2} \int_0^{2\pi} \rho(\vec{r}') d\theta' dz' dr'} \quad (34)$$

donde se asumió que la masa, m , de la fuente, se encuentra distribuida uniformemente alrededor del volumen, V , por lo que la densidad, $\rho(\vec{r}')$ está dada por :

$$\rho(\vec{r}') = \frac{m}{V} \quad (35)$$

al reemplazar la expresión (35) en la ecuación (34) y luego de realizar las simplificaciones, se obtuvo:

$$G(\vec{r}) = \frac{2\pi \cdot \int_0^{0,45} \int_{-3,5/2}^{3,5/2} \frac{r' dz' dr'}{(r' - r)^2 + (z' - z)^2}}{\pi \cdot 0,45^2 \cdot 3,5} \quad (36)$$

La expresión (36) se calculó utilizando integración numérica con el método de MC. El algoritmo de cálculo, escrito en lenguaje de programación MatLab, se encuentra en el anexo B.

También es posible calcular el factor de geometría mediante la aproximación lineal utilizando la expresión

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{L \cdot r \cdot \sin(\theta)} & \text{si } \theta \neq 0^\circ \\ \frac{4}{4r^2 - L^2} & \text{si } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad (37)$$

donde los ángulos β y θ son los definidos en la figura 7.

2.2.1.2 Cálculo de dosis utilizando el formalismo TG-43

Como se ve en el apartado 1.2.2, para el cálculo de tasa de D_{abs} , basado en el formalismo del TG-43, se procedió a calcular la expresión

$$\frac{D(\vec{r})}{\Lambda \cdot S_k} = \frac{G(r, \theta_0)}{G(r_0, \theta_0)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta); \quad (38)$$

notando que esta expresión es independiente de la actividad que tiene el radioisótopo el día de la aplicación.

2.2.2 Simulación Monte Carlo

Como se analizó en el *item* 1.3.3, los parámetros generales para la simulación MC de este trabajo fueron:

- *Fantoma* cilíndrico de radio 20 cm y largo 40 cm.
- Tamaño del voxel: $2 \times 2 \times 2 \text{ mm}^3$.
- Matriz de contadores: $2 \times 300 \times 300 \text{ mm}^3$.
- Modelo electromagnético: modelo de Livermore, basada en las librerías EPDL97 para fotones, EEDL para electrones y EADL para modelar los átomos.
- Energía de corte: 10 KeV para fotones y 990 eV para electrones y positrones.
- Camino libre medio de corte: $100 \mu\text{m}$ para fotones, electrones y positrones.
- Densidad del agua líquida: 0.998 g/cm^3
- Número de historias: 10^9 .

2.2.2.1 Estudio de parámetros de la simulación

De manera adicional, se hace un estudio para ver la incidencia del tamaño del voxel y el modelo electromagnético en el tiempo de cálculo de la simulación. Para ellos se simuló los siguientes casos:

- Incidencia del tamaño de voxel en el tiempo de cálculo

Utilizando el modelo electromagnético de Livermore se procedió a simular la fuente de ^{192}Ir cuando está inmersa en un *fantoma* de agua cilíndrico, cuyas dimensiones son 40 cm de diámetro y 40 cm de largo. En un primer cálculo se construyeron voxeles de $1\text{ mm} \times 1\text{ mm} \times 1\text{ mm}$ y en el segundo caso, voxeles $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$. Se simuló un total de 10^6 historias y se comparó los tiempos de cálculo como el error asociado a cada contador.

- Incidencia del modelo electromagnético en el tiempo de cálculo

Se procedió a simular la fuente de ^{192}Ir cuando está inmersa en un *fantoma* de agua cilíndrico, cuyas dimensiones son 40 cm de diámetro y 40 cm de largo. El tamaño de los voxeles se fijó en $2\text{ mm} \times 2\text{ mm} \times 2\text{ mm}$. Se procedió a simular 10^6 historias con los 3 diferentes modelos electromagnéticos (Livermore, Penelope y *Standard*) y se comparó tanto los tiempos de cálculo como el error asociado a cada contador.

2.2.2.2 Atenuación de dosis debido a las heterogeneidades

Se utilizó la información del apartado 2.1.4 para crear la geometría de la fuente de ^{192}Ir , el *fantoma*, el *tandem* metálico y el aplicador cilíndrico.

Para calcular la atenuación de la dosis debido a las heterogeneidades, se simularon diferentes configuraciones geométricas, las que se detallan a continuación:

a) Fuente GammaMed Plus en el centro del *fantoma* cilíndrico hecho de agua. El eje de simetría está a lo largo del eje Z, tanto para la fuente como para el *fantoma*.

b) Fuente GammaMed Plus en el centro del *fantoma* cilíndrico hecho de tejido suave (ICRU 44). El eje de simetría está a lo largo del eje Z, tanto para la fuente como para el *fantoma*.

c) Fuente GammaMed Plus en el centro del *fantoma* cilíndrico hecho de tejido suave (ICRU 44). El eje de simetría está a lo largo del eje Z, tanto para la fuente como para el *fantoma*. Se ubica el *tandem* a lo largo del eje Z, de tal manera que hay una distancia de 2 cm desde la punta del *tandem* al centro de la fuente GammaMed Plus.

d) Fuente GammaMed Plus en el centro del *fantoma* cilíndrico hecho de tejido suave (ICRU 44). El eje de simetría está a lo largo del eje Z, tanto para la fuente como

para el *fantoma*. Se ubica el *tandem* a lo largo del eje Z, de tal manera que hay una distancia de 15 cm desde la punta del *tandem* al centro de la fuente GammaMed Plus.

e) Fuente GammaMed Plus en el centro del *fantoma* cilíndrico hecho de tejido suave (ICRU 44). El eje de simetría está a lo largo del eje Z, tanto para la fuente como para el *fantoma*. Se ubica el *tandem* y el aplicador cilíndrico a lo largo del eje Z, de tal manera que hay una distancia de 15 cm desde la punta del *tandem* al centro de la fuente GammaMed Plus, así como una distancia de 10 cm entre la punta del *tandem* metálico y la parte superior del aplicador cilíndrico es de 10 cm.

f) Se mantiene la misma configuración geométrica del apartado e) para el *tandem* y el aplicador, pero ahora la fuente se ubica en 3 posiciones. La primera posición es 4 cm por sobre el centro geométrico del *fantoma*, la segunda es al centro del *fantoma* y la tercera es 5 cm por debajo del centro del *fantoma*.

En las imágenes 42, 43 y 44 se ve la construcción de la geometría.



Figura 42: *Diseño de la fuente GammaMed Plus con Gamos 5.1.0.*

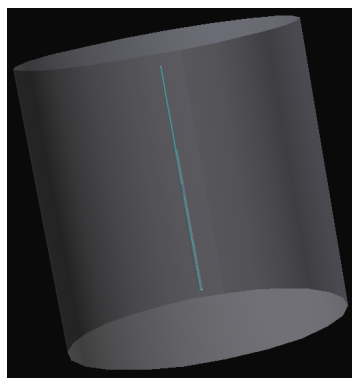


Figura 43: *Diseño del tandem metálico en el fantoma cilíndrico con Gamos 5.1.0.*

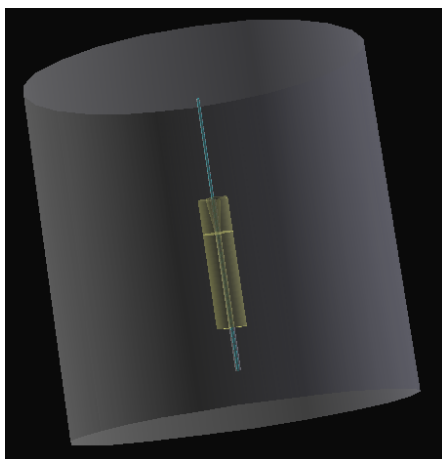


Figura 44: *Diseño de la fuente al interior de tandem metálico y el aplicador vaginal con Gamos 5.1.0.*

2.2.3 Dosimetría con OSL *nano dot*

En el trabajo de Scarboro et. al, para obtener la D_{abs} medida por los OSL en un haz de rayos x generado por un tomógrafo, se realizó una calibración cruzada con una CI calibrada y el OSL, para de esta forma obtener el factor de calibración para los OSL [92].

Basándose en este estudio, primero los OSL se caracterizaron en un linac de 6 MV y después se obtuvo su factor de calibración mediante una calibración cruzada con una CI cilíndrica tipo Farmer. De esta manera se obtuvo el factor de calibración para los OSL en un haz de 6 MV. Para la obtención del factor de corrección por la energía del ^{192}Ir , se procedió a dividir el factor de calibración para 6 MV de fotones entre 1.06, valor que corresponde a la razón entre el factor de sensibilidad de energía, de la energía del ^{192}Ir y de fotones de 6 MV, como se mostró en la figura 21.

2.2.3.1 Caracterización del OSL *nano dot*

a) Estabilidad del acelerador lineal

Como los OSL *nano dot* fueron caracterizados en un haz de fotones de 6 MV, lo primero que se hizo fue constatar que la dosis entregada por el linac es constante a lo largo de diferentes disparos, para que sea válidas las pruebas de caracterización. La configuración del equipo para la toma de datos fue la siguiente:

- Fotonos de energía 6 MV.
- Cuba de agua de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$.
- SSD: 100 cm.
- Centro de la CI cilíndrica a 1.5 cm de profundidad.
- UM: 50.
- Tasa: 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 8 correlativas.

b) Homogeneidad de los OSL

Para esta prueba se irradiaron todos los OSL (59 dosímetros) bajo las mismas condiciones y se registró la D_{abs} , seleccionando sólo los dosímetros cuya respuesta está alrededor de un 2% en torno al promedio de lecturas del lote. Las condiciones para la irradiación fueron:

- Fotonos de energía 6 MV.
- *Fantoma* de acrílico de $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$, figura 35.
- SSD: 100 cm.
- OSL ubicado al centro del campo a una profundidad de 1.5 cm.
- UM: 50.
- Tasa: 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .

- N° de re lecturas: 5 correlativas.

c) Linealidad con la dosis de los OSL

Los dosímetros que quedaron seleccionados luego de la prueba de homogeneidad, se dividieron en grupos de a 3 y se procedió a irradiarlos con diferentes dosis, en las siguientes condiciones:

- Fotones de energía 6 MV.
- *Fantoma* de acrílico de $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$, figura 35.
- SSD: 100 cm.
- OSL ubicado al centro del campo a una profundidad de 1.5 cm.
- UM: 20, 75, 150, 225 y 300.
- Tasa: 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 5 correlativas.

d) Dependencia con la tasa de dosis de los OSL

Los dosímetros que quedaron seleccionados de la prueba de homogeneidad se dividieron en grupos de a 3 y se procedió a irradiarlos con diferentes tasas de dosis, en las siguientes condiciones:

- Fotones de energía 6 MV.
- *Fantoma* de acrílico de $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$, figura 35.
- SSD: 100 cm.
- OSL ubicado al centro del campo a una profundidad de 1.5 cm.
- UM: 50.

- Tasa: 80, 160, 240 y 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 5 correlativas.

e) Desvanecimiento de las cuentas por relectura de los OSL

Los dosímetros que quedaron seleccionados de la prueba de homogeneidad, se dividieron en grupos de a 3 y se procedió a irradiarlos en las siguientes condiciones:

- Fotones de energía 6 MV.
- *Fantoma* de acrílico de $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$, figura 35.
- SSD: 100 cm.
- OSL ubicado al centro del campo a una profundidad de 1.5 cm.
- UM: 50.
- Tasa: 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 100 correlativas.

f) Desvanecimiento de las cuentas por el paso de los días post irradiación de los OSL

Los dosímetros que quedaron seleccionados de la prueba de homogeneidad, se dividieron en grupos de a 3 y se procedieron a irradiarlos en las siguientes condiciones:

- Fotones de energía 6 MV.
- *Fantoma* de acrílico de $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$, figura 35.

- SSD: 100 cm.
- OSL ubicado al centro del campo a una profundidad de 1.5 cm.
- UM: 50.
- Tasa: 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 5 correlativas, 1 por día por 15 días.

g) Dependencia angular

Los dosímetros que quedaron seleccionados de la prueba de homogeneidad, se dividieron en grupos de a 3 y se procedió a irradiarlos en las siguientes condiciones:

- Fotones de energía 6 MV.
- *Fantoma* de acrílico circular de diámetro 10 cm, figura 36.
- SSD: 100 cm.
- OSL ubicado al centro del *fantoma*.
- UM: 50.
- Tasa: 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° , 15° , 30° , 45° y 60° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 5 correlativas.

2.2.3.2 Factor de calibración por energía de los OSL *nano dot*

a) Obtención del PDD en agua con la cámara de ionización

Como los OSL *nano dot* fueron caracterizados en un haz de fotones de 6 MV emitidos por un linac, se debió encontrar el factor de calibración para los OSL *nano dot*, para esto se procedió a medir un PDD [93], con la CI en agua con el cuba de agua, para obtener el valor de D_{abs} en diferentes puntos.

La configuración del equipo para la toma de datos fue la siguiente:

- Fotones de energía 6 MV.
- Cuba de agua de $50 \times 50 \times 50 \text{ cm}^3$.
- SSD: 100 cm.
- UM: 50 .
- Tasa: 320 UM/min.
- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 5 correlativas.

b) Obtención del PDD en acrílico con los OSL *nano dot*

Se procedió a medir el PDD de los fotones de 6 MV con los OSL *nano dot* en el *fantoma* de PPMA. La configuración del equipo para la toma de datos fue la siguiente:

- Fotones de energía 6 MV.
- *fantoma* de acrílico de $20 \times 20 \times 15 \text{ cm}^3$, figura 35.
- SSD: 100 cm.
- UM: 50.
- Tasa: 320 UM/min.

- Tamaño de campo $10 \times 10 \text{ cm}^2$.
- Ángulo gantry: 0° .
- Ángulo colimador: 0° .
- N° de lecturas: 5 correlativas.

c) Obtención del factor de calibración del OSL *nano dot* para fotones 6 MV

Para la obtención del factor de calibración de los OSL en un haz de fotones, F_{C-6MV} , se procedió a establecer una relación, entre la D_{abs} por la CI y por el OSL *nano dot* en sus medios respectivos, en base a los trabajos publicados [89, 92, 93, 94]. El factor de calibración para los OSL está dado por la ecuación

$$F_{C-6MV} = \frac{\text{Dosis}_{\text{corregida OSL}}}{\text{Dosis}_{\text{corregida Cámara}}} = \frac{(M_{OSL} - M_f) / (F_L \cdot F_{TS} \cdot F_{DT} \cdot F_{DR} \cdot F_\theta \cdot F_H)}{(M_{\text{cámara}} - M_f) \cdot N_{D,w,Q_0} \cdot K_{TP} \cdot K_{elec} \cdot K_{pol} \cdot K_{Q,Q_0} \cdot K_s} \quad (39)$$

donde

- M_x : número de cuentas que registra el detector.
- M_f : lectura del fondo natural.
- F_{C-x} : factor de calibración en función de la energía x y del *fantoma*.
- F_L : factor de linealidad.
- F_{TS} : factor de tasa de dosis.
- F_{DT} : factor de desvanecimiento por el tiempo.
- F_{DR} : factor de desvanecimiento por relectura.
- F_H : factor de homogeneidad del dosímetro.
- F_θ : factor de dependencia angular.
- N_{D,w,Q_0} : factor de calibración para la CI.
- K_{TP} : factor de corrección por presión y temperatura.

K_{elec} : factor de corrección debido al electrómetro.

K_{pol} : factor de polarización.

K_{Q,Q_0} : factor de calidad del haz.

K_s : factor de fuga.

d) Obtención del factor de calibración del OSL *nano dot* para ^{192}Ir

Conocido el factor de calibración del OSL *nano dot* en un haz de fotones de 6 MV, con el PPMA como medio, fue posible conocer el factor de calibración del OSL *nano dot* para la energía del ^{192}Ir utilizando el gráfico 21, en que se ve que la relación entre la sensibilidad para la energía del ^{192}Ir y fotones de 6 MV es de 1.06, por lo que el factor de calibración está dado por

$$F_{C-^{192}\text{Ir}} = 1,06 \cdot F_{C-6\text{MV}} \quad (40)$$

2.2.3.3 Prueba de exactitud de la dosis entrega por el TPS, utilizando OSL *nano dot*

a) Medición de la dosis de tránsito

Para la medición de la D_{abs} de tránsito, se colocó el OSL *nano dot* en el punto de control a 7.6 cm de la fuente central (ver figura 68) y se procedió a configurar el plan de tratamiento, el que debe tener 3 paradas. La primera parada a 4 cm sobre el límite superior del aplicador vaginal, la segunda parada en la intersección de la parte delgada y gruesa del tandem y la tercera parada a 5 cm por debajo del límite superior del aplicador vaginal. Se configuró el TPS para que el tiempo de parada sea de 0.3 seg en cada posición (tiempo mínimo que puede estar detenida la fuente). Se repitió esta prueba 3 veces. La D_{abs} registrada por el dosímetro corresponde a la D_{abs} de tránsito en el punto de medición, dicho valor se descontó de la D_{abs} de tratamiento.

En el caso particular de la dosis de tránsito, se realizó con una actividad de la fuente de 4.070 Ci ($1.5059 \cdot 10^{11}$ Bq) y tomó un tiempo de 0.9 seg.

b) Medición de la dosis por tratamiento

Para la medición de la D_{abs} por tratamiento se colocó el OSL *nano dot* en el punto de control a 7.6 cm de la fuente central (ver figura 68) y se procedió a configurar el plan

de tratamiento, el que debe tener 3 paradas. La primera 4 cm sobre el límite superior del aplicador vaginal, la segunda para en el límite superior del aplicador vaginal y la tercera para a 5 cm por debajo del límite superior del aplicador vaginal. La D_{abs} prescrita al punto de cálculo fue de 2 Gy. En el caso particular de la medición de dosis de tratamiento, se realizó con una actividad de la fuente de 4.070 Ci ($1.5059 \cdot 10^{11}$ Bq) y tomó un tiempo de 1143 seg. La configuración del maniquí así como la pantalla de entrega de tratamiento se ven en las figuras 46 y 47.



Figura 45: Configuración durante la irradiación de los OSL.

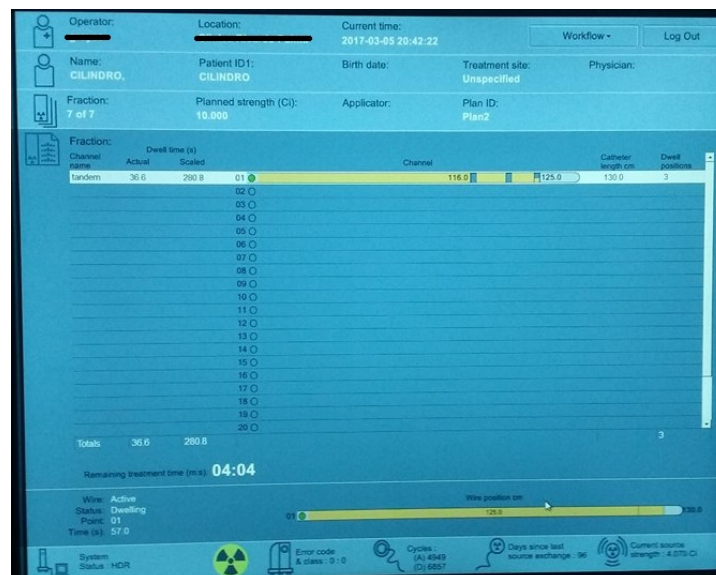


Figura 46: Pantalla del TPS durante la irradiación de los OSL.

Capítulo III Resultados

3.1 Cálculo teórico de la distribución de dosis alrededor de la fuente de ^{192}Ir

3.1.1 Cálculo de la función de geometría

3.1.1.1 Cálculo de la función de geometría utilizando definición de integral

Como fue explicado en el *item* 2.2.1.1, se obtuvo el resultado que se muestra en el cuadro 12.

3.1.1.2 Cálculo de la función de geometría utilizando aproximación de fuente lineal

Como fue explicado en el *item* 2.2.1.1, se obtuvo el resultado que se muestra en el cuadro 13.

3.1.1.3 Comparación del cálculo de la tasa de dosis mediante el formalismo TG-43 mediante diferentes definiciones del factor de geometría

En el cuadro 14 se calculó el error relativo que hay entre los cálculos de tasa de D_{abs} (como fue explicado en el *item* 2.2.1.2), cuando se utiliza el valor de la función de geometría definido por integral y cuando se utiliza la aproximación de fuente lineal. El error relativo se calcula mediante la expresión

$$\text{Error relativo } \% = 100 \frac{|\dot{D}(r, \theta)_{\text{integral}} - \dot{D}(r, \theta)_{\text{lineal}}|}{\dot{D}(r, \theta)_{\text{integral}}} \quad (41)$$

Cuadro 12: Factor de geometría, $G(r, \theta)$, para la fuente GammaMed Plus de ^{192}Ir obtenida utilizando definición de integral*. Mapa en coordenadas polares.

ang\radio [cm]	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	5	6	8	10
0°	1.0363	0.4580	0.2551	0.1625	0.1131	0.0816	0.0630	0.0409	0.0282	0.0157	0.0098
5°	1.0380	0.4545	0.2565	0.1639	0.1145	0.0812	0.0639	0.0407	0.0291	0.0153	0.0104
10°	1.0325	0.4573	0.2579	0.1619	0.1126	0.0824	0.0645	0.0416	0.0276	0.0159	0.0099
15°	1.0326	0.4579	0.2543	0.1623	0.1124	0.0831	0.0639	0.0417	0.0271	0.0158	0.0100
20°	1.0335	0.4534	0.2565	0.1611	0.1157	0.0830	0.0641	0.0410	0.0275	0.0153	0.0103
30°	1.0275	0.4532	0.2540	0.1618	0.1118	0.0833	0.0634	0.0414	0.0286	0.0157	0.0100
40°	1.0258	0.4529	0.2547	0.1634	0.1119	0.0830	0.0636	0.0412	0.0287	0.0158	0.0105
50°	1.0142	0.4481	0.2505	0.1610	0.1133	0.0833	0.0634	0.0402	0.0278	0.0160	0.0104
60°	1.0074	0.4464	0.2526	0.1600	0.1119	0.0811	0.0639	0.0405	0.0278	0.0155	0.0098
70°	1.0084	0.4468	0.2500	0.1623	0.1135	0.0806	0.0643	0.0390	0.0279	0.0162	0.0104
80°	1.0078	0.4460	0.2507	0.1590	0.1128	0.0833	0.0627	0.0400	0.0283	0.0158	0.0096
90°	1.0000	0.4456	0.2536	0.1613	0.1116	0.0816	0.0629	0.0406	0.0283	0.0169	0.0099

*Resultado normalizado al valor de $G(1, 90^\circ)$.

Cuadro 13: Factor de geometría, $G(r, \theta)$, para la fuente GammaMed Plus de ^{192}Ir obtenida utilizando aproximación de fuente lineal*. Mapa en coordenadas polares.

ang\radio [cm]	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	5	6	8	10
0°	1.0420	0.4551	0.2545	0.1624	0.1126	0.0827	0.0633	0.0405	0.0281	0.0158	0.0101
5°	1.0417	0.4551	0.2545	0.1624	0.1126	0.0827	0.0633	0.0405	0.0281	0.0158	0.0101
10°	1.0407	0.4549	0.2544	0.1624	0.1126	0.0827	0.0632	0.0405	0.0281	0.0158	0.0101
15°	1.0390	0.4546	0.2543	0.1623	0.1126	0.0826	0.0632	0.0405	0.0281	0.0158	0.0101
20°	1.0368	0.4542	0.2542	0.1623	0.1126	0.0826	0.0632	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101
30°	1.0309	0.4530	0.2538	0.1621	0.1125	0.0826	0.0632	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101
40°	1.0239	0.4517	0.2534	0.1620	0.1124	0.0826	0.0632	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101
50°	1.0166	0.4503	0.2529	0.1618	0.1123	0.0825	0.0632	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101
60°	1.0099	0.4489	0.2525	0.1616	0.1122	0.0825	0.0631	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101
70°	1.0046	0.4479	0.2522	0.1615	0.1122	0.0824	0.0631	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101
80°	1.0012	0.4472	0.2520	0.1614	0.1121	0.0824	0.0631	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101
90°	1.0000	0.4469	0.2519	0.1614	0.1121	0.0824	0.0631	0.0404	0.0281	0.0158	0.0101

*Resultado normalizado al valor de $G(1, 90^\circ)$.

Cuadro 14: *Error relativo entre la tasa de D_{abs} obtenida utilizando el factor de geometría definido por la integral y por aproximación de fuente lineal. Mapa en coordenadas polares.*

ang\radio [cm]	1	1.5	2	2.5	3	3.5	4	5	6	8	10
0°	0.5	0.1	0.7	3.2	0.4	0.3	1.4	2.2	1.1	1.1	2.9
5°	0.4	0.1	0.5	0.9	1.6	1.7	1.0	0.6	3.3	3.2	3.1
10°	0.8	0.5	1.3	0.3	0.1	0.3	1.9	2.9	0.6	0.9	2.4
15°	0.6	0.7	0.1	0.1	0.2	0.6	1.1	2.9	3.4	0.2	1.3
20°	0.3	0.2	0.9	0.7	2.7	0.4	1.4	1.4	2.0	3.2	1.8
30°	0.3	0.1	0.1	0.2	0.6	0.8	0.3	2.3	1.7	0.8	1.0
40°	0.2	0.3	0.5	0.9	0.5	0.6	0.6	1.8	2.2	0.1	3.6
50°	0.2	0.5	1.0	0.5	0.9	0.9	0.4	0.5	0.9	1.5	3.0
60°	0.3	0.6	0.1	1.0	0.3	1.6	1.2	0.1	0.9	1.6	3.5
70°	0.4	0.2	0.9	0.5	1.2	2.3	1.8	3.7	0.7	2.4	3.0
80°	0.7	0.3	0.5	1.5	0.6	1.1	0.7	1.0	0.8	0.2	4.9
90°	0	0.2	0.7	0.1	0.9	0.9	0.2	0.5	0.7	6.7	2.1

Del cuadro 14 se aprecia que mas del 90 % de los puntos calculados registran una diferencia menor al 1 %, por lo que es posible considerar como una buena aproximación para el cálculo de la función de geometría, el considerar la fuente como una fuente lineal. Las mayores diferencias, aunque del orden de un 2 %, se encuentran para ángulos pequeños respecto del eje de la fuente.

3.1.2 Cálculo de dosis utilizando el formalismo del TG-43

3.1.2.1 Comparación de la distribución radial de dosis para 0° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.

Como fue explicado en el *ítem* 2.2.1.2, se muestran los resultados de graficar la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y con el cálculo teórico para $\theta = 0^\circ$.

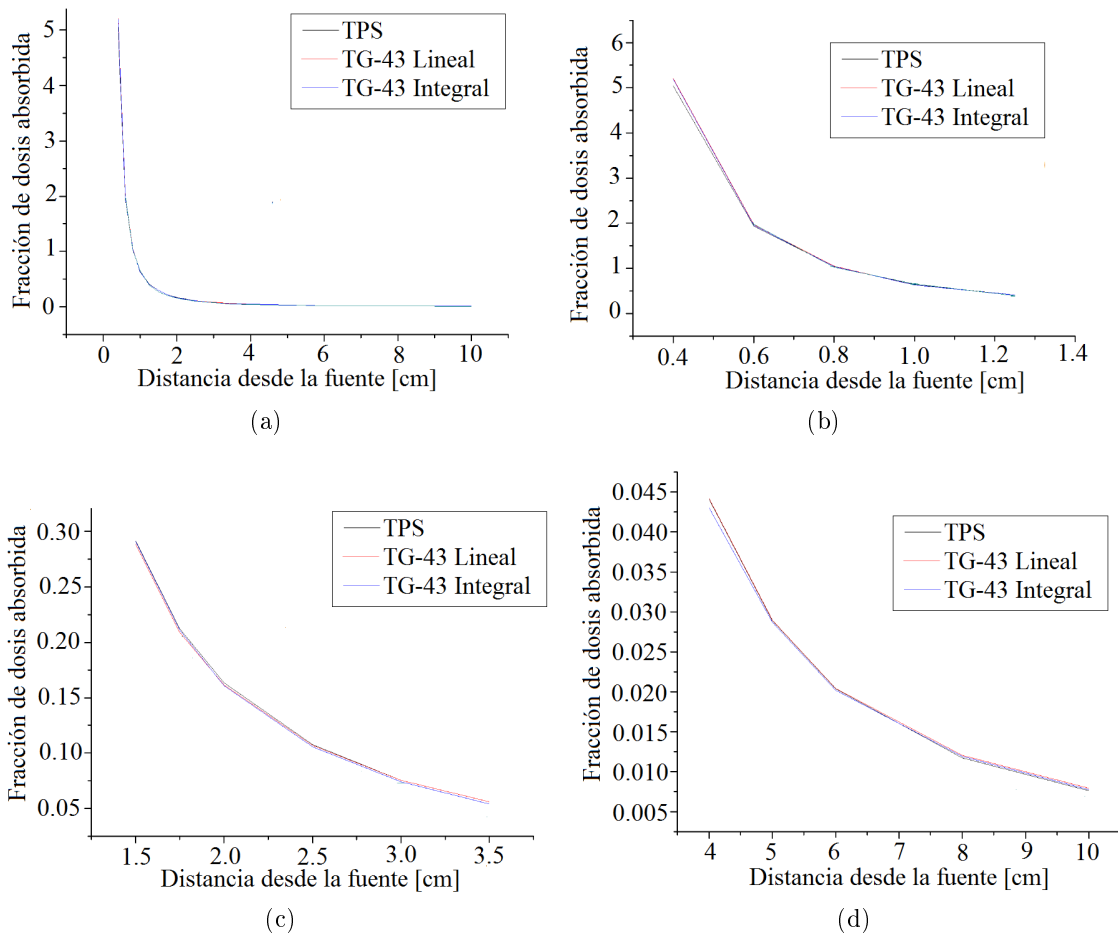


Figura 47: Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 0^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio. a) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 10 cm. b) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 1.25 cm. c) Fracción de dosis a la distancia de 1.5 a 3.5 cm. d) Fracción de dosis a la distancia de 4 a 10 cm.

Existe una diferencia menor a un $(1 \pm 3,1)\%$ entre la D_{abs} calculada por el TPS y la que se obtiene teóricamente para un ángulo de 0° . La diferencia que se observa en el

gráfico c) no es de interés clínico, debido a que está a una distancia menor a 0.6 cm de la fuente y es esperable debido a que es un punto de alto gradiente de D_{abs} .

3.1.2.2 Comparación de la distribución radial de dosis para 30° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.

Como fue explicado en el *item* 2.2.1.2, se muestran los resultados de graficar la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y con el cálculo teórico para $\theta = 30^\circ$.

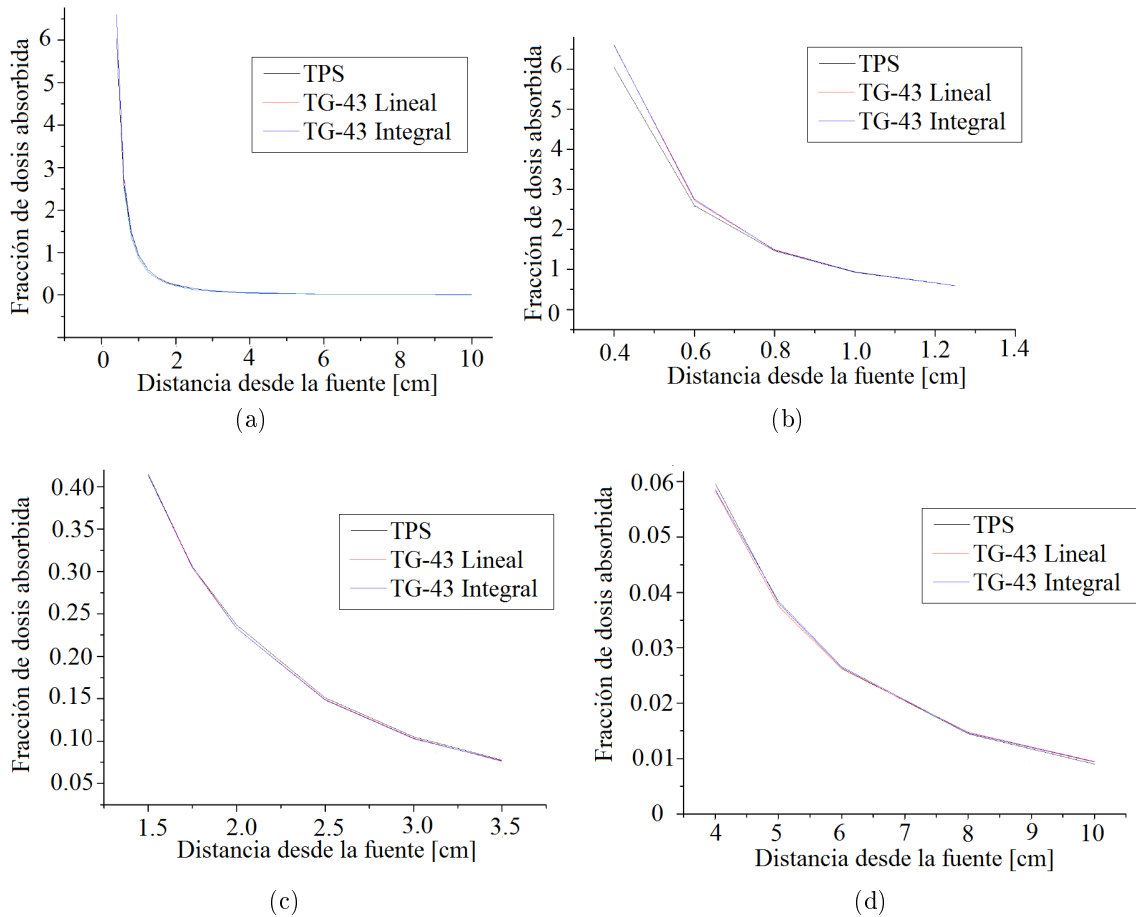


Figura 48: Comparación de la distribución de D_{abs} radial para $\theta = 30^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio. a) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 10 cm. b) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 1.25 cm. c) Fracción de dosis a la distancia de 1.5 a 3.5 cm. d) Fracción de dosis a la distancia de 4 a 10 cm.

Existe una diferencia menor a un $(1 \pm 3,1)\%$ entre la D_{abs} calculada por el TPS y

la que se obtiene teóricamente para ángulos de 30° .

3.1.2.3 Comparación de la distribución radial de dosis para 60° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.

Como fue explicado en el *item* 2.2.1.2, se muestran los resultados de graficar la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y con el cálculo teórico, para $\theta = 60^\circ$.

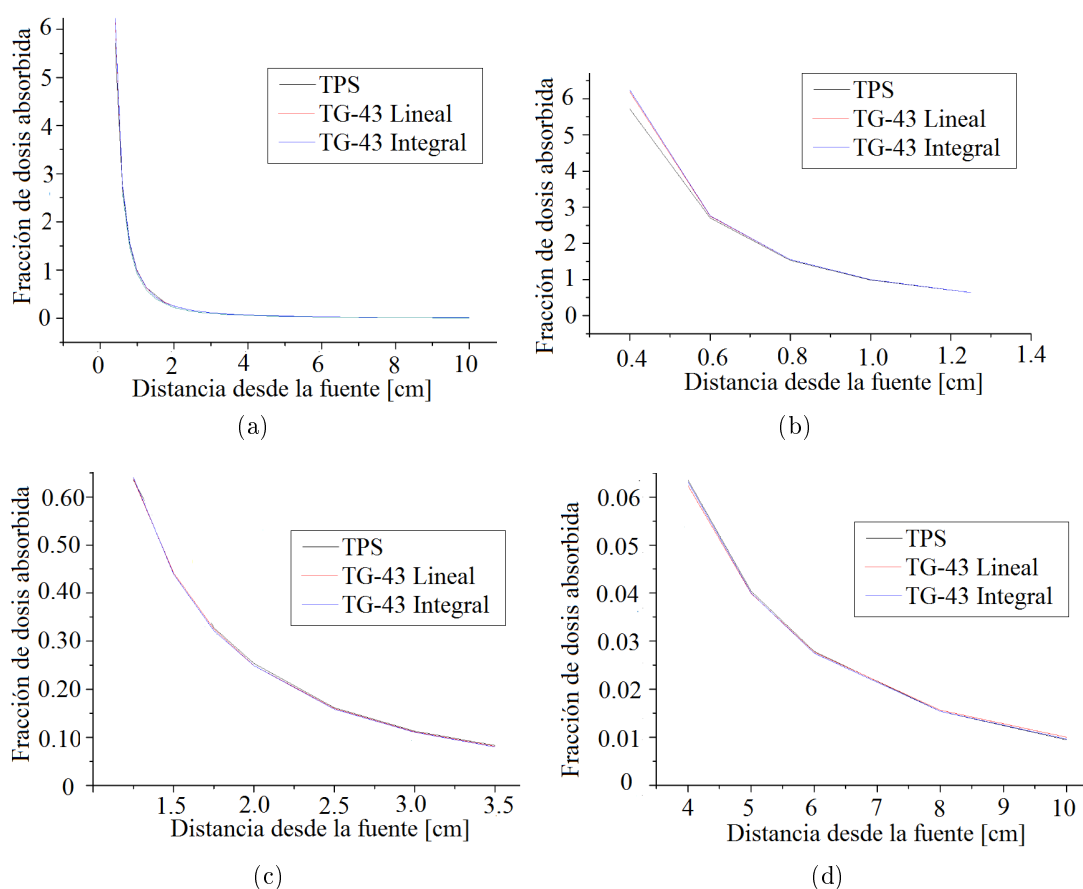


Figura 49: Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 60^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio. a) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 10 cm. b) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 1.25 cm. c) Fracción de dosis a la distancia de 1.5 a 3.5 cm. d) Fracción de dosis a la distancia de 4 a 10 cm.

Existe una diferencia menor a un $(1 \pm 3,1)\%$ entre la D_{abs} calculada por el TPS y la que se obtiene teóricamente para un ángulo de 60° . La diferencia que se observa en

el gráfico c) no es de interés clínico, debido a que está a una distancia menor a 0.6 cm de la fuente y es esperable debido a que es un punto de alto gradiente de D_{abs} .

3.1.2.4 Comparación de la distribución radial de dosis para 90° calculada con TPS y el formalismo del TG-43 en agua.

Como fue explicado en el *item* 2.2.1.2, se muestran los resultados de graficar la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y con el cálculo teórico, para $\theta = 90^\circ$.

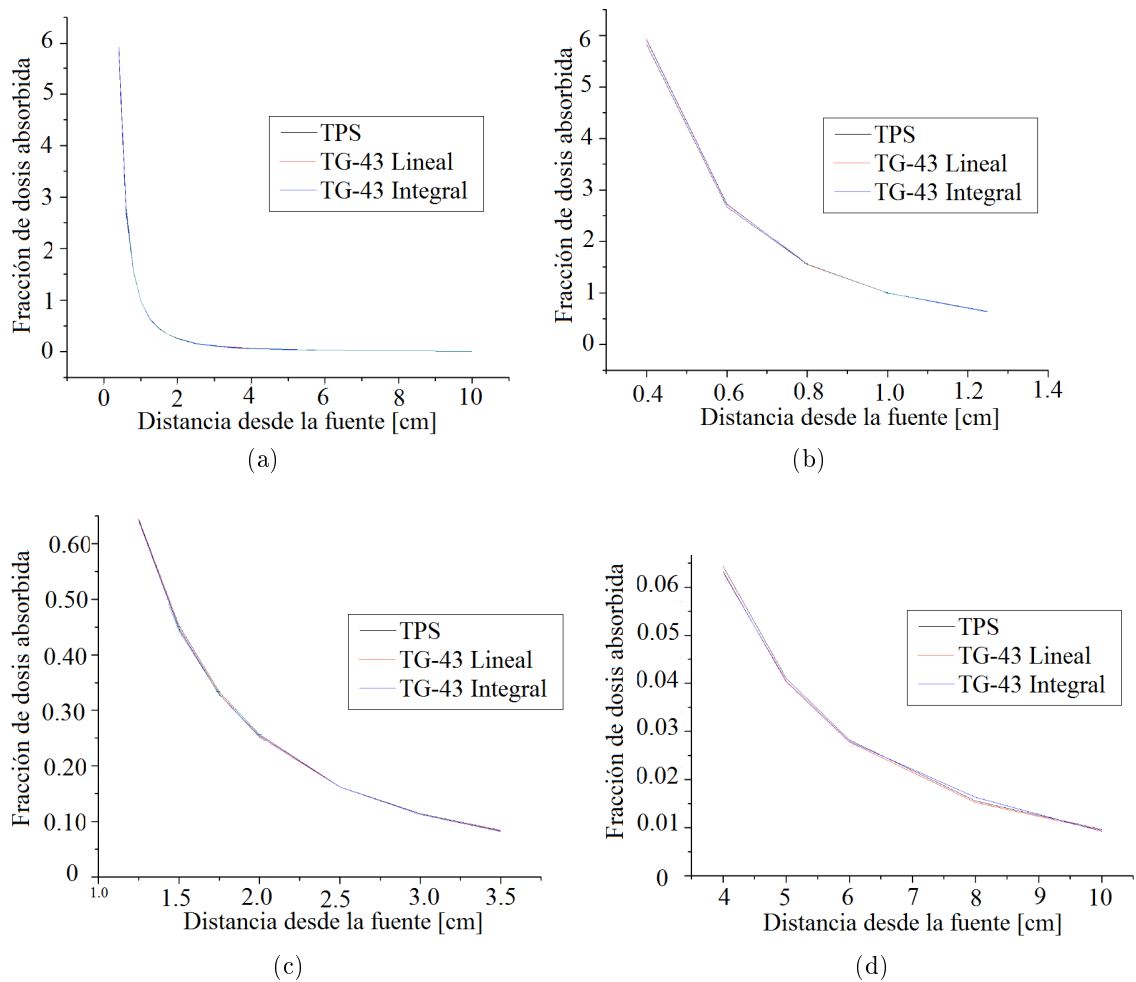


Figura 50: Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 90^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio. a) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 10 cm. b) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 1.25 cm. c) Fracción de dosis a la distancia de 1.5 a 3.5 cm. d) Fracción de dosis a la distancia de 4 a 10 cm.

Existe una diferencia menor a un $(1 \pm 3,1)\%$ entre la D_{abs} calculada por el TPS y la que se obtiene teóricamente para ángulos de 90° .

Se observa que al comparar los valores de D_{abs} alrededor de la fuente reportados por el TPS y los encontrados teóricamente, como se aprecia en los gráficos de las figuras 47 a la 50, no se presentan variaciones mayores al $(1 \pm 3,1)\%$ (la tolerancia según el ESTRO [25] y el TG-43 [28] es una variación del 2%), por lo que el TPS tiene una base de datos que coincide con los valores publicados por el TG-43 [25].

3.2 Simulación Monte Carlo

3.2.1 Estudio de parámetros de la simulación

Como fue explicado en el *item* 2.2.2.1, se muestra el resumen del resultado de la comparación de los tiempos de cálculo cuando se usan diferentes tamaños de voxel en el cuadro 15.

Cuadro 15: *Comparación de tiempo de cálculo cuando se usan diferentes tamaños del voxel.*

Parámetros	voxel 1 mm	voxel 2 mm
Física	Livermore	Livermore
Tiempo	3156.84 seg.	2779.89 seg
N° historias simuladas	10.000.000	10.000.000
Dosis a 1 cm	$3,18 \cdot 10^{-13} \pm 7.79 \%$	$3,50 \cdot 10^{-13} \pm 2.8 \%$
Dosis a 3 cm	$1,67 \cdot 10^{-14} \pm 27.0 \%$	$4,02 \cdot 10^{-14} \pm 8.2 \%$
Dosis a 5 cm	$3,58 \cdot 10^{-15} \pm 46.5 \%$	$1,58 \cdot 10^{-14} \pm 13.1 \%$
Dosis a 7 cm	$5,00 \cdot 10^{-15} \pm 56.0 \%$	$6,16 \cdot 10^{-15} \pm 16.0 \%$

Esto muestra que al disminuir el tamaño del voxel, no solo aumenta el tiempo de cálculo para la misma cantidad de historias, sino que debido a la poca fluencia de partículas que registra el contador, la incerteza estadística aumenta, por lo que se requiere una mayor cantidad de historias para disminuir esta. Esto es un tema importante a tener en cuenta a la hora de realizar la simulación, porque aumentar la resolución del contador disminuyendo su tamaño para acercarse más a un valor de D_{abs} puntual, conlleva a tiempos considerables de cálculo.

Utilizando la misma configuración geométrica del caso anterior y con un tamaño de voxel de 2 mm por lado, se realizó la simulación con los 3 modelos electromagnéticos. El resumen de los resultados de la comparación de tiempos de cálculo utilizando diferentes modelos electromagnéticos se muestra en el cuadro 16.

Cuadro 16: Comparación de los tiempo de cálculo cuando se usan diferentes modelos electromagnéticos: Livermore, Penelope y Standard.

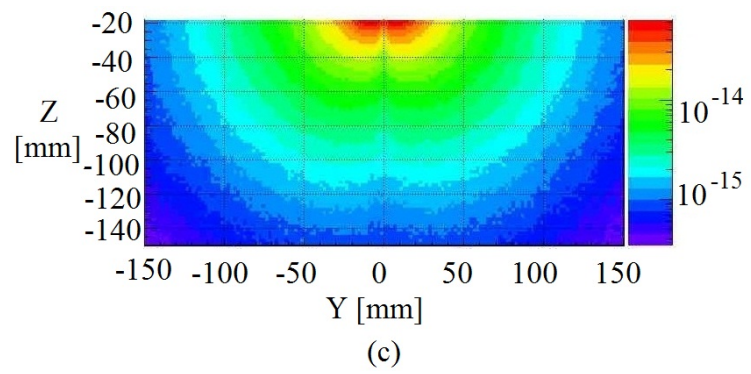
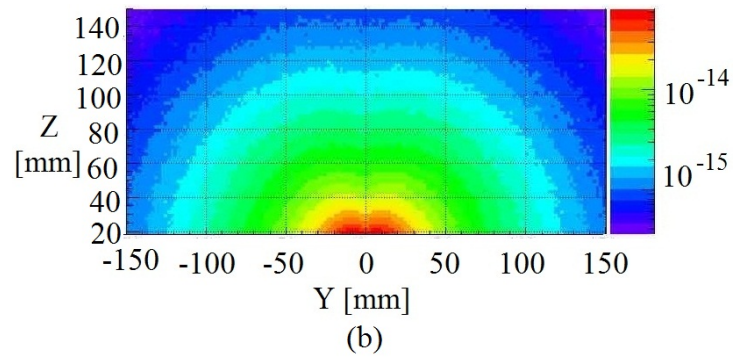
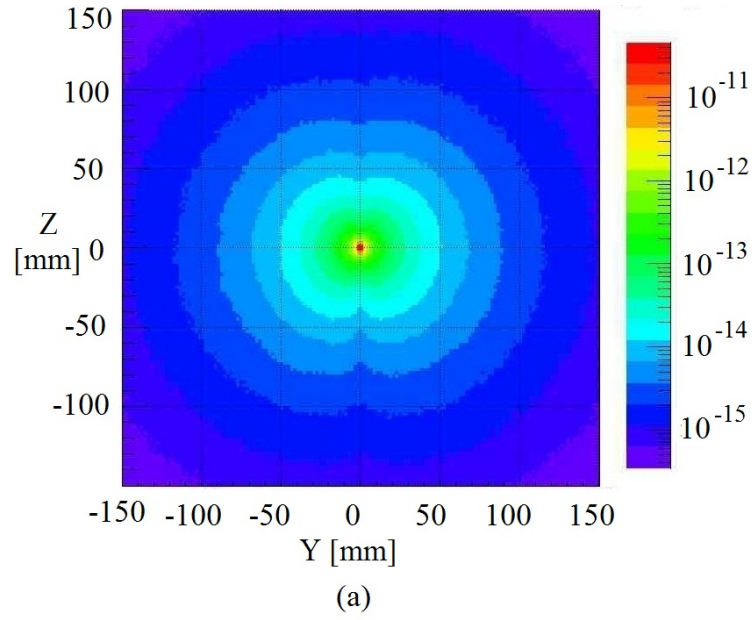
Parámetros	Livermore	Penelope	Standard
Tamaño voxel	2 mm	2 mm	2 mm
Tiempo	2779.89 seg	2026.11seg	2188.36 seg
N° historias simuladas	10.000.000	10.000.000	10.000.000
Dosis a 1 cm	$3,50 \cdot 10^{-13} \pm 2.8 \%$	$3,65 \cdot 10^{-13} \pm 2.8 \%$	$3,75 \cdot 10^{-13} \pm 2.7 \%$
Dosis a 3 cm	$4,02 \cdot 10^{-14} \pm 8.2 \%$	$3,69 \cdot 10^{-14} \pm 8.4 \%$	$3,69 \cdot 10^{-14} \pm 8.2 \%$
Dosis a 5 cm	$1,58 \cdot 10^{-14} \pm 13.1 \%$	$1,31 \cdot 10^{-14} \pm 13.3 \%$	$1,18 \cdot 10^{-14} \pm 13.1 \%$
Dosis a 7 cm	$6,16 \cdot 10^{-15} \pm 16.0 \%$	$5,76 \cdot 10^{-15} \pm 21.3 \%$	$4,82 \cdot 10^{-15} \pm 20.9 \%$

Esto indica que usar las librerías del modelo *Standard* y de Penelope disminuyen el tiempo de cálculo en mas de un 20 %, obteniéndose resultados similares para distancias menores de a 5 cm de la fuente; pero, la recomendada por la AAPM y el ESTRO es la de Livermore, por lo que si se desea realizar la simulación con las librerías del modelo *Standard* o de Penelope, también se debe realizar la simulación con la librería de Livermore, para así garantizar que se obtienen los mismos resultados, dentro de la incerteza estadística.

3.2.2 Atenuación de la dosis debido a las heterogeneidades

3.2.2.1 Fuente de ^{192}Ir en agua

Como fue explicado en el *item* 2.2.2.2 en la sección a), se muestra el resultado en la figura 51 de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus cuando está inmersa en agua.



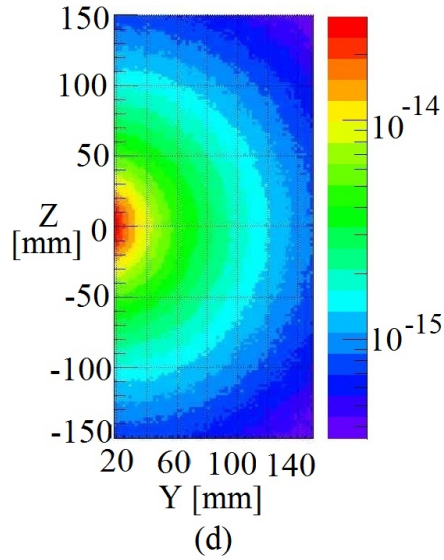


Figura 51: *Curvas de isodosis alrededor de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus en agua. a) Área completa b) Extendida en la parte superior. c) Extendida en la parte inferior. d) Extendida en la parte lateral.*

Cuadro 17: *Evaluación del índice gamma, γ , para comparar similitud entre la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y la obtenida con MC, en el caso de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir en agua, utilizando los parámetros de $\Delta d = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5\%$. El índice gamma esta dado por $\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_r, \vec{r}_e) \forall \{\vec{r}_e\}\}$.*

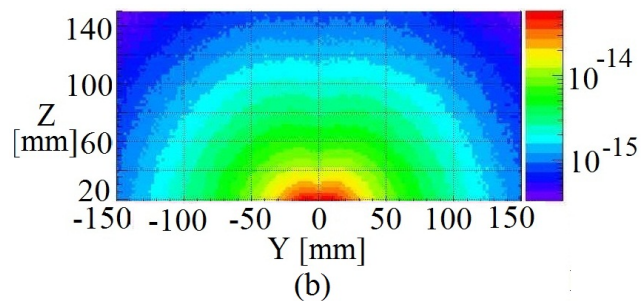
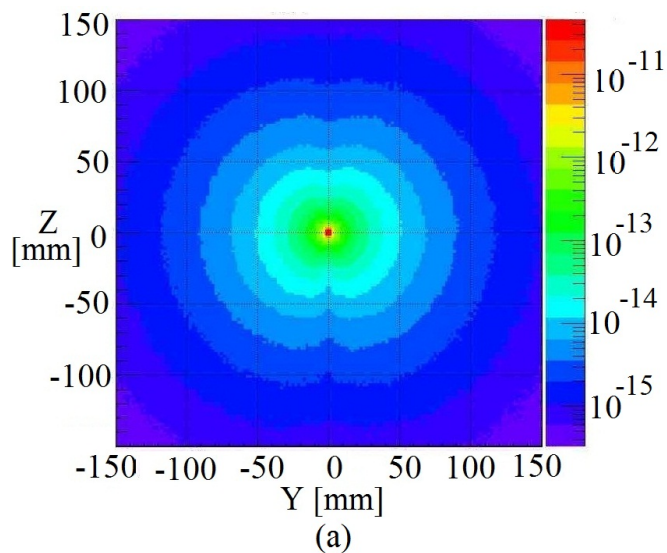
Z [cm] \ Y [cm]	2	3	4	5	6	8
2	1.09	0.81	0.19	0.53	0.27	0.67
3	0.42	0.87	0.00	0.33	0.83	0.73
4	0.46	0.50	0.31	0.80	0.43	0.70
5	0.61	0.23	0.54	0.37	0.57	0.18
6	0.65	0.99	0.66	0.04	0.89	1.00
8	0.86	0.19	1.00	0.93	0.29	X

A partir del cuadro 17, se observa que cuando se considera en los parámetros del índice gamma, γ , los valores de $\Delta d = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5\%$, existe una correspondencia del 97%, entre los valores de distribución de D_{abs} obtenidos con el TPS y MC. Resultado

que se considera aceptable, debido al alto gradiente de dosis que existe alrededor de la fuente de braquiterapia, como se menciona en trabajos similares [30, 31].

3.2.2.2 Fuente de ^{192}Ir en tejido suave (ICRU 44)

Como fue explicado en el *item* 2.2.2.2 en la sección b), se muestra el resultado de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus cuando está inmersa en tejido suave (ICRU 44) en la figura 52 y cuadro 18.



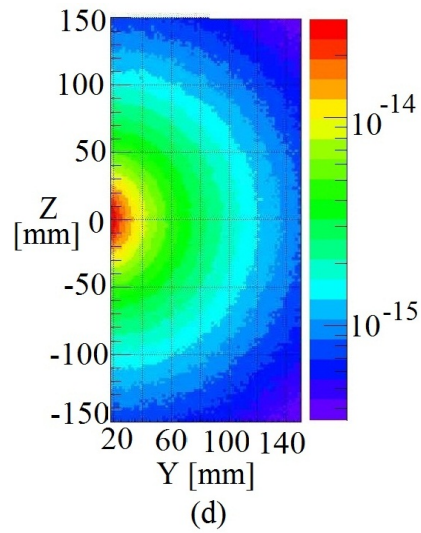
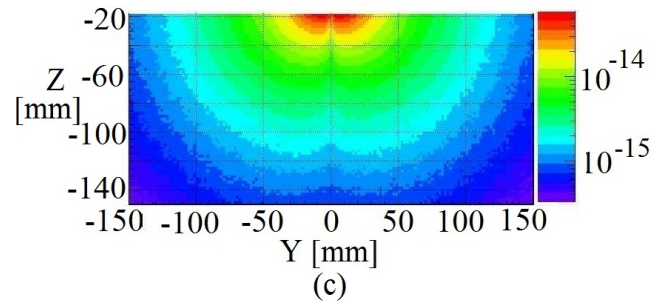


Figura 52: *Curvas de isodosis de la fuente de ^{192}Ir en tejido suave (ICRU 44). a) Área completa b) Extendida en la parte superior. c) Extendida en la parte inferior. d) Extendida en la parte lateral.*

Cuadro 18: Atenuación de la D_{abs} debido a que el medio es tejido suave (ICRU 44) y no agua, $((1 - \frac{D_{\text{medio}}}{D_{\text{agua}}}) \%)$, distancia en cm.

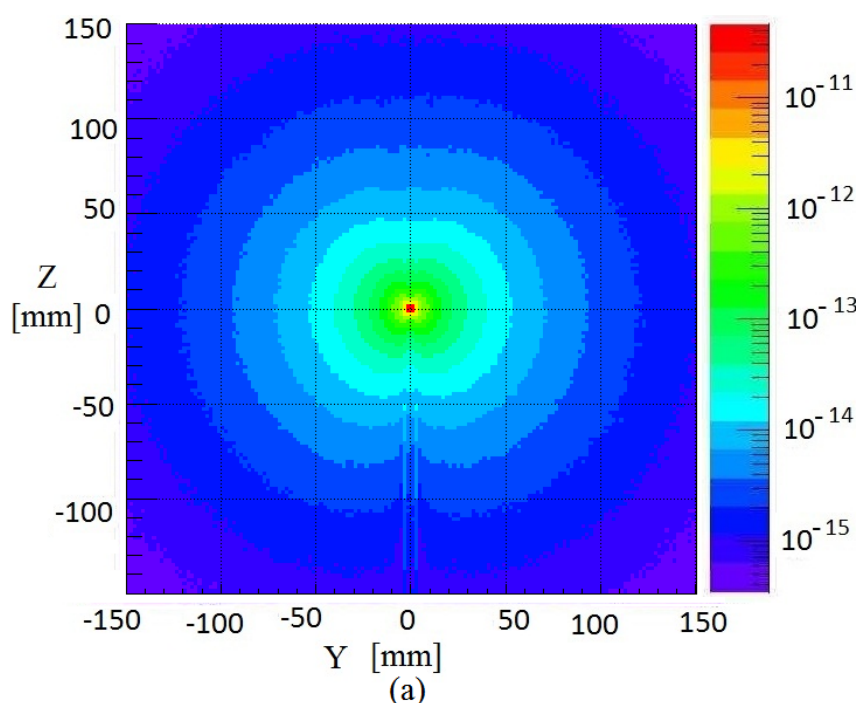
Z/V	0.1	0.9	1.9	2.9	3.9	4.9	5.9	6.9	7.9	8.9	9.9	10.9	11.9	12.9	13.9	14.9
14.9	-2.6%	3.1%	6.7%	-1.4%	0.8%	0.6%	4.5%	11.8%	-4.8%	14.5%	26.3%	14.8%	12.3%	-5.6%	-2.4%	4.7%
13.9	-6.8%	8.7%	2.8%	2.3%	-3.7%	-1.9%	3.6%	7.2%	5.7%	-1.3%	4.2%	-9.7%	5.1%	5.1%	-6.9%	-4.2%
12.9	0.9%	13.2%	1.3%	-4.2%	3.8%	6.9%	4.4%	4.4%	3.0%	6.6%	-5.6%	2.7%	0.8%	8.5%	-4.8%	-16.2%
11.9	4.2%	2.6%	8.7%	2.6%	3.3%	-1.1%	3.2%	2.2%	1.1%	2.1%	2.5%	-3.0%	3.5%	-5.7%	5.2%	9.7%
10.9	-2.4%	6.6%	3.3%	-2.1%	-4.0%	5.5%	-0.3%	-9.3%	4.7%	-2.2%	0.4%	8.8%	7.5%	-8.1%	5.9%	-11.1%
9.9	-1.4%	3.7%	1.2%	4.9%	0.8%	5.1%	-1.9%	3.5%	-4.4%	5.9%	4.1%	6.7%	-7.0%	7.5%	0.4%	4.9%
8.9	0.6%	6.1%	-3.7%	-1.1%	-1.4%	-8.6%	4.3%	8.2%	-0.5%	-1.8%	-0.5%	2.4%	0.7%	11.1%	0.1%	1.0%
7.9	0.5%	-3.1%	-0.1%	5.4%	-0.7%	-5.8%	2.3%	2.1%	3.3%	1.0%	3.6%	7.9%	-3.3%	-1.6%	-2.9%	7.3%
6.9	-1.5%	-0.5%	0.9%	-1.0%	3.4%	-3.6%	3.5%	7.3%	7.3%	-0.1%	0.4%	-2.4%	-4.6%	14.0%	7.8%	-0.1%
5.9	-2.1%	2.0%	8.2%	-0.3%	2.1%	2.1%	1.8%	0.5%	-0.3%	2.6%	6.4%	-2.0%	5.4%	-1.2%	4.2%	-0.9%
4.9	-1.7%	1.8%	2.1%	2.1%	1.9%	1.1%	4.9%	4.2%	3.2%	3.0%	0.6%	-2.1%	-3.5%	5.3%	3.3%	-6.5%
3.9	-3.0%	0.4%	1.8%	3.3%	-2.6%	-3.3%	-0.2%	3.2%	6.5%	1.9%	-1.4%	-1.3%	0.6%	0.9%	3.6%	3.5%
2.9	2.1%	0.7%	2.1%	1.9%	-0.4%	0.0%	0.1%	1.4%	-3.7%	0.4%	0.1%	7.0%	7.0%	3.8%	6.9%	7.6%
1.9	-0.5%	-0.2%	0.4%	2.4%	0.5%	-1.9%	2.4%	-2.3%	4.0%	2.0%	5.7%	1.9%	-0.6%	-0.7%	5.7%	1.9%
0.9	1.1%	0.3%	0.6%	-1.5%	2.3%	-1.5%	2.0%	4.1%	4.3%	-3.1%	-2.1%	0.1%	3.5%	-3.2%	4.0%	-4.0%
0.1	X	0.5%	1.4%	-0.5%	-0.9%	1.8%	2.3%	-1.3%	6.9%	1.4%	2.5%	6.2%	-6.2%	6.5%	1.9%	-10.5%
-0.1	X	0.8%	2.1%	-0.5%	-1.1%	-0.8%	4.5%	0.6%	6.3%	-1.8%	-1.4%	4.1%	-1.6%	1.5%	10.0%	6.2%
-0.9	0.0%	1.2%	1.5%	2.7%	2.6%	-2.5%	1.3%	2.5%	-2.3%	6.2%	-2.9%	-1.7%	3.1%	3.0%	-10.9%	-5.0%
-1.9	0.5%	-1.2%	-0.2%	-0.4%	-1.1%	-2.7%	4.8%	-3.4%	-1.7%	4.4%	1.2%	-2.8%	4.3%	2.9%	1.1%	15.2%
-2.9	0.4%	1.4%	-1.6%	-2.1%	0.4%	4.4%	-1.0%	0.1%	2.0%	3.1%	0.4%	-5.2%	-1.3%	2.1%	0.5%	6.3%
-3.9	2.1%	-1.7%	3.6%	1.5%	2.6%	3.0%	1.0%	-0.2%	6.6%	-0.2%	5.6%	6.9%	4.1%	6.7%	-7.0%	0.4%
-4.9	0.0%	2.4%	2.4%	-2.1%	-1.1%	1.6%	-1.1%	-1.9%	1.6%	-0.2%	2.5%	-3.3%	-6.7%	-7.8%	-6.0%	0.6%
-5.9	-1.1%	-4.1%	1.8%	1.2%	3.5%	-1.0%	-3.0%	1.4%	-2.4%	-0.8%	3.9%	5.4%	-1.2%	-2.5%	4.6%	-2.8%
-6.9	3.1%	3.1%	2.0%	5.7%	-4.3%	1.0%	-1.4%	-4.9%	-1.2%	-1.5%	0.4%	3.1%	0.8%	-2.3%	-7.5%	0.6%
-7.9	3.4%	-2.7%	0.5%	-0.9%	0.3%	4.4%	-2.4%	2.1%	7.3%	5.2%	-2.5%	-6.4%	4.9%	4.8%	-5.4%	-7.4%
-8.9	-6.2%	2.8%	5.9%	-2.1%	-1.8%	4.9%	-2.9%	1.8%	3.0%	9.0%	11.6%	-4.7%	5.7%	-6.2%	0.8%	5.9%
-9.9	0.8%	-1.5%	6.4%	3.0%	-7.2%	-3.4%	2.8%	2.9%	1.7%	11.3%	0.6%	-3.6%	15.0%	4.8%	9.5%	-1.7%
-10.9	0.2%	1.2%	0.4%	3.1%	2.8%	0.8%	6.2%	-3.9%	-7.3%	2.3%	-1.1%	-7.5%	17.1%	14.8%	-8.3%	11.5%
-11.9	7.7%	-13.0%	-6.7%	-3.3%	9.1%	3.1%	7.1%	3.2%	5.6%	9.7%	-6.1%	4.3%	1.1%	-2.4%	11.7%	-25.4%
-12.9	2.7%	-5.7%	1.0%	1.9%	4.7%	-7.1%	6.0%	-1.1%	1.0%	0.6%	-7.3%	7.3%	-5.2%	10.1%	4.7%	4.4%
-13.9	-0.7%	7.1%	0.4%	-8.5%	6.5%	6.0%	10.2%	3.6%	1.7%	-0.5%	1.6%	-3.9%	6.4%	9.1%	10.0%	-15.4%
-14.9	6.3%	11.2%	3.9%	1.3%	-2.3%	-4.5%	-1.3%	4.2%	8.3%	4.8%	0.0%	-8.9%	0.1%	4.3%	-12.4%	7.4%

de -5% a 5% de 5% a 10% de -10% a -5%

A partir del cuadro 18 se obtiene que el 100 % de los voxeles que están en el cuadrante de (0,-5), (5,-5), (5,5) y (0,5) están en un valor entre -5 % y 5 % (el 58 % de los voxeles está entre 0 % y 3 %), valor que se reduce a 82 % (el 54 % de los voxeles está entre 0 % y 3 %) en el cuadrante (0,-10), (10,-10), (10,10) y (0,10) (descontando el cuadrante anterior), esta disminución se explica debido a que aumenta la incerteza estadística en esta zona por estar mas lejos la fuente. Dentro de la incerteza, debido a la resolución que se tiene por el tamaño del voxel, se infiere que es equivalente el considerar el medio que rodea a la fuente como agua o como tejido suave, resultado que coincide con el reportado por Melhus y Rivard [5].

3.2.2.3 Fuente de ^{192}Ir al interior del *tandem* (parte delgada) y el medio es tejido suave (ICRU 44)

Como fue explicado en el *item* 2.2.2.2 en la sección c), se muestra el resultado en la figura 53 y cuadro 19 de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus cuando está al interior del *tandem*, en su parte delgada y el medio es tejido suave (ICRU 44)



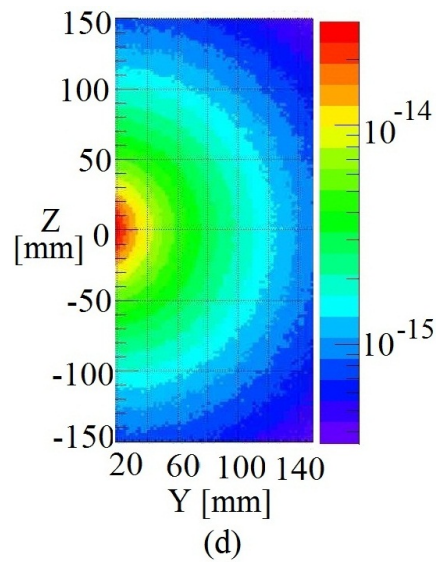
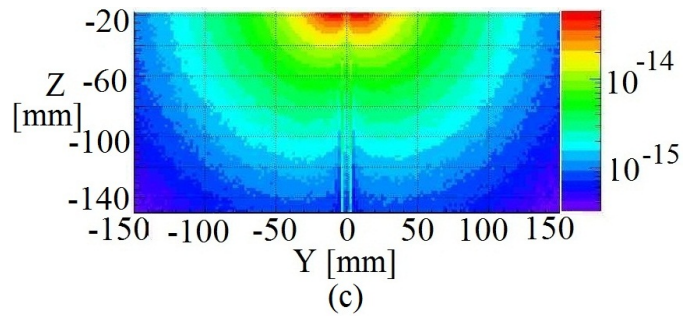
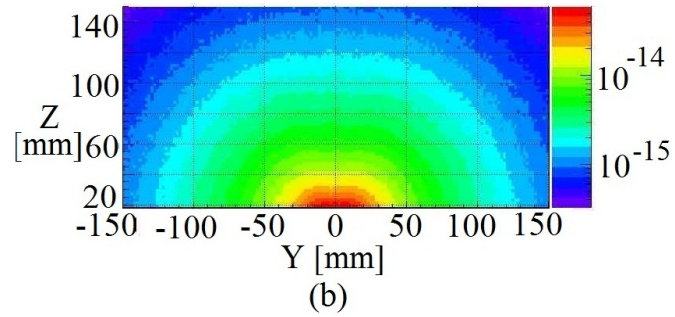


Figura 53: *Curvas de isodosis cuando la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus está al interior del tandem, en su parte delgada y el medio es tejido suave (ICRU 44). a) Área completa b) Extendida en la parte superior. c) Extendida en la parte inferior. d) Extendida en la parte lateral.*

Cuadro 19: Atenuación de la D_{abs} debido a que la fuente está al interior de la parte delgada del tandem y el medio es tejido suave (ICRU 44), $((1 - \frac{D_{medio}}{D_{agua}}) \%)$. Distancia en cm.

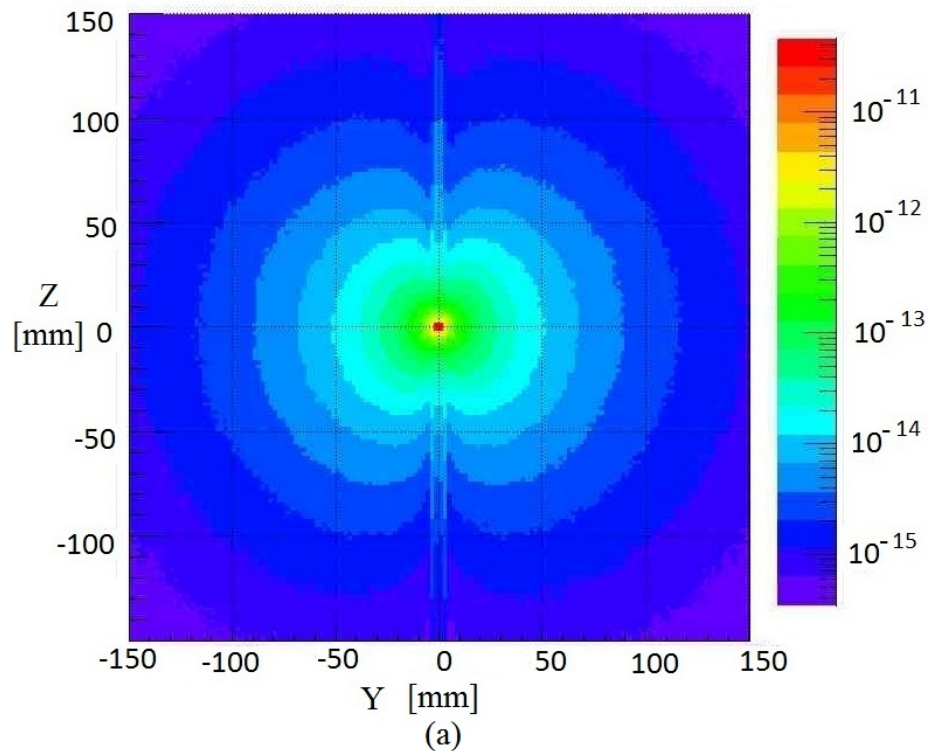
Z\Y	0.1	0.9	1.9	2.9	3.9	4.9	5.9	6.9	7.9	8.9	9.9	10.9	11.9	12.9	13.9	14.9
14.9	-6.3%	0.6%	6.0%	-1.6%	7.8%	9.7%	10.8%	9.8%	-7.1%	9.6%	15.4%	11.7%	4.7%	2.7%	2.7%	8.5%
13.9	-8.9%	-1.9%	4.4%	5.7%	7.0%	0.5%	-1.4%	7.0%	-0.2%	-0.8%	7.5%	6.4%	5.5%	-12.0%	-10.2%	-7.3%
12.9	1.3%	7.2%	17.0%	1.7%	8.3%	0.8%	3.8%	4.1%	-8.5%	6.8%	3.0%	-0.9%	12.5%	3.3%	10.6%	-9.9%
11.9	0.7%	0.0%	3.7%	0.1%	4.6%	2.9%	1.3%	8.8%	7.7%	-2.2%	-4.1%	0.1%	-5.3%	2.2%	2.3%	4.6%
10.9	-2.0%	10.4%	0.5%	-5.5%	-0.2%	7.6%	-0.2%	-4.5%	3.4%	2.0%	-8.4%	-1.9%	7.1%	-0.7%	3.3%	-2.3%
9.9	-9.5%	3.2%	4.3%	5.2%	-0.7%	0.9%	2.2%	4.9%	-0.9%	-2.9%	-0.6%	5.8%	4.9%	-2.5%	3.7%	-2.7%
8.9	-4.2%	5.4%	1.4%	-0.1%	3.6%	-6.7%	-1.1%	4.5%	6.5%	6.1%	6.0%	-1.8%	3.6%	3.8%	6.5%	4.4%
7.9	-3.5%	4.3%	6.0%	0.1%	3.0%	-4.2%	6.4%	8.4%	0.1%	-1.5%	-0.4%	8.2%	-0.1%	-5.3%	-0.8%	8.7%
6.9	-5.3%	3.7%	-0.3%	4.2%	8.0%	-2.5%	4.5%	2.2%	-6.8%	1.1%	8.9%	-14.7%	-0.3%	7.3%	10.1%	6.2%
5.9	-4.9%	8.7%	8.9%	-0.1%	2.7%	4.7%	2.1%	8.3%	0.1%	-4.2%	4.1%	-3.9%	6.5%	1.1%	5.1%	-0.2%
4.9	-4.9%	4.6%	4.7%	3.3%	2.0%	2.6%	7.1%	0.1%	3.6%	2.8%	1.1%	0.6%	4.0%	8.5%	7.7%	-7.7%
3.9	-9.8%	4.7%	1.1%	3.8%	-1.1%	-0.3%	1.5%	7.0%	10.5%	2.1%	-2.6%	7.2%	3.3%	0.1%	-2.3%	6.2%
2.9	-11.4%	2.9%	3.0%	3.9%	1.1%	1.2%	-1.9%	4.9%	1.4%	-1.1%	-1.9%	0.5%	1.2%	-6.0%	-0.7%	7.0%
1.9	x	2.2%	1.8%	3.1%	-0.2%	2.5%	2.0%	0.7%	2.7%	2.3%	2.4%	4.1%	-2.4%	10.8%	7.8%	9.4%
0.9	x	1.6%	2.3%	-0.4%	1.6%	1.8%	3.2%	2.2%	8.2%	-2.8%	2.7%	-1.0%	3.5%	6.7%	11.6%	3.1%
0.1	x	0.9%	0.9%	1.2%	-0.3%	1.4%	2.3%	2.1%	7.7%	-4.5%	5.0%	5.0%	-5.8%	-1.9%	-0.5%	-9.0%
-0.1	x	0.9%	2.0%	0.3%	-1.5%	0.8%	1.4%	2.4%	5.1%	1.4%	2.4%	4.7%	7.1%	0.8%	7.7%	3.8%
-0.9	x	1.3%	1.4%	2.5%	3.0%	0.5%	-0.7%	2.9%	4.1%	0.9%	-1.0%	2.6%	3.1%	-3.7%	0.2%	0.5%
-1.9	x	2.4%	1.8%	-0.6%	-1.3%	-1.2%	1.8%	-2.7%	1.0%	3.9%	4.1%	-2.0%	2.3%	1.0%	0.9%	6.0%
-2.9	x	4.9%	-0.3%	1.0%	3.8%	8.0%	0.3%	-0.3%	6.2%	2.4%	-2.2%	-4.3%	-0.2%	5.2%	5.1%	5.6%
-3.9	x	2.6%	3.2%	4.2%	3.9%	7.1%	2.4%	1.6%	2.9%	-2.3%	7.5%	7.7%	1.5%	4.1%	-1.8%	4.1%
-4.9	x	2.8%	5.9%	2.9%	-4.6%	0.2%	-2.0%	-1.7%	8.8%	-3.9%	-0.9%	2.8%	-2.1%	-2.3%	2.6%	-2.2%
-5.9	x	6.2%	1.6%	-2.8%	3.4%	1.5%	-3.2%	-1.7%	-1.8%	3.8%	-1.2%	-0.1%	-5.2%	2.8%	5.2%	-11.4%
-6.9	x	10.9%	4.3%	8.7%	-1.5%	-1.4%	4.2%	-2.3%	-0.5%	1.4%	7.0%	-0.4%	7.4%	-11.7%	0.5%	6.9%
-7.9	x	11.5%	1.9%	6.2%	3.3%	1.1%	-3.5%	3.8%	5.4%	8.6%	5.2%	-10.6%	10.8%	-0.6%	1.0%	4.6%
-8.9	x	5.3%	10.1%	-2.0%	-0.3%	4.6%	1.1%	2.7%	1.2%	15.7%	5.3%	0.2%	6.6%	8.7%	-0.7%	1.3%
-9.9	x	11.5%	7.7%	1.5%	-2.5%	3.4%	7.8%	7.9%	4.9%	9.2%	12.6%	-2.2%	11.1%	5.8%	7.5%	-5.9%
-10.9	x	11.4%	1.4%	4.0%	5.9%	8.8%	7.0%	7.0%	3.4%	-4.5%	1.7%	-4.9%	9.6%	15.5%	-5.8%	2.9%
-11.9	x	6.8%	0.9%	0.9%	8.6%	1.1%	12.0%	6.0%	6.2%	9.2%	1.4%	2.3%	-5.9%	1.8%	5.2%	-10.3%
-12.9	x	11.0%	-4.2%	2.6%	-0.1%	-2.9%	-1.1%	-4.0%	5.5%	-1.2%	-0.4%	4.5%	-1.0%	19.1%	2.4%	4.9%
-13.9	x	20.1%	11.3%	-0.9%	8.4%	6.3%	9.0%	7.6%	13.8%	-2.4%	2.5%	-1.2%	5.0%	11.9%	15.5%	-3.4%
-14.9	x	19.9%	18.7%	1.7%	-0.8%	1.9%	4.5%	10.4%	0.2%	7.0%	-4.0%	-0.7%	-5.3%	6.9%	-10.0%	-0.6%

de -10% a -5% de -5% a 0% de 0% a 5% de 5% a 10%

En el caso del cuadro 19 se obtiene que el 73 % de los voxeles que están en el cuadrante de (0,-5), (5,-5), (5,5) y (0,5) están en un valor entre 0 % y 5 %, valor que se reduce a 45 % en el cuadrante (0,-10), (10,-10), (10,10) y (0,10) (descontando el cuadrante anterior). Dentro de la incerteza, debido a la resolución que se tiene por el tamaño del voxel, se infiere que existe una atenuación generada por el *tandem* en su parte delgada, que probablemente esté en un orden entre 0 % y 5 %. Resultado dentro del orden reportado en la guía práctica para el control de calidad a los equipos de braquiterapia del ESTRO [25].

3.2.2.4 Fuente de ^{192}Ir al interior del *tandem* (parte gruesa) y el medio es tejido suave (ICRU 44)

Como fue explicado en el *item* 2.2.2.2 en la sección d), se muestra el resultado en la figura 54 y cuadro 20 de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus cuando está al interior del *tandem*, en su parte gruesa y el medio es tejido suave (ICRU 44).



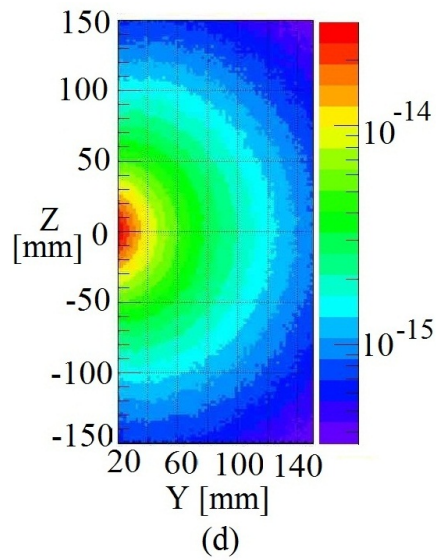
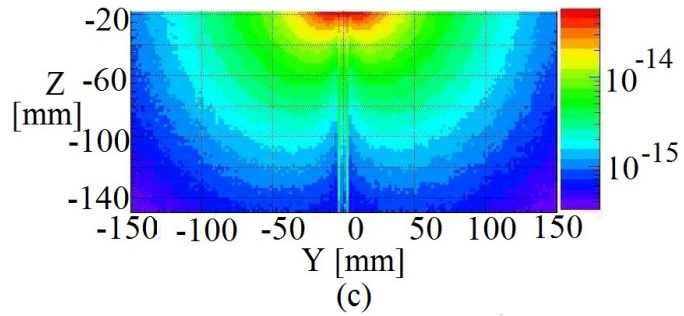
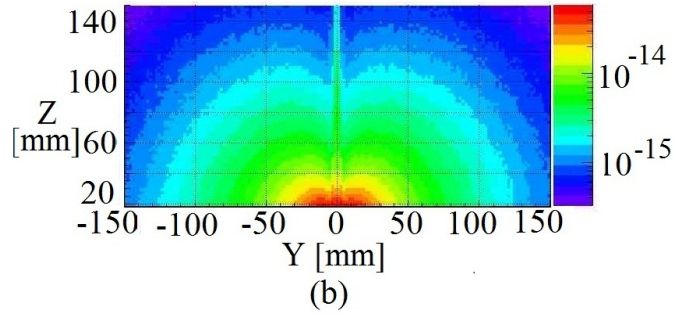


Figura 54: *Curvas de isodosis de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus cuando está al interior del tandem, en su parte gruesa y el medio es tejido suave (ICRU 44). a) Área completa b) Extendida en la parte superior. c) Extendida en la parte inferior. d) Extendida en la parte lateral.*

Cuadro 20: Atenuación de la D_{abs} debido a que la fuente está al interior del tandem, en su parte gruesa y el medio es tejido suave (ICRU 44), $((1 - \frac{D_{\text{medio}}}{D_{\text{agua}}}) \%)$. La distancia está en cm.

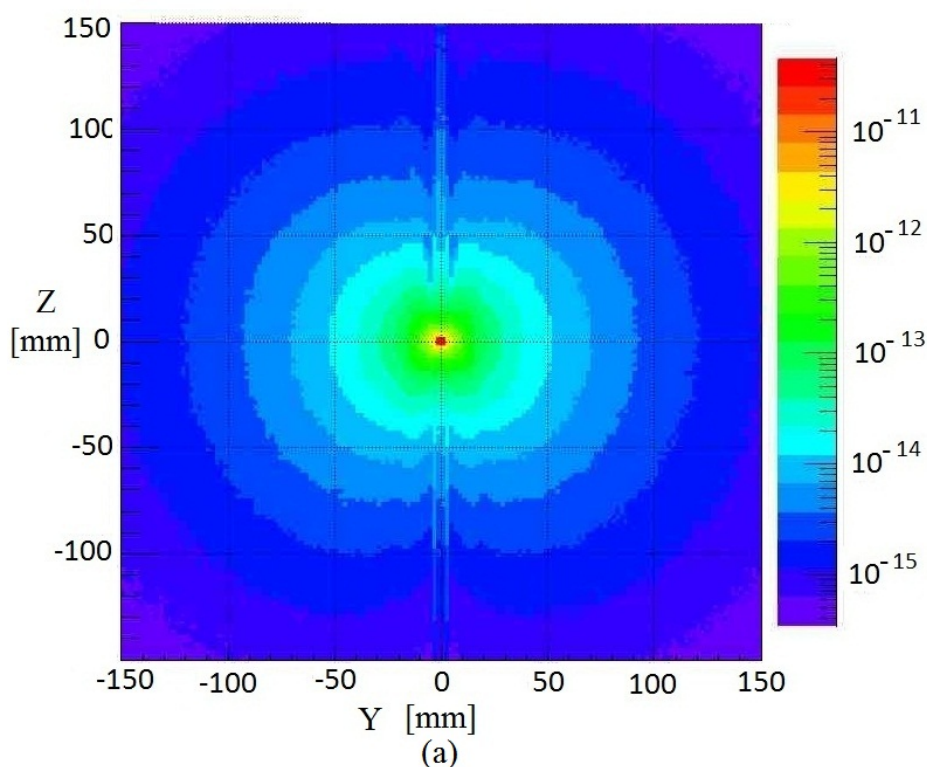
Z\Y	0.1	0.9	1.9	2.9	3.9	4.9	5.9	6.9	7.9	8.9	9.9	10.9	11.9	12.9	13.9	14.9
14.9	X	25.9%	27.1%	17.4%	13.7%	22.2%	17.2%	15.6%	6.8%	22.4%	27.6%	21.5%	16.8%	7.2%	-4.3%	12.7%
13.9	X	31.2%	22.9%	20.8%	9.1%	10.8%	13.4%	17.2%	14.0%	-0.6%	4.2%	-4.1%	-2.3%	13.5%	14.3%	21.9%
12.9	X	35.8%	24.3%	14.7%	23.0%	22.0%	12.4%	13.4%	8.4%	16.5%	7.2%	13.3%	3.9%	17.4%	11.9%	4.9%
11.9	X	38.4%	24.3%	16.0%	15.1%	14.4%	26.9%	16.2%	8.2%	9.1%	5.3%	9.1%	6.2%	19.5%	8.9%	12.7%
10.9	X	36.0%	19.4%	11.9%	9.2%	20.8%	7.3%	-3.0%	9.5%	8.9%	7.7%	7.5%	6.9%	3.2%	6.0%	1.0%
9.9	X	29.5%	26.3%	16.9%	11.6%	10.7%	6.1%	12.3%	9.0%	8.7%	10.4%	9.6%	6.0%	12.1%	8.9%	13.7%
8.9	X	35.2%	23.1%	13.9%	13.6%	8.5%	10.1%	17.2%	8.8%	9.8%	7.2%	8.5%	4.2%	10.9%	12.9%	10.9%
7.9	X	32.9%	20.9%	21.5%	14.9%	9.8%	13.5%	12.1%	8.7%	7.0%	11.1%	7.6%	3.6%	6.4%	15.1%	14.2%
6.9	X	32.2%	17.9%	15.0%	17.4%	10.7%	15.2%	11.0%	-0.6%	5.1%	11.0%	-1.5%	8.3%	9.3%	9.3%	5.9%
5.9	X	31.8%	20.3%	14.8%	8.6%	11.9%	10.1%	7.0%	7.5%	10.5%	10.8%	11.7%	1.4%	5.1%	13.9%	7.0%
4.9	X	29.8%	15.9%	11.8%	9.3%	8.1%	8.9%	15.9%	9.3%	10.0%	5.2%	8.9%	12.2%	13.6%	12.5%	-5.7%
3.9	X	24.3%	15.1%	10.3%	5.9%	4.8%	5.7%	8.5%	10.8%	10.3%	6.3%	12.5%	8.4%	9.7%	5.3%	11.1%
2.9	X	19.8%	11.9%	8.3%	7.7%	8.7%	4.4%	5.1%	8.9%	-0.3%	9.6%	9.2%	14.1%	6.3%	7.0%	7.0%
1.9	X	14.3%	8.0%	8.3%	5.3%	4.2%	7.3%	4.3%	6.1%	2.2%	6.1%	6.2%	7.9%	10.9%	9.5%	5.3%
0.9	X	8.8%	5.7%	2.8%	3.5%	4.1%	7.4%	7.5%	10.9%	4.2%	6.0%	5.5%	10.6%	1.4%	1.2%	7.7%
0.1	X	5.0%	4.6%	5.1%	3.7%	6.0%	6.7%	7.9%	8.3%	5.3%	3.1%	8.6%	-3.2%	15.8%	5.6%	-6.5%
-0.1	X	5.5%	6.3%	4.3%	4.7%	4.7%	3.7%	4.5%	10.1%	7.1%	-2.2%	5.2%	10.7%	8.9%	10.8%	8.9%
-0.9	X	5.9%	5.4%	5.4%	7.8%	5.4%	7.5%	5.8%	2.2%	8.8%	0.7%	5.9%	10.5%	3.2%	1.8%	3.0%
-1.9	X	12.3%	7.5%	5.2%	4.8%	3.8%	7.4%	3.2%	2.8%	8.5%	2.2%	-0.2%	13.6%	6.8%	2.9%	19.2%
-2.9	X	18.7%	9.1%	7.4%	8.8%	9.7%	5.0%	5.1%	9.9%	4.1%	7.3%	2.5%	8.1%	4.2%	9.9%	3.2%
-3.9	X	24.1%	13.7%	11.5%	7.4%	9.7%	3.4%	5.8%	12.9%	8.9%	7.7%	13.7%	5.7%	9.0%	-3.0%	9.5%
-4.9	X	28.0%	19.4%	13.2%	3.5%	6.0%	4.1%	3.5%	11.8%	0.1%	5.6%	6.6%	7.4%	1.9%	-0.8%	-2.9%
-5.9	X	28.5%	19.6%	12.2%	10.1%	7.6%	1.0%	13.0%	5.1%	1.5%	7.6%	10.8%	-5.2%	3.1%	16.5%	13.5%
-6.9	X	34.6%	20.0%	14.7%	4.2%	3.8%	9.2%	5.8%	1.2%	9.7%	8.5%	7.7%	-2.6%	3.9%	-2.1%	6.0%
-7.9	X	35.5%	20.9%	15.9%	10.5%	5.8%	5.8%	7.3%	6.9%	9.1%	3.9%	-1.1%	10.3%	10.1%	11.3%	0.8%
-8.9	X	37.8%	25.0%	11.7%	12.7%	16.0%	7.7%	10.6%	6.4%	15.8%	11.6%	13.6%	10.4%	7.0%	15.2%	7.2%
-9.9	X	36.3%	19.5%	19.7%	15.6%	16.0%	15.2%	10.4%	13.3%	11.4%	12.2%	0.4%	25.2%	7.5%	3.6%	4.1%
-10.9	X	30.7%	23.2%	22.6%	17.1%	17.0%	21.9%	8.1%	8.6%	11.0%	10.7%	-8.7%	24.5%	19.3%	8.3%	9.7%
-11.9	X	26.3%	24.5%	16.5%	22.0%	15.4%	13.4%	13.3%	10.3%	18.4%	4.6%	21.6%	3.8%	4.1%	6.1%	2.6%
-12.9	X	31.6%	19.3%	14.9%	14.0%	3.9%	8.2%	7.1%	13.3%	1.7%	-0.2%	19.5%	0.3%	19.9%	8.1%	8.0%
-13.9	X	41.7%	27.2%	19.9%	18.9%	16.4%	18.8%	17.8%	14.3%	14.9%	7.4%	3.5%	14.9%	23.7%	23.2%	-8.1%
-14.9	X	37.6%	25.7%	13.5%	9.5%	13.5%	17.5%	16.3%	11.7%	13.5%	6.7%	15.9%	0.5%	2.0%	-13.7%	10.9%

de 0% a 10%	de 10% a 20%	> 20%
-------------	--------------	-------

Al analizar el cuadro 20 se observa mas marcado el efecto de atenuación del *tandem* grueso, el que depende de la cantidad de acero que tenga que atravesar la radiación. Entre 0° y 55° respecto del eje transversal de la fuente, la atenuación está entre 0 % y 10 %, entre 55° y 79° la atenuación está entre 10 % y 20 % y para ángulos entre 79° y 90° , la atenuación está entre 20 % y 30 %, resultado dentro del orden reportado en la guía práctica para el control de calidad a los equipos de braquiterapia del ESTRO [25].

3.2.2.5 Fuente de ^{192}Ir al interior del *tandem*, en su parte gruesa. El *tandem* está al interior del aplicador vaginal. El medio es tejido suave (ICRU 44)

Como fue explicado en el *item* 2.2.2.2 en la sección e), se muestra el resultado en la figura 55 y cuadro 21 de la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus cuando está inmersa en tejido suave (ICRU 44), la fuente de ^{192}Ir al interior del *tandem*, en su parte gruesa, además, el *tandem* está al interior del aplicador vaginal. El medio es tejido suave (ICRU 44) .



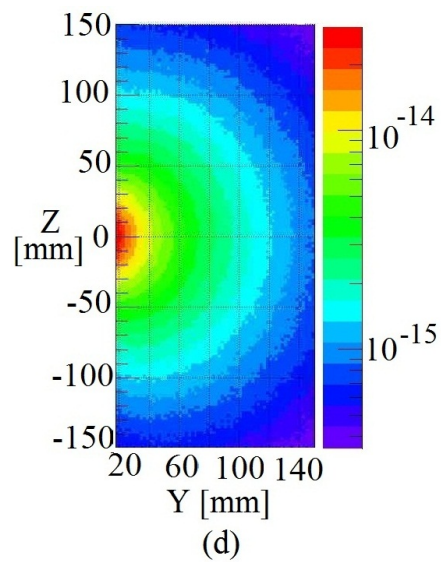
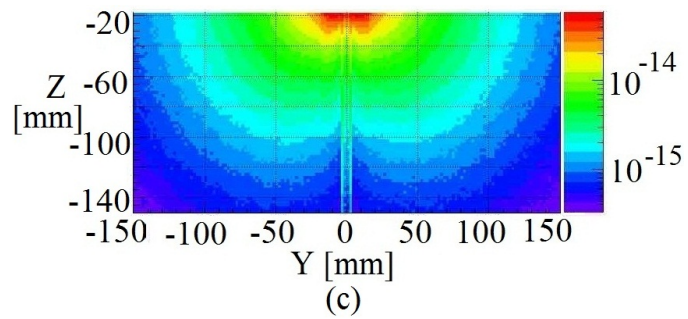
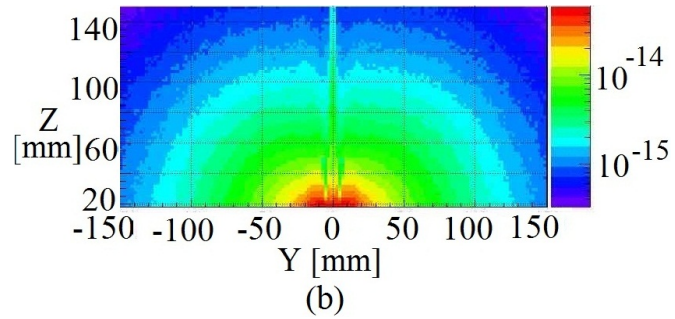


Figura 55: *Curvas de isodosis cuando la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus está al interior del tandem, en su parte gruesa. El tandem está al interior del aplicador vaginal y el medio es tejido suave (ICRU 44). a) Área completa b) Extendida en la parte superior. c) Extendida en la parte inferior. d) Extendida en la parte lateral.*

Cuadro 21: Atenuación de la D_{abs} debido a que la fuente está al interior del tandem, en su parte gruesa, además, el tandem está al interior de aplicador vaginal y el medio es tejido suave (ICRU 44), $((1 - \frac{D_{\text{medio}}}{D_{\text{agua}}}) \%)$. La distancia está en cm.

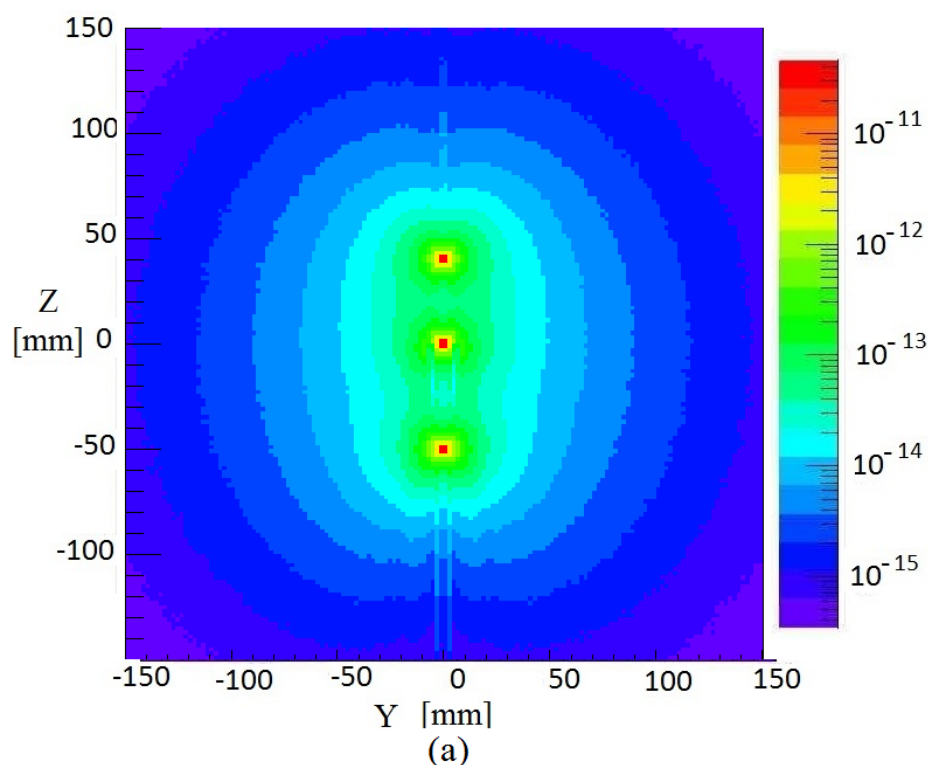
Z/Y	0.1	0.9	1.9	2.9	3.9	4.9	5.9	6.9	7.9	8.9	9.9	10.9	11.9	12.9	13.9	14.9
14.9	X	34.3%	21.3%	24.8%	19.1%	20.0%	15.6%	25.2%	16.4%	25.7%	30.7%	25.1%	20.4%	12.2%	7.8%	9.3%
13.9	X	28.8%	16.1%	23.2%	21.2%	22.3%	16.0%	22.8%	23.3%	15.0%	8.6%	11.9%	20.1%	6.9%	7.8%	15.1%
12.9	X	36.1%	25.2%	15.5%	23.3%	21.9%	17.0%	19.6%	12.3%	10.3%	6.3%	10.6%	18.1%	21.1%	15.4%	5.6%
11.9	X	29.9%	21.0%	25.6%	21.6%	19.7%	21.6%	15.3%	10.6%	17.1%	21.7%	8.8%	0.9%	12.5%	20.4%	14.9%
10.9	X	32.4%	16.6%	22.9%	17.5%	19.7%	11.6%	12.3%	18.5%	16.8%	1.0%	6.9%	9.2%	13.7%	13.7%	0.4%
9.9	X	25.0%	18.8%	23.9%	18.7%	19.0%	15.0%	16.9%	14.3%	19.2%	6.9%	15.0%	19.7%	19.8%	11.1%	13.4%
8.9	X	27.2%	22.6%	22.6%	20.4%	13.2%	11.9%	20.1%	17.6%	12.1%	10.5%	8.2%	9.4%	14.8%	10.8%	2.4%
7.9	X	21.5%	24.3%	22.9%	18.3%	18.0%	18.3%	16.6%	11.1%	11.1%	15.9%	16.7%	6.4%	11.2%	2.0%	17.7%
6.9	X	20.8%	21.9%	21.1%	19.8%	14.4%	16.0%	14.1%	7.9%	8.1%	16.4%	9.6%	3.7%	19.0%	14.8%	12.8%
5.9	X	20.1%	30.4%	19.6%	17.0%	14.2%	11.1%	13.7%	5.9%	6.4%	16.7%	8.0%	12.6%	7.9%	5.9%	11.5%
4.9	X	16.1%	24.1%	17.9%	11.7%	12.1%	11.8%	13.0%	12.1%	9.6%	7.1%	8.3%	13.1%	9.7%	-3.1%	6.4%
3.9	X	4.9%	19.0%	17.8%	10.8%	9.3%	12.7%	13.1%	14.4%	5.5%	7.2%	9.8%	9.4%	9.5%	4.2%	10.8%
2.9	X	3.7%	12.5%	12.6%	10.2%	12.9%	8.6%	7.8%	7.7%	3.6%	3.4%	8.0%	17.1%	6.3%	10.1%	9.6%
1.9	X	-4.8%	7.5%	9.9%	8.2%	7.8%	9.8%	6.9%	2.6%	10.2%	9.6%	16.7%	9.9%	0.6%	13.7%	6.5%
0.9	X	-8.8%	2.6%	6.0%	5.1%	5.7%	8.8%	8.8%	13.2%	3.6%	4.2%	9.5%	9.6%	5.9%	11.9%	10.5%
0.1	X	-15.3%	1.7%	7.3%	6.1%	7.4%	5.4%	8.2%	8.1%	8.3%	9.4%	7.9%	-2.5%	20.2%	9.6%	-1.3%
-0.1	X	X	1.4%	7.2%	6.6%	4.5%	7.5%	8.1%	14.1%	10.0%	9.9%	11.2%	11.5%	9.2%	15.2%	1.3%
-0.9	X	X	2.5%	8.4%	8.2%	5.3%	7.2%	6.3%	3.4%	8.3%	5.8%	7.0%	9.0%	11.0%	2.4%	8.2%
-1.9	X	X	5.4%	8.2%	6.4%	7.4%	6.7%	5.6%	5.1%	8.5%	5.7%	0.5%	13.1%	7.5%	2.5%	19.8%
-2.9	X	X	10.4%	10.2%	10.6%	13.6%	9.9%	8.6%	9.0%	11.4%	2.0%	6.8%	8.3%	4.6%	15.5%	4.2%
-3.9	X	X	16.4%	13.6%	12.0%	15.2%	6.5%	10.6%	10.9%	9.7%	13.3%	12.7%	16.9%	13.6%	8.2%	6.3%
-4.9	X	X	21.7%	14.4%	8.9%	7.7%	8.5%	6.9%	10.3%	2.2%	10.9%	9.3%	11.4%	1.5%	0.4%	7.5%
-5.9	X	X	27.3%	17.2%	14.9%	13.4%	7.3%	8.9%	9.8%	8.9%	9.6%	6.8%	8.6%	5.1%	10.7%	2.1%
-6.9	X	X	25.5%	23.5%	16.4%	11.8%	9.6%	11.4%	4.8%	11.7%	6.0%	10.6%	7.4%	4.8%	-8.1%	11.4%
-7.9	X	X	31.2%	25.7%	16.8%	22.5%	15.8%	9.0%	12.8%	11.3%	11.4%	6.7%	15.1%	14.5%	6.0%	2.9%
-8.9	X	X	32.2%	22.8%	18.3%	17.2%	14.0%	12.2%	12.5%	27.6%	7.5%	18.3%	16.2%	8.7%	7.0%	12.4%
-9.9	X	X	34.4%	22.8%	18.1%	18.4%	22.3%	12.5%	16.7%	13.3%	18.2%	1.7%	17.4%	12.6%	22.6%	2.8%
-10.9	X	X	32.9%	29.7%	28.6%	24.5%	23.3%	15.6%	16.8%	18.8%	14.9%	13.1%	19.3%	22.2%	4.2%	10.9%
-11.9	X	X	25.8%	23.0%	25.4%	17.3%	25.6%	23.9%	19.6%	20.2%	8.3%	15.0%	16.8%	14.8%	16.5%	7.8%
-12.9	X	X	32.7%	30.1%	24.0%	12.2%	22.9%	8.8%	13.2%	12.3%	10.4%	23.3%	9.6%	20.4%	12.8%	13.2%
-13.9	X	X	34.0%	28.4%	26.2%	24.0%	22.6%	27.6%	27.3%	13.5%	13.4%	14.3%	3.3%	28.5%	19.7%	-0.7%
-14.9	X	X	39.5%	28.1%	19.6%	21.7%	16.4%	28.9%	17.4%	18.0%	12.5%	8.6%	9.2%	9.7%	16.0%	17.0%

de 0% a 10% de 10% a 20% > 20%

Al analizar el cuadro 21 se observa un efecto similar de atenuación que en el caso del *tandem* grueso; pero, ahora es mas asentado debido a la presencia del aplicador ginecológico. El efecto de atenuación depende de la cantidad de acero y plástico que tenga que atravesar la radiación. Entre 0° y 45° respecto del eje transversal de la fuente, la atenuación está entre 0 % y 10 %, entre 45° y 72° la atenuación está entre 10 % y 20 %, además para ángulos entre 72° y 90° , la atenuación está mayormente entre 20 % y 30 %, resultado dentro del orden reportado en la guía práctica para el control de calidad a los equipos de braquiterapia del ESTRO [25].

3.2.2.6 Distribución de dosis alrededor de la fuente de ^{192}Ir en el caso de geometría compleja

Como fue explicado en el *item* 2.2.2.2 en la sección f), se muestra la distribución de D_{abs} en tejido suave (ICRU 44) en la figura 56, cuando se realiza una planificación con 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir . Las posiciones de la fuente son: (0,+4), (0,0) y (0,-5).



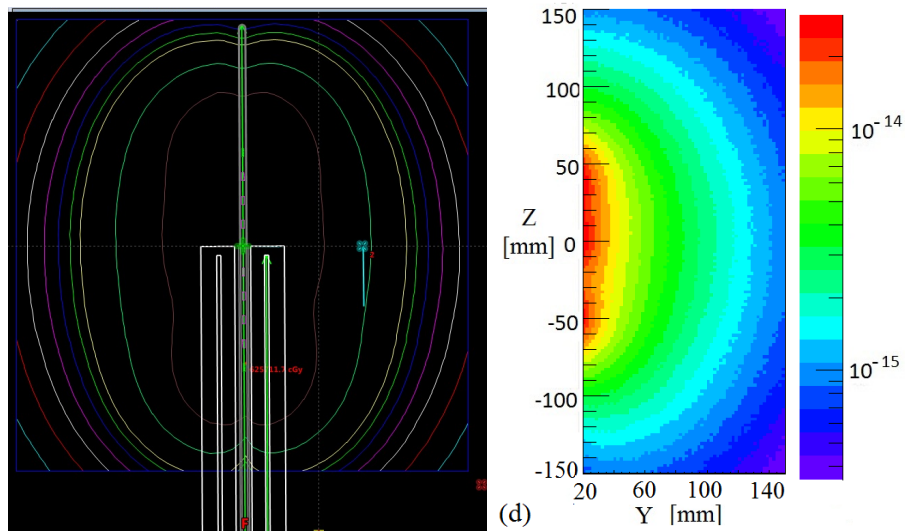
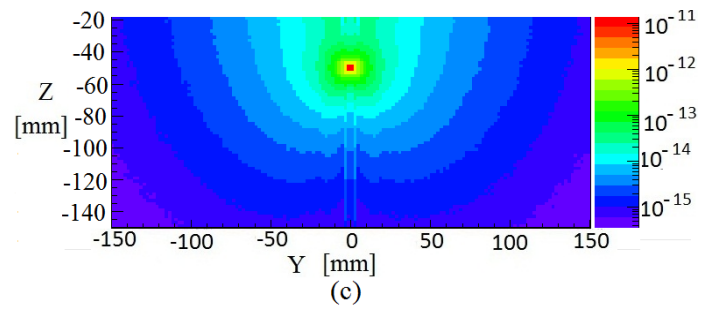
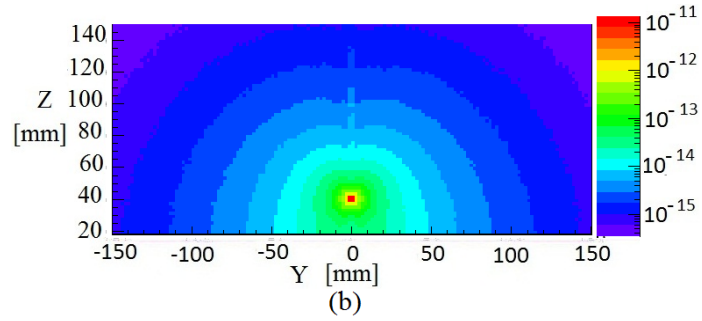


Figura 56: Curvas de isodosis en tejido suave, cuando se consideran 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus. a) Área completa b) Extendida en la parte superior. c) Extendida en la parte inferior. d) Extendida en la parte lateral con MC y la obtenida por el TPS.

Cuadro 22: Valores de D_{abs} obtenidos por el TPS.

Z [cm]\Y [cm]	2	3	4	5	6	7	8	9	10
10	38	37	33	30	26	23	20	18	16
8	73	64	54	45	37	31	26	22	19
6	173	200	87	66	51	41	33	27	23
4	362	189	121	86	64	50	40	32	26
2	312	202	136	97	77	56	44	35	29
0	397	215	140	100	75	58	45	36	30
-2	265	183	130	95	72	56	44	36	29
-4	311	183	122	88	66	52	41	33	27
-6	292	160	104	74	56	44	36	29	24
-8	113	88	68	54	43	35	29	24	21
-10	52	48	42	36	31	27	23	20	17

Cuadro 23: Valores de D_{abs} obtenidos por simulación MC

Z [cm]\Y [cm]	2	3	4	5	6	7	8	9	10
10	38	36	33	29	25	22	19	17	14
8	77	66	55	45	37	31	26	22	19
6	192	128	90	56	52	42	33	27	23
4	396	197	125	86	65	50	39	32	25
2	323	206	137	97	72	53	44	34	28
0	424	215	137	100	73	55	45	35	28
-2	257	178	126	91	70	54	42	34	28
-4	310	172	117	83	63	48	39	32	25
-6	298	151	99	71	52	41	34	27	23
-8	99	78	62	49	41	32	26	22	19
-10	40	40	35	32	27	24	20	18	15

El error relativo de D_{abs} entre lo calculado por simulación MC y por el TPS está dado por la ecuación

$$\text{Error relativo} = 100\% \cdot \left(1 - \frac{\text{Dosis}_{\text{MC}}}{\text{Dosis}_{\text{TPS}}}\right) \quad (42)$$

Cuadro 24: Error relativo entre valores de D_{abs} obtenidos por MC y por el TPS. La distancia está en cm.

Z\Y	2	3	4	5	6	7	8	9	10
10	1.3%	1.1%	2.0%	2.3%	3.8%	3.5%	4.8%	2.4%	9.9%
8	-6.1%	-4.1%	-2.7%	-1.9%	0.1%	0.4%	2.2%	3.2%	3.6%
6	-11.5%	36.2%	-4.2%	-1.0%	-2.1%	-1.9%	-0.5%	2.0%	-1.6%
4	-9.4%	-3.9%	-2.8%	-1.9%	-0.6%	-0.4%	1.1%	0.6%	4.2%
2	-3.5%	-2.2%	-0.8%	0.2%	7.2%	3.6%	-1.0%	2.9%	3.0%
0	-6.9%	-0.1%	2.2%	0.0%	1.8%	4.2%	1.3%	4.6%	5.0%
-2	3.2%	5.2%	2.8%	4.8%	2.3%	3.3%	5.2%	3.6%	3.7%
-4	0.3%	5.9%	4.5%	5.4%	5.2%	6.8%	4.5%	4.4%	6.9%
-6	-2.2%	5.5%	4.5%	4.4%	7.9%	7.2%	6.1%	6.5%	5.0%
-8	12.6%	11.4%	8.8%	9.4%	5.2%	7.9%	10.4%	8.0%	8.6%
-10	22.3%	15.6%	15.3%	11.9%	11.0%	9.6%	10.3%	10.3%	10.5%

■ <-5% ■ -5% a 0% ■ 0% a 5% ■ 5% a 10% ■ >10%

Cuadro 25: Evaluación del índice gama, γ , para comparar similitud entre la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y la obtenida con MC. En la simulación de la distribución de D_{abs} para el caso de la planificación de 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir , se utilizó los parámetros de $\Delta d = 3$ mm y $\Delta D = 5\%$ para la evaluación del índice gama, $\gamma(\vec{r}_r) = \min\{\Gamma(\vec{r}_r, \vec{r}_e) \forall \{\vec{r}_e\}\}$.

Z [cm]\Y [cm]	2	3	4	5	6	7	8	9	10
10	0.0	0.5	0.0	0.7	0.8	0.9	1.0	1.1	2.5
8	1.0	0.6	0.4	3.3	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
6	2.0	7.2	0.7	3.0	0.4	0.5	0.0	0.0	0.0
4	1.7	0.8	0.6	0.0	0.3	0.0	0.5	0.0	0.8
2	0.7	0.4	0.1	0.0	1.3	1.1	0.0	0.6	0.7
0	1.3	0.0	0.4	0.0	0.5	1.0	0.0	0.6	1.3
-2	0.6	0.5	0.6	0.8	0.6	0.7	0.9	1.1	0.7
-4	0.1	1.2	0.8	1.1	0.9	1.5	1.0	0.6	1.5
-6	0.4	1.1	1.0	0.8	1.4	1.4	1.1	1.4	0.8
-8	2.5	2.3	1.8	1.9	0.9	1.7	2.1	1.7	1.9
-10	4.6	3.3	3.3	2.2	2.6	2.2	2.6	2.0	2.4

A partir del cuadro 24, se observa un efecto combinado a los presentados en los casos anteriores. En la parte baja, donde hay mayor blindaje debido a la parte gruesa del *tandem* y del aplicador ginecológico, se registra una atenuación entre un 5% y 15%. En la parte superior la atenuación, debido al *tandem* y al aplicador, se ve disminuida producto del aire que al interior del aplicador ginecológico, por lo que en esta zona la

atenuación está entre un -5 % y un 5 %, resultado dentro del orden reportado en la guía práctica para el control de calidad a los equipos de braquiterapia del ESTRO [25].

Como se observa en el cuadro 25, el índice gama es menor o igual a 1 en sólo en el 60 % de los puntos, a diferencia de cuando sólo se considera una sola parada de la fuente de ^{192}Ir , en tal caso se obtuvo una coincidencia del 95 %. En ambos casos los parámetros fueron $\Delta d = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5 \%$.

Por lo anteriormente expuesto, se observa que si existe una disminución de la D_{abs} debido a las heterogeneidades, depende de la configuración geométrica que se presente, por lo que se recomienda que los TPS realicen corrección por heterogeneidades.

3.3 Dosimetría con OSL *nano dot*

3.3.1 Caracterización del OSL *nano dot*

- Estabilidad del acelerador lineal

Como fue explicado en el *item* 2.2.3.1 en la sección a), se obtiene el resultado que se muestra en el cuadro 26, cuyo valor está normalizado a la primera lectura.

Cuadro 26: *Estabilidad de la dosis entregada por el linac.*

N° irradiación	% de dosis
1	100
2	99.7
3	99.9
4	99.5
5	100
6	99.6
7	99.5
8	99.9
Promedio	99.8
DS	0.2
$\mu_A(K = 1)\%$	0.1

Por lo que se observa que es posible utilizar el linac para discriminar los OSL que tienen similar respuesta, la que se considera aceptable si está dentro de un 2% en torno al valor promedio del lote.

- Evaluación de la estabilidad de la lectora

Antes y después de las lecturas de los OSL se procede a ver la estabilidad de la lectora microstar, para ello se analizó la estabilidad de las cuentas oscuras, cuentas del fotomultiplicador y cuentas del led. La primera tiene una tolerancia de 30 cuentas y las dos últimas no debe tener variaciones mayores de un 10%. Los resultados se muestran en las figuras 57, 58 y 59.

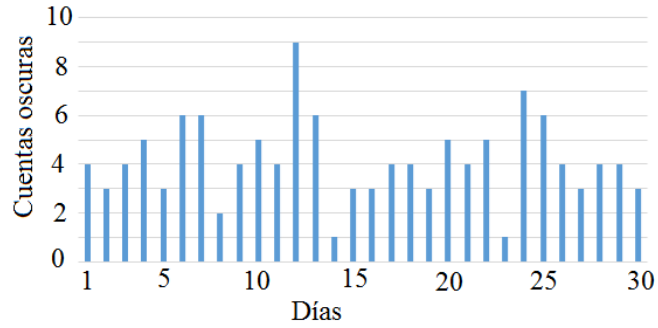


Figura 57: Estabilidad de las cuentas oscuras a lo largo de los días en la lectora de OSL.

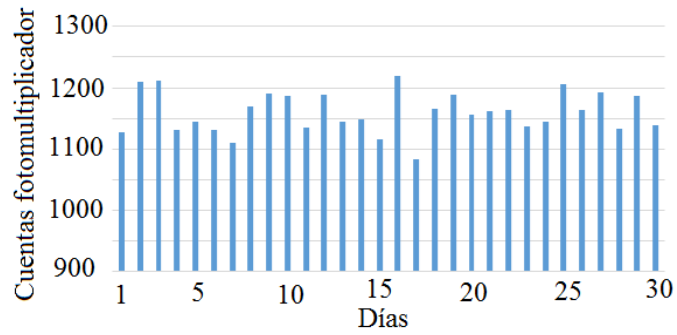


Figura 58: Estabilidad de las cuentas del fotomultiplicador a lo largo de los días en la lectora de OSL.

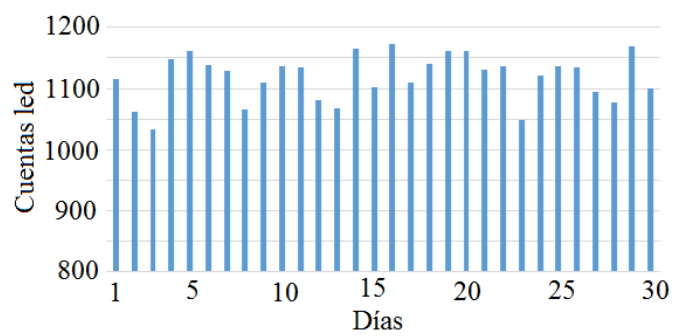


Figura 59: Estabilidad de las cuentas del led a lo largo de los días en la lectora de OSL.

- Factor de homogeneidad

Como fue explicado en el *item* 2.2.3.1 en la sección b), se muestran los resultados obtenidos en el cuadro 27.

Cuadro 27: *Lecturas de la prueba de homogeneidad de los OSL.*

OSL	#1 %	#2 %	#3 %	#4 %	#5 %	\bar{X} %	DS %	μ_A %	$\mu_C(K = 1)$ %
7956Y	98.40	98.93	98.76	100.38	98.23	98.94	0.85	0.38	2.49
79746	99.31	99.14	100.87	100.75	99.59	99.93	0.82	0.37	2.49
7957W	99.53	99.46	99.93	101.55	101.78	100.45	1.12	0.50	2.51
7930D	100.59	101.06	100.78	99.04	100.65	100.43	0.79	0.35	2.49
79821	101.50	100.46	101.25	101.94	99.27	100.88	1.05	0.47	2.51
7989P	101.42	100.13	100.56	98.19	101.55	100.37	1.35	0.60	2.54
79026	101.60	100.53	100.62	100.35	101.55	100.93	0.60	0.26	2.48
7979M	98.93	99.53	99.36	98.72	99.59	99.22	0.38	0.17	2.47
7965T	99.04	101.17	99.13	98.52	99.65	99.50	1.02	0.46	2.51
7913S	100.47	99.57	100.30	100.77	98.34	99.89	0.98	0.44	2.51
79040	99.85	99.28	99.13	100.35	98.28	99.38	0.78	0.35	2.49
7935R	101.24	98.38	98.24	101.13	100.56	99.91	1.48	0.66	2.55
79346	99.79	100.32	100.18	98.69	99.95	99.79	0.65	0.29	2.48
7958T	98.14	100.09	99.76	99.52	98.93	99.29	0.77	0.35	2.48
79840	100.16	100.92	100.58	100.58	101.48	100.75	0.49	0.22	2.48
7963Z	99.54	100.24	100.44	100.81	101.41	100.49	0.69	0.31	2.48
7955U	100.55	100.13	100.13	98.78	99.17	99.89	0.89	0.33	2.48

- Prueba de linealidad

Como fue explicado en el *item* 2.2.3.1 en la sección c), se obtuvo que los OSL tiene un comportamiento lineal hasta una dosis de 3 Gy como se muestra en la figura 60, resultado que coincide con el reportado por Márquez [94], Rodríguez [89], Jursinic [82] y Christopher et. al. [84], este último realizado con ^{192}Ir .

Finalmente como resultado del factor de linealidad se obtiene $F_L = 0,9998$ con una incerteza (calculada bajo las recomendaciones del NIST [97]) de

$$\mu_C(K = 1) \% = \xi_L = 2,58 \% \quad (43)$$

- Prueba de tasa de dosis

Como fue explicado en el *item* 2.2.3.1 en la sección d), se obtuvo que los OSL en las condiciones de irradiación, no dependen de su respuesta con la tasa de dosis dentro la incerteza de las mediciones como se muestra en la figura 61, resultado que coincide con el reportado por Márquez [94], Rodríguez [89], Jursinic [82] y Christopher et. al. [84], este último realizado con ^{192}Ir .

Se obtuvo como resultado un factor de tasa de dosis para el que se usará con la fuente de ^{192}Ir de $F_{TD} = 1,016$ con una incerteza (calculada bajo las recomendaciones del NIST [97]) de

$$\mu_C(K = 1) \% = \xi_{TD} = 2,75 \% \quad (44)$$

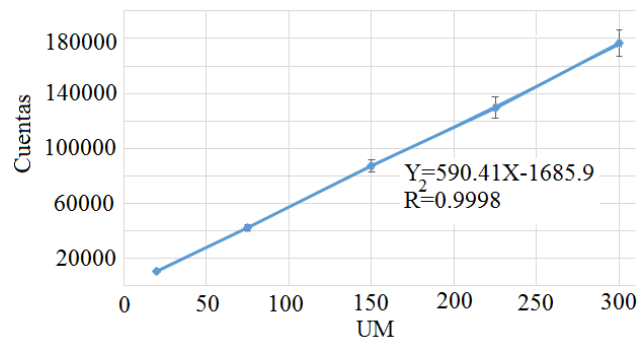


Figura 60: *Linealidad de los OSL. El ajuste de linealidad a los datos obtenidos es $R^2 = 0,9998$.*

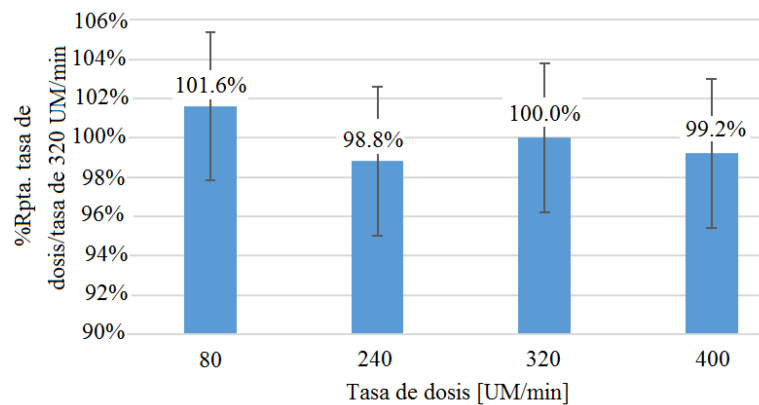


Figura 61: *Diferentes formas de irradiar los OSL con una misma dosis; pero, diferente tasa de dosis.*

- Desvanecimiento de las cuentas de los OSL por relectura

Una de las características de este tipo de dosímetros es su capacidad de relectura, sin embargo, libera algunas trampas en el proceso, por lo que se pierden cuentas en cada relectura. Como fue explicado en el *item 2.2.3.1* en la sección e), se obtuvo como resultado el que se muestra en la figura 62, que en promedio se libera un 0.67% de las cargas por cada lectura con una incerteza del tipo A de $\mu_A \% = 0.16 \%$ y una incerteza tipo B de $\mu_B \% = 1.44 \%$, por lo que el resultado tiene una incerteza combinada (calculada bajo las recomendaciones del NIST [97]) de:

$$\mu_C(K = 1) \% = \xi_{DR} = 1,45 \% \quad (45)$$

El factor de corrección por relectura proviene de un ajuste lineal de los datos y está dado por la ecuación:

$$F_{DR} = -0,0002 \cdot n + 0,9896 \quad (46)$$

con un valor de $R^2 = 0,8113$

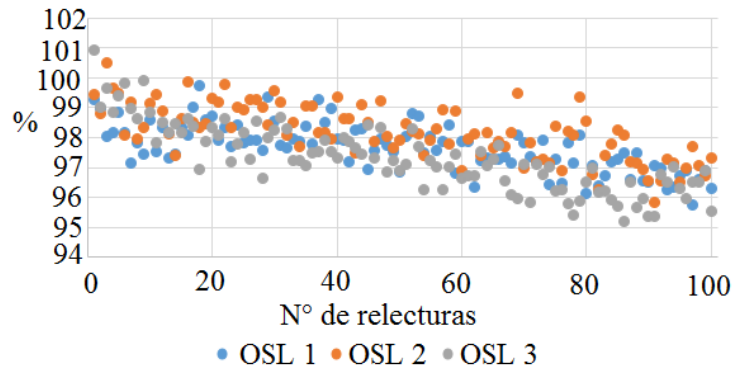


Figura 62: Desvanecimiento de los OSL por relectura, luego de ser irradiados con fotones de 6 MV, con 50 UM en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y SSD=100 cm a una profundidad de 1.5 cm en PPMA.

- Factor de corrección por desvanecimiento de las cuentas por el paso de los días

Como fue explicado en el *item 2.2.3.1* en la sección f), se obtuvo como resultado el que se muestra en la figura 63 y el cuadro 28. El factor de desvanecimiento por día post irradiación se puede aproximar por la ecuación

$$F_{DT} = -0,0019 \cdot n + 0,9963 \quad (47)$$

con un valor de $R^2 = 0,8571$

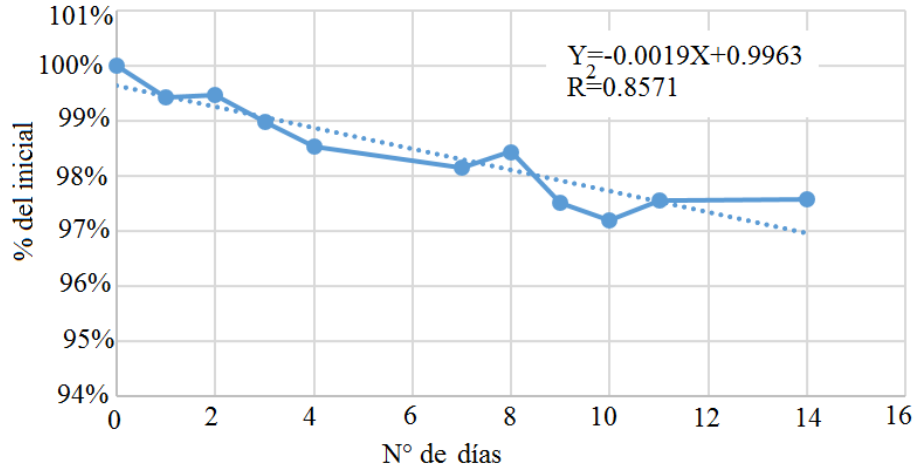


Figura 63: Desvanecimiento de los OSL por el paso de los días, luego de ser irradiados con fotones de 6 MV, con 50 UM en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $SSD=100 \text{ cm}$ a una profundidad de 1.5 cm en PPMA.

Cuadro 28: Resultado de prueba de desvanecimiento de las cuentas por el paso de los días, luego de ser irradiados con fotones de 6 MV, con 50 UM en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $SSD=100 \text{ cm}$ a una profundidad de 1.5 cm en PPMA.

Días	OSL 1 %	OSL 2 %	OSL 3 %	\bar{X} %	DS %
0	100	100	100	100	0.0
1	98.8	99.8	99.6	99.4	0.5
2	99.8	99.4	99.2	99.5	0.3
3	99.3	99.3	94.4	99.0	0.5
4	99.4	98.2	98.0	98.5	0.8
7	98.0	98.3	98.2	98.2	0.2
8	98.3	99.0	98.0	98.4	0.5
9	98.0	97.7	96.9	97.5	0.6
10	97.8	96.0	97.8	97.2	1.1
11	98.0	97.4	97.3	97.6	0.4
14	97.6	97.5	97.6	97.6	0.1

Todas las lecturas de los OSL se realizaron al día siguiente de irradiarlos, por lo que la incerteza del factor de desvanecimiento está dado por la sumas de la incerteza tipo A de $\mu_A \% = 0.29 \% (K=1)$ e incerteza tipo B $\mu_B \% = 1.44 \% (K=1)$, por lo que la incerteza combinada (calculada bajo las recomendaciones del NIST [97]) está dada por

$$\mu_C(K = 1) \% = \xi_{DT} = 1,47 \% \quad (48)$$

- Factor de dependencia angular

Luego de irradiar los OSL bajo las angulaciones de 0° , 15° , 30° , 45° y 60° en las condiciones especificadas en el *item* 2.2.3.1 en la sección g), que son las angulaciones que subtiende la fuente respecto de eje vertical del OSL durante la irradiación con la fuente de ^{192}Ir , se obtuvo como resultado que el OSL no presenta dependencia angular, dentro de la incerteza de las mediciones, resultado que se observa en la figura 64 y que coincide con el expuesto por Jursinic [82].

Por lo que se considera un factor de corrección por ángulo de $F_\theta = 1$ con una incerteza (calculada bajo las recomendaciones del NIST [97]) de

$$\mu_C(K = 1) \% = \xi_\theta = 2,55 \% \quad (49)$$

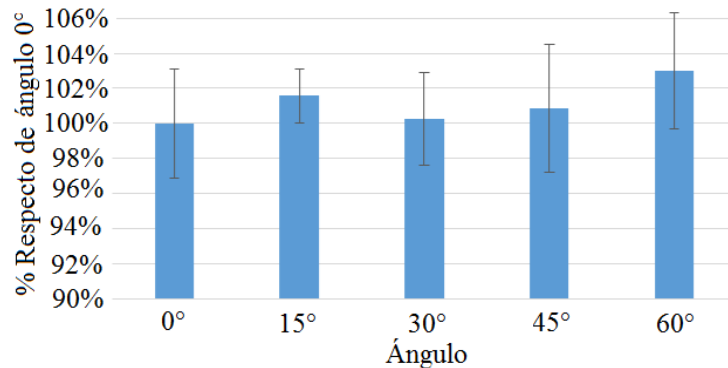


Figura 64: *Respuesta del OSL en función del ángulo de incidencia. Se irradiaron los OSL con fotones de 6 MV y se utilizó el fantoma circular de PPMA. La profundidad a la que se ubicó el OSL fue de 5 cm.*

3.3.2 Factor de calibración por energía del OSL *nano dot*

Como fue explicado en el *item* 2.2.3.2, se obtuvo los resultados de la medición de la D_{abs} con la CI se muestra en el cuadro 29, así como la incerteza de los diferentes factores que contribuyen en la determinación de la D_{abs} en el cuadro 29.

Cuadro 29: *Medición de la D_{abs} generada por los fotones de 6 MV en el linac, utilizando la CI en un fantoma de agua.*

Profundidad cm	Carga nC	N_{D,W,Q_0} cGy/nC	$K_{T,P}$	K_{pol}	K_S	K_{elec}	K_{Q,Q_0}	Dosis cGy
1.5	0.9267	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	51.03
2.0	0.9183	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	50.57
2.5	0.9035	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	49.75
3.0	0.8848	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	48.72
3.5	0.8637	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	47.56
4.0	0.8466	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	46.62
4.5	0.8265	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	45.51
5.0	0.8093	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	44.56
6.0	0.7719	53.87	1.011	1.002	1.009	1.000	0.9905	42.50

La D_{abs} determinada por los OSL en las diferentes profundidades en el acrílico (ya aplicado los factores de corrección) se muestra en el cuadro 30.

Cuadro 30: *Factor de calibración OSL para fotones de 6 MV.*

Profundidad [cm]	OSL [cGy]	CI [cGy]	Razón
1.5	48.83	51.03	1/1.05
2.0	48.14	50.57	1/1.05
2.5	47.24	49.75	1/1.05
3.0	46.04	48.72	1/1.06
3.5	44.93	47.56	1/1.06
4.0	43.91	46.62	1/1.06
4.5	42.89	45.51	1/1.06
5.0	41.89	44.56	1/1.06
6.0	39.87	42.50	1/1.07
		Promedio	1/1.06

Por lo que el factor de calibración para fotones de 6 MV es

$$F_{C-6MV} = 1/1,06 \quad (50)$$

Para la determinación del error de este factor de calibración, se calcula en base al error de la medición de la D_{abs} con la CI y con el OSL, calculada bajo las recomendaciones del NIST [97] se obtiene un valor de

$$\mu_C(K = 1) \% = \xi_{F_{c-6MV}} = 3,5 \% \quad (51)$$

3.3.3 Prueba de exactitud de la dosis entrega por el TPS, utilizando OSL *nano dot*

3.3.3.1 Medición dosis de tránsito

Como fue explicado en el *item* 2.2.3.3 en la sección a), se obtuvo como resultado de la medición de la D_{abs} de tránsito la que se registra en los cuadros 31 y 32.

Cuadro 31: *Resultado de prueba de medición de D_{abs} de tránsito generada por la fuente GammaMed Plus, con actividad de 4.07 Ci. Lectura sin corregir.*

OSL	#1 [cGy]	#2 [cGy]	#3 [cGy]	#4 [cGy]	#5 [cGy]	\bar{X} [cGy]	DS [cGy]	μ_A %	$\mu_C(K = 1)$ %
07935R	0.25	0.25	0.26	0.24	0.26	0.25	0.01	1.48	7.2
079040	0.27	0.27	0.29	0.29	0.27	0.27	0.01	1.46	7.2
07930D	0.25	0.26	0.26	0.26	0.27	0.26	0.01	1.22	7.2

Cuadro 32: *Resultado de prueba de medición de D_{abs} de tránsito generada por la fuente GammaMed Plus.*

OSL	Lectura [cGy]	F_L %	F_{TS} %	F_{DT} %	F_θ %	F_H %	F_{C-6MV} %	F_{E-Ir} %	Dosis [cGy]
07935R	0.25	99.98	101.60	99.50	100.00	98.94	101.06	100.00	0.25
079040	0.27	99.98	101.60	99.50	100.00	100.45	101.06	100.00	0.27
07930D	0.26	99.98	101.60	99.50	100.00	100.93	101.06	100.00	0.26
								\bar{X}	0.26

La dosis de tránsito depende de diversos factores, como la actividad de la fuente, la geometría del sistema, la cantidad de paradas de la fuente, la velocidad y aceleración de sus movimientos al interior del catéter, como se reporta en los trabajos de Guzmán et. al. y Fonseca et. al. [96, 98] La razón entre la D_{abs} de tránsito y la D_{abs} planificada es de 0.15 %, resultado que concuerda con el valor reportado por Fonseca et al. [99].

3.3.3.2 Medición de dosis de tratamiento

Como fue explicado en el *item* 2.2.3.3 en la sección b), se obtuvo como resultado de la medición de la D_{abs} de tratamiento la que se registra en los cuadros 33 y 34.

Cuadro 33: Resultado de la medición de D_{abs} en la prueba dosimétrica generada por la fuente GammaMed Plus, con actividad de 4.07 Ci. Lectura sin corregir.

OSL	#1 [cGy]	#2 [cGy]	#3 [cGy]	#4 [cGy]	#5 [cGy]	\bar{X} [cGy]	DS [cGy]	μ_A %	$\mu_C(K = 1)$ %
07913S	194.00	192.60	193.10	196.60	196.50	194.20	1.60	0.36 %	7.2
07955U	195.10	191.60	190.80	192.80	194.90	193.00	1.90	0.45 %	7.2
07956Y	195.90	196.20	198.50	195.80	199.40	197.20	1.70	0.38 %	7.2
07957W	192.40	191.00	191.00	190.30	192.90	191.50	1.10	0.25 %	7.2
079026	194.90	195.50	195.60	196.70	199.60	196.50	1.90	0.43 %	7.2

Cuadro 34: Resultado de la medición de D_{abs} generada por la fuente GammaMed Plus en la prueba de exactitud de entrega de D_{abs} .

OSL	Lectura [cGy]	F_L %	F_{TS} %	F_{DT} %	F_θ %	F_H %	F_{C-6MV} %	F_{E-Ir} %	Dosis [cGy]
07913S	194.6	99.98	101.6	99.50	100.0	99.89	101.06	100.00	192.70
07955U	193.1	99.98	101.6	99.50	100.0	99.89	101.06	100.00	191.20
07956Y	197.1	99.98	101.6	99.50	100.0	98.94	101.06	100.00	197.10
07957W	191.5	99.98	101.6	99.50	100.0	100.45	101.06	100.00	188.60
079026	196.4	99.98	101.6	99.50	100.0	100.93	101.06	100.00	192.60
								\bar{X}	192.50

Como se obtiene una variación de $(-3.88\% \pm 7.20\%)$ entre la dosis calculada por el TPS y la registrada por los OSL, se obtiene que, de acuerdo a los parámetros de acción establecidos en la guía práctica para el control de calidad de los equipos de braquiterapia del ESTRO [25] presentado en el *item* 1.1.3, el TPS está dentro de la tolerancia de la prueba, que es de un 7%.

Capítulo IV Recomendaciones

- Se recomienda que, al menos una vez al año, se realice una prueba al modelo de cálculo del TPS, la que debe consistir en una revisión de sus librerías de cálculo, pruebas al cálculo de D_{abs} en el caso de considerar que la fuente de ^{192}Ir está inmersa en agua y el caso en que se consideran las heterogeneidades del medio, así como evaluar la exactitud de la entrega de D_{abs} , realizando una prueba dosimétrica, como lo sugiere el ESTRO [25].
- Para la prueba de revisión de librerías, el físico responsable puede encontrar fácilmente en las publicaciones de la AAPM o el ESTRO [2,3,25,28,33], los valores publicados de las funciones $g(r)$ y $F(r, \theta)$.
- En caso de encontrar diferencias mayores a un 2% entre la D_{abs} calculada por el TPS y la que se obtiene con el cálculo teórico, el usuario debe ponerse en contacto con el soporte técnico del TPS.
- El realizar la simulación MC puede tomar bastante tiempo de cálculo sino se cuenta con una cantidad adecuada de equipos o una buena relación entre procesador y memoria ram, por lo que es importante establecer cuál es el límite de resolución que se espera obtener en los cálculos, para no gastar tiempo en máquina de manera innecesaria. Se sugiere seguir la recomendación de la AAPM de usar la librería de Livermore y un límite de corte de 10 KeV para la energía de las partículas.
- Se debe tener precaución al momento de realizar la simulación MC, ya que se debe conocer con exactitud las dimensiones de la geometría de la fuente, su espectro de emisión, así como la forma y composición de los aplicadores. Esta puede ser una causante de las diferencias entre las curvas de isodosis obtenidas con MC y con el TPS.
- En caso se tenga certeza de que la geometría y la física están correctamente cargadas en la simulación, se sugiere contactar el con servicio técnico del TPS, si el índice gama es menor que 1 en menos que el 95% de los puntos evaluados de la planificación del TPS y MC.
- Para realizar la prueba dosimétrica es importante caracterizar el dosímetro que será utilizado. El OSL *nano dot* es adecuado para estas pruebas debido a su

capacidad de relectura y se convierte en un testigo físico de la prueba de exactitud de dosis entregada. Para la prueba de calibración por energía del dosímetro, ante la imposibilidad de usar como parámetro al TPS (ya que es lo que se quiere probar en última instancia) o una CI (ya que no existen CI calibradas para HDR), se debe utilizar un dosímetro, para realizar una calibración cruzada.

- En caso se obtenga un resultado en la prueba de la exactitud de la D_{abs} entregada que esté fuera de la tolerancia, se deben revisar diferentes factores: la medición de la actividad de la fuente radiactiva, el correcto posicionamiento y tiempo de permanencia en cada parada de la fuente radiactiva al interior del *tandem*, la correcta magnificación de la imagen ingresada al TPS y el correcto funcionamiento de los dosímetros. Una vez descartado todos los factores mecánicos, dosimétricos y humanos, se sugiere contactar al sistema técnico del TPS.

Capítulo V Conclusiones

Del presente trabajo se concluye

- El realizar un cálculo teórico de la distribución de D_{abs} alrededor de una fuente de ^{192}Ir inmersa en agua utilizando los valores publicados y contrastándolos con los valores registrados por el TPS, resulta en una prueba adecuada para ver el correcto funcionamiento de las librerías de cálculo ingresadas al TPS. En el caso que se revisó en este trabajo, se obtuvo que hay diferencias menores a un 1 %, siendo el límite un 2 % establecido por el ESTRO [25] y el TG-43 [28].
- La elección del tamaño del voxel y del modelo electromagnético son cruciales en el tiempo de simulación. Al pasar de un tamaño de voxel de 2 mm a uno de 1 mm se aumenta el tiempo de cálculo en un 11,9 %. De los tres modelos electromagnéticos que dispone Gamos, el recomendado por la AAPM y el ESTRO es el de Livermore, sin embargo, luego de realizar 10^6 historias, el modelo Penelope reporta una eficiencia en tiempo de 27,1 % respecto al de Livermore, y el modelo *Standard* un 21,3 %.
- El realizar una simulación MC es una buena opción para probar como el TPS calcula la D_{abs} en presencia de heterogeneidades. En el caso en que el medio en el que está inmersa la fuente es agua o tejido suave, los resultados muestran que dentro de la incerteza estadística, ambos medios son equivalentes, como lo reporta el trabajo de Melhus y Rivard [5]. En el caso que la atenuación se debe sólo al *tandem* en su parte delgada, la atenuación es del orden del 5 % y en el caso en que se combine la atenuación debido al *tandem* en su parte gruesa y al aplicador ginecológico, se alcanzan atenuaciones hasta un 20 % o 30 %, resultado que concuerda con el reportado por R. Lope et. al. [11] y dentro del orden reportado en la guía práctica para el control de calidad a los equipos de braquiterapia del ESTRO [25].
- El voxel cúbico de 2 mm por cada lado, si bien es insuficiente para cuantificar cual es el valor exacto de atenuación debido a la presencia de heterogeneidades, si da una clara de la existencia de esta, por lo que es necesaria incluir esta librería en los TPS para realizar dichas correcciones. Dicha atenuación depende de la configuración geométrica de los aplicadores.

- El índice gama resulta ser un buen parámetro para evaluar la similitud entre la planificación realizada con el TPS y la que se obtiene con MC. Cuando se compara la distribución de D_{abs} alrededor de la fuente de ^{192}Ir obtenida con el TPS y MC, se obtiene una similitud del 97%. Cuando se consideran las heterogeneidades del tejido y los aplicadores, se obtiene una similitud del 60%. En los dos casos utilizando como parámetros $\Delta\delta = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5 \%$.
- Si bien no existe un consenso internacional para establecer un límite aceptable del valor que adopta el índice gama en braquiterapia, el fijarlo en un 95% con parámetros $\Delta\delta = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5 \%$, puede ser considerado aceptable, debido al alto gradiente que existe alrededor de la fuente.
- El OSL es un dosímetro adecuado para realizar pruebas en HDR debido a su pequeño tamaño, el que a una distancia de 7 cm de la fuente, ofrece una resolución geométrica del orden del 5%, además presenta una dependencia lineal (hasta 3 Gy) con la D_{abs} , resultados que coincide con los reportados los trabajos de Marquez, Rodríguez y Jursinic. Por su capacidad de relectura, sirve como testigo físico de la prueba realizada, por lo que puede ser utilizado como prueba interna de un servicio de braquiterapia o como prueba de una auditoría.
- Debido a que la variación entre la dosis calculada por el TPS y la registrada por los OSL es de $(-3.88 \% \pm 7.20 \%)$, se obtiene que, de acuerdo a los parámetros de acción establecidos en la guía práctica para el control de calidad de los equipos de braquiterapia del ESTRO [25], el TPS está dentro de la tolerancia de la prueba que es de un 7%.
- Los OSL reportan que existe una precisión (repetibilidad) de los tratamientos, con un coeficiente de variación de 1.4%.
- Las pruebas presentadas en este trabajo contribuyen de manera indirecta a mejorar la precisión y exactitud de los cálculos del TPS, ya que ofrecen un método para determinar si se está o no trabajando dentro de los límites sugeridos en los protocolos internacionales [25,28]. En caso se encuentre que no se está cumpliendo, se dan recomendaciones para revisar diferentes aspectos que pueden estar causando la falta de exactitud del cálculo de distribución de D_{abs} del TPS o la falta de precisión o exactitud en la entrega de la D_{abs} al paciente.

Glosario

Braquiterapia: tratamiento médico en que se coloca una fuente radiactiva dentro del cuerpo, en o cerca del tumor [100].

Control de calidad: la OMS ha definido control de calidad en radioterapia como las acciones llevadas a cabo para recuperar, mantener y/o mejorar la calidad de los tratamientos [101].

Dosis: energía absorbida por unidad de masa, su unidad de medida es el Gy.

Dosis de tratamiento: valor de la dosis en un punto, cuando sólo se considera la contribución de la dosis de planificación, más no la dosis de tránsito.

Dosis de tránsito: valor de la dosis en un punto, que se debe al movimiento de la fuente de braquiterapia desde la salida del contenedor hasta la posición donde se ha planificado.

Heterogéneo: compuesto de partes de diferente naturaleza [102].

Morbilidad: cantidad de personas que enferman en un lugar y un período de tiempo determinados en relación con el total de la población.

Programa de garantía de calidad: es un texto en el que se debe detallar los controles de calidad, incluyendo las pruebas, procedimientos, frecuencia de realización de las pruebas, criterios de acción, documentación requerida y la especificación detallada de las personas responsables de cada acción [101].

Protección radiológica: protección de las personas contra los efectos nocivos de la exposición a la radiación ionizante y medios para conseguir esa protección [24].

Bibliografía

- [1] Dirección General de Epidemiología - DGE MINSA, Análisis de la situación de cáncer en el Perú (2013).
- [2] M. Rivard, B. Coursey, L. DeWerd, W. Hanson, M. Saiful, G. Ibbott, M. Mitch, R. Nath, J. Williamson. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations, *Medical Physics* **31**:633-74 (2003).
- [3] J. Perez-Calatayud, F. Ballester, R. Das, L. Dewerd, G. Ibbott, A. Meigooni, Z. Ouhib, M. Rivard, R. Sloboda, J. Williamson. Dose Calculation for Photon-Emitting Brachytherapy Sources with Average Energy Higher than 50 keV: Full Report of the AAPM and ESTRO, *Medical Physics*, **39**: 2904-2929 (2005).
- [4] I. Chetty, B. Curran, J. Cygler, J. DeMarco, G. Ezzell, B. Faddegon, I. Kawrakow, P. Keall, H. Liu, C. Charlie, D. Rogers, J. Seuntjens, D. Sheikh-Bagheri, J. Siebers. Report of the AAPM Task Group No. 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys.* **34**:4818-4853 (2012).
- [5] C. Melhus and M. Rivard. Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for ^{137}Cs , ^{125}I , ^{192}Ir , ^{103}Pd , and ^{169}Yb sources. *Med Phys.* **33**:1729-1737 (2006).
- [6] J. Markman, J. Williamson, J. Dempsey, and D. Low. On the validity of the superposition principle in dose calculations for intracavitary implants with shielded vaginal colpostats. *Med. Phys.* **28**: 147–155 (2001).
- [7] E. Poon, B. Reniers, S. Devic, T. Vuong, and F. Verhaegen. Dosimetric characterization of a novel intracavitary mold applicator for ^{192}Ir high dose rate endorectal brachytherapy treatment. *Med Phys.* **33**:4515-26 (2006).
- [8] J. Pérez-Calatayud, R. Arrans, M. De Frutos, A. Guisasola, J. Macías, J. Valverde. Calibración, Matrices de Dosis y Control de Calidad en Braquiterapia: Informe del grupo de trabajo de braquiterapia de la SEFM, *Revista de Física médica* **1**:1-49 (2000).

- [9] J. Ixquiac-Cabrera, M. Catú, K. Nájera, M.Ixquiac, O. Hernández. Control de calidad de la tasa de dosis de fuentes de braquiterapia de Ir-192 en el TPS Varian vision y de ^{137}Cs en el TPS theraplan plus, revista ALFIM **2**:25-28 (2016).
- [10] C. Rodríguez, L. Carrizales, Y. Medina, F. Amaya. Estimación de dosis absorbida en recto y vejiga en pacientes con cáncer de cuello uterino que recibe braquiterapia de alta tasa de dosis con ^{192}Ir , revista ALFIM **1**:33-35 (2017).
- [11] R. Lope, E. Millán, A. García, F. Lozano, A. Hernández. Control de calidad de las dosis calculadas en un planificador de braquiterapia de alta tasa. Estimación de errores y ajustes de parámetros para evitarlos, revista de Física médica **2**:21-27 (2001).
- [12] K. Tanderup, S. Beddar, C. Andersen, G. Kertzscher y J. Cygler. In vivo dosimetry in brachytherapy, Med. Phys. **40**:45-60 (2013).
- [13] X. Senabre, J. López , J. Ruiz, A. Santos, S. Calzada. Introducción de matrices de tasa de dosis en el sistema de planificación de braquiterapia Abacus v. 3.1, Revista de Física Médica **8**:19-24 (2006).
- [14] O. Senkesen, E. Tezcanli, B. Buyuksarac, I. Ozbay. Comparison of 3D dose distributions for HDR ^{192}Ir brachytherapy sources with normoxic polymer gel dosimetry and treatment planning system, Med Dosim. **39**:266-71 (2014).
- [15] S. Uniyal, U. Naithani, S. Sharma, A. Srivastava. Radiochromic film dosimetry of rectal inhomogeneity and applicator attenuation in high dose rate brachytherapy of uterine cervix, Med Phys. **13**:66-75 (2012).
- [16] P. Jursinic. Quality assurance measurements for high-dose-rate brachytherapy without film, Med Phys. **15**:246-261 (2014).
- [17] G. Alvarino, R. Cogollo and M. Paez. Quality Control for Cervical Ca treatments on HDR Brachytherapy with Ir-192, revista Mexicana de Física **59**:38-44 (2013).
- [18] M. Nazarnejad, S. Rabi, K. Asnaashari, M. Sadeghil, A. Nikoofar. Developing a Verification and Training Phantom for Gynecological Brachytherapy System, Iranian Journal of Medical Physics **9**:33-40 (2012).

- [19] A. Naseri and A. Mesbahi. Application of Monte Carlo calculations for validation of treatment planning system in high dose rate brachytherapy, *ELSIEVER* **14**:200-204 (2010).
- [20] C.Chandola, S. Tiwari, M. Kowar, V. Choudhary. Effect of inhomogeneities and source position on dose distribution of nucletron high dose rate Ir-192 brachytherapy source by Monte Carlo simulation, *Pub-Med* **6**:54-57 (2010).
- [21] J. Almansa, J. Torres y R. Guerrero. Dosimetría Monte Carlo de las fuentes de Ir-192 de uso más común en braquiterapia de alta tasa de dosis, *Revista de Física médica*, **12**:159-168 (2011).
- [22] M. Bemui, A. Cárdenas. Cálculo de dosis en braquiterapia ocular con hilos de Ir-192 utilizando la integral de Sievert y corregida por atenuación y dispersión con los polinomios de Meisberg, *Revista de Investigación de Física UNMSM* **8**:51-54 (2005).
- [23] M. Bemui y A Cárdenas. Cálculo de la dosis alrededor de una fuente de Ir-192 de braquiterapia de alta tasa de dosis, *Revista de Investigación de Física UNMSM* **8**:41-46 (2005).
- [24] IAEA. Normas básicas internacionales de seguridad para la protección contra la radiación ionizante y para la seguridad de las fuentes de radiación, colección de seguridad N° 115, p 49:57 (1997).
- [25] M. Bidmead, E. Briot, J. Burger, I. Ferreira, E. Grusell, C. Kirisits, P. Kneschaurek, M. Malgorzata, C. Marchetti, T Paulsen, J. Pérez-Calatayud, A. Rijnders, A. Roué, N. Teixeira, H. Tölle, Jack Venselaar. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment, *ESTRO booklet N° 8*, p 125:240 (2004).
- [26] <http://www.itl.nist.gov/div898/handbook/glossary> .
- [27] A. Gerbault, R. Pötter, J. Mazon, H. Meertens, E. Van Limbergen. The GEC ESTRO handbook brachytherapy p. 301-502(2002).
- [28] R. Nath, L. Anderson, G. Luxton, K. Weaver, J. Williamson, A. Meigooni. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. *American Association of Physicists in Medicine, Med Phys.* **22**:209-234 (1995).

- [29] X. George and K. Eckerman. Handbook of anatomical models for radiation dosimetry p. 145-1146.
- [30] D. Low, J. Dempsey. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method, Medical Physics **30**:2445-2464 (2003)
- [31] Y. Yang, M. Rivard. Comparison of Brachytherapy Dose Distribution Using the Gamma - Index Method, Medical Physics **38**:3793 (2011).
- [32] L. Beaulieu, A. Carlsson, J. Carrier, S. Davis, F. Mourtada, M. Rivard, R. Thompson, F. Verhaegen, T. Wareing, J. Williamson. Report of the Task Group 186 on model-based dose calculation methods in brachytherapy beyond the TG-43 formalism: Current status and recommendation for clinical implementation, Med. Phys. **39**:6208-6236 (2012).
- [33] M. Rivard, W. Butler, L. DeWerd, M. Huq, G. Ibbott, A. Meigooni, C. Melhus, M. Mitch, R. Nath, J. Williamson. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report, Med. Phys. **34**:2187-2205 (2007).
- [34] U. Schneiderdag, E. Pedroniddag and A. Lomaxddag. The calibration of CT Hounsfield units for radiotherapy treatment planning, Physics in Medicine and Biology, **41**:111-124 (1996).
- [35] <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2/decaysearchdirect.jsp?nuc=192IR&unc=nds>
- [36] http://geoinfo.amu.edu.pl/isolab/Downloads/per00_c.pdf.
- [37] ICRU. Dose and Volume Specification for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology , ICRU report **38** (1985).
- [38] R. Nath, L. Anderson, D. Jones, C. Ling, R. Loevinger, J. Williamson, and W. Hanson. Specification of brachytherapy source strength: A report by Task Group 32 of the American Association of Physicists in Medicine AAPM Report No. **21** (1987).
- [39] R. Nath , L. Anderson , J. Meli, A. Olch, J. Stitt, J. Williamson. Code of practice for brachytherapy physics: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 56. American Association of Physicists in Medicine, Med Phys. **24**:1557-1598 (1997).

- [40] ICRU. Dose and Volume Specification for Reporting Interstitial Therapy, ICRU report **58** (1997).
- [41] IAEA. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy, IAEA TEC-DOC-1274 (2002).
- [42] F. Ballester, A. Brosed, V. Carmona, V. Crispín, T Eudaldo, J. De Frutos Baraja, D. Granero, M. Guisasola, F. Lliso. Fundamentos de Física Médica,. Braquiterapia: Bases Físicas, equipos y control de calidad, volumen 5 (2014).
- [43] F. Khan. The Physics of Radiation Therapy, Fourth Edition (2012).
- [44] <http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/Welcome/Introduction-ToGeant4/html/introductionToGeant4.html>
- [45] A. Cobos, Dosis periférica en radioterapia de intensidad modulada (IMRT) y su implicancia en protección radiológica, Tesis magister Física Médica Universidad de Cuyo (2011).
- [46] I.M. Sóbo. Método Monte Carlo, Moscú. Editorial MIR (1983).
- [47] F. Salvat, J. Fernández-Varea y J. Sempau, PENELOPE, a code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport (2014).
- [48] J. Seco and F. Verhaegen, Monte Carlo Techniques in Radiation Therapy p 125:144 (2013).
- [49] W. Press, S. Teukolsky, W. Vetterling, and B. Flannery. Numerical Recipes in C, Cambridge University Press (2002).
- [50] P. Arce, J. Lagares, L. Harkness, D. Pérez-Astudillo, M. Cañadas, P. Rato, M. de Prado, Y. Abreu, G. de Lorenzo, M. Kolstein, A. Díaz. GAMOS: A frame work to do GEANT4 simulations in different physics fields with answer-friendly interface, Nucl.Instrum.Meth. **735**:304-313 (2014)
- [51] Manual de Gamos5.1.0 (2017)
- [52] <http://physics.nist.gov/PhysRefData>

- [53] Introduction to Geant4, II Course of introduction to simulation in medical physics with GAMOS (2016).
- [54] D. Cullen, J. Hubbell and L. Kissel. EPDL97: the Evaluated Photon Data Library '97 version, vol. **6** (1997).
- [55] S. Perkins, D. Cullen and S. Seltzer. 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, vol. **31** (1991).
- [56] S. Perkins, D. Cullen, M. Chen, J. Hubbell, J. Rathkopf and J. Scofield, Tables and Graphs of Atomic Subshell and Relaxation Data Derived from the LLNL Evaluated Atomic Data Library (EADL), Z=1-100, vol. **30** (1991).
- [57] M. Canadas, P. Arce, P. Rato. Validation of a small-animal PET simulation using GAMOS: a GEANT4-based framework, *Phys Med Biol.* **56**:273-88 (2011).
- [58] M. Paiusco. Physical radiotherapy treatment planning based on functional PET/CT data, *Radiother Oncol.* **96**:317-24 (2010).
- [58] P. Karaiskos, A. Angelopoulos, E. Pantelis, P. Papagiannis, L. Sakelliou, E. Kouwenhoven and D. Baltas. Monte Carlo dosimetry of a new ¹⁹²Ir pulsed dose rate brachytherapy source, *Med Phys* **27**:2521-2527 (2003).
- [59] J. Williamson. Monte Carlo-based dose-rate tables for the Amersham CDCS.J and 3M model 6500 ¹³⁷Cs tubes, *Radiat. Oncol.* **41**:959-970 (1998).
- [60] R. Wallace and J. Fan. Dosimetric characterization of a new design ¹⁰³Pd brachytherapy source, *Med Phys.* **26**:2465-2470 (1999).
- [61] J. Williamson. Monte Carlo modeling of the transverse-axis dose of the Model 200 ¹⁰³Pd interstitial brachytherapy source, *Med Phys.* **27**:643-654 (2000).
- [62] A. Meigooni, J. Hayes, H. Zhang, and K. Sowards. Experimental and theoretical determination of dosimetric characteristics of IsoAid ADVANTAGE ¹²⁵I brachytherapy source, *Med. Phys.* **29**:2152-2158 (2002).
- [63] A. Meigooni, S. Dini, K. Sowards, J. Hayes, and A. Al-Otoom. Experimental determination of the TG-43 dosimetric characteristics of EchoSeedTM model 6733 ¹²⁵I brachytherapy source, *Med. Phys.* **37**:1681-1688 (2010).

- [64] F. Ballester, J. Lluch, Y. Limami, M. Serrano, E. Casal, J. Pérez- Calatayud, and F. Lliso. A Monte Carlo investigation of the dosimetric characteristics of the CSM11 137Cs source from CIS, *Med. Phys.* **27**:2182-2189 (2000).
- [65] E. Casal, F. Ballester, J. Lluch, J. Pérez-Calatayud and F. Lliso. Monte Carlo calculations of dose rate distributions around the Amersham CDCS- M-type 137Cs source, *Med. Phys.* **27**:132-140 (2000).
- [66] F. Ballester, J. Lluch, M. Serrano-Andrés, E. Casal, V. Puchades, and Y. Limami. Monte Carlo calculation of dose rate distributions around the Walstam CDC.K-type 137Cs sources, *Phys. Med. Biol.* **46**:2029-2040 (2001).
- [67] J. Pérez-Calatayud, F. Lliso, F. Ballester, M. Serrano, J. Lluch, Y. Limami, V. Puchades, and E. Casal. A Monte Carlo study of dose rate distribution around the specially asymmetric CSM3-a Cs-137 source, *Medical Physics* **27**:132-140 (2000).
- [68] J. Pérez-Calatayud, F. Ballester, M. Serrano-Andrés, J. Lluch, V. Puchades, Y. Limami, and E. Casal. Dosimetric characteristics of the CDC-type miniature cylindrical 137Cs brachytherapy sources, *Med. Phys.* **29**:538:543 (2002).
- [69] F. Ballester, D. Granero, J. Pérez-Calatayud, E. Casal, and V. Puchades. Monte Carlo dosimetric study of Best Industries and Alpha Omega Ir- 192 brachytherapy seeds, *Med. Phys.* **31**:3298-3305 (2004).
- [70] D. Granero, J. Pérez-Calatayud, and F. Ballester. Monte Carlo calculation of TG-43 dosimetric parameters of a new BEBIG Ir-192 HDR source, *Radiother. Oncol.* **76**:79-85 (2005).
- [71] J. Pérez-Calatayud, D. Granero, F. Ballester, E. Casal, R. Cases, and S. Agramunt. Technical note: Monte Carlo derivation of TG-43 dosimetric parameters for Radiation Therapy Resources and 3M Cs-137 sources, *Med Phys.* **32**:2464-2470 (2005).
- [72] M. Zehtabian, S. Sina, R. Faghihi and Ali Meigooni. Perturbation of TG-43 parameters of the brachytherapy sources under insufficient scattering materials, *J. Appl. Clin. Med Phys.* **14**:4228-4235 (2013).
- [73] J. Pérez-Calatayud, D. Granero and F. Ballester. Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies, *Med. Phys.* **31**:2075-2081 (2004).

- [74] D. Grandero, J Perez-Calatayud, M. Pujades-Claumarchirant, F. Ballester, C. Melhus and M. Rivard. Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ^{192}Ir and ^{137}Cs , *Med Phys* **35**:4872-4877 (2008).
- [75] F. Ballester, V. Puchades, J. Lluch, M. Serrano-Andrés, Y. Limami, J. Calatayud-Pérez and E. Casal. Erratum: Technical note: Monte Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus 192Ir sources, *Med. Phys.* **28**:2586-2591 (2001).
- [76] J. Pérez-Calatayud, F. Ballester, M. Serrano-Andrés, V. Puchades, J. Lluch and Y. Limami. Dosimetric characteristics of the Plus and 12i Gammamed PDR 192Ir source, *Med. Phys.* **28**:2576-2585 (2001).
- [77] A. Tedgren and G. Carlsson. Influence of phantom material and dimensions on experimental ^{192}Ir dosimetry, *Med. Phys.* **36**:2228-2235 (2009).
- [78] O. Chibani and J. Williamson. MCPI: A sub-minute Monte Carlo dose calculation engine for prostate implants. *Med Phys* **32**:3688–3698 (2005).
- [79] J. Dolan, Z. Lia and J. Williamson. Monte Carlo and experimental dosimetry of an ^{125}I brachytherapy seed. *Med Phys* **33**:4675-4684 (2006).
- [80] J. Carrier, M. D'Amours, F. Verhaegen, B. Reniers, A. Martin, E. Vigneault and L. Beaulieu. Postimplant dosimetry using a Monte Carlo dose calculation engine: a new clinical standard, *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **68**:1190-1198 (2007).
- [81] Z. Li, R. Das, L. DeWerd, G. Ibbott, A. Meigooni, J. Pérez-Calatayud, M. Rivard, R. Sloboda and J. Williamson. Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV, *Med Phys* **34**:37-40 (2007).
- [82] P. Jursinic. Characterization of optically stimulated luminescent dosimeters, OSLDs, for clinical dosimetric measurements. *Med. Phys.* **34**:4594-4604 (2007).
- [83] E. Yukihiro and S. McKeever. Optically stimulated luminescence dosimetry in medicine, *Phys. Med. Biol.* **53**:351-379 (2008).
- [84] C. Tien, R. Ebeling, J. Hiatt, B. Curran and E. Sternick. Optically stimulated luminescent dosimetry for high dose rate brachytherapy, *Frontier in oncology*, **2**:91-102 (2012).

- [85] Manual de la lectora de OSL, modelo microstar y marca Landauer.
- [86] I. Mrcela, T. Bokulic, J. Izewska, M. Budanec, A. Fröbe and Z. Kusié. Optically stimulated luminescence in-vivo dosimetry for radiotherapy: physical characterization and clinican measurements in Co-60 beams, *Phys Med Biol.* **56**:6065-6082 (2011).
- [87] Manual Varian Mecial System brachytherapy, instrucciones de uso conjunto de aplicadores para cuello uterino GM11004040.
- [88] www.ptw.de/farmer_chambers0.html
- [89] A. Rodríguez, Implementación de un sistema postal de control de calidad para TPSs en teleterapia, Tesis maestría Física Médica, Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú (2015).
- [90] J. Almansa, J. Torres, R. Guerrero. Monte Carlo dosimetry of the most commonly used 192Ir high dose rate brachytherapy sources, *Rev Fis Med* **12**:159-168 (2011).
- [91] ICRU. Tissue Substitutes in Radiation Dosimetry and Measurement, Report 44 (1996).
- [92] S. Scarboro, D. Cody, P. Alvarez, D. Followill, L. Court, F. Stingo, D. Zhang, M McNitt-Gray, and S. Kry. Characterization of the nano Dot OSLD dosimeter in CT, *Med. Phys.* **42**:1797-807 (2015).
- [93] IAEA. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua, Colección de informes técnicos N° 398 p 76:94 (2005).
- [94] F. Márquez. Implementación de un sistema dosimétrico basado en detectores de $Al_2O_3 : C$ y su uso en radioterapia, Tesis maestría Física Médica, Universidad Nacional de Ingeniería, Lima, Perú (2015).
- [95] L. DeWerd, G. Ibbott, A. Meigooni, M. Mitch, M. Rivard, K. Stump, B. Thomadsen and J. Venselarr. A dosimetric uncertainly analysis for photon-emitting brachytherapy sources: Report of AAPM Task Group N° 138 and GEC-ECTRO. *Med. Phys.* (**38**):2-20 2011.

- [96] C. Guzmán, A. de Almeida, J. Oliveira, F. Chen and O. Baffa. Ir-192 HDR transit dose and radial dose function determination using alanine/EPR dosimetry, *Phys. Med. Biol.* **50**:1109-1117 (2005).
- [97] B. Taylor and C. Kuyatt. Guidelines for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results, NIST Technical Note 1297 (1994).
- [98] G. Fonseca, R. Rubo, R. Minamisawa, G. dos Santos, P. Antunes and H. Yoriyaz. Determination of transit dose profile for a 192-Ir HDR source, *Med. Phys.* **40**:051717 (2013).
- [99] G. Fonseca, G. Landry, B. Reniers, A. Hoffmann, R. Rubo, P. Antunes, H. Yoriyaz and F. Verhaegen. The contribution from transit dose for 192-Ir HDR brachytherapy treatments, *Phys. Med. Biol.* **59**:1831-1844 (2014).
- [100] <https://www.cancer.org/es/tratamiento/tratamientos-y-efectos-secundarios/tipos-de-tratamiento/radioterapia/guia-de-radioterapia/radioterapia-interna.html>.
- [101] IAEA. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. IAEA-TECDOC-1151 (2000).
- [102] <http://dle.rae.es/srv/search?m=30&w=heterog%C3%A9neo>.
- [103] IAEA. Dosimetry in diagnostic radiology: a international code of practice. TRS 457 (2007)
- [104] IAEA. Medición de incertezas. IAEA-TECDOC 1585 (2008).

Anexos

Anexo A Prueba al sistema de cálculo del TPS en HDR

1. Datos del participante

- a)* Nombre de la institución
- b)* Dirección de la institución
- c)* Nombre del físico médico a cargo
- d)* Correo de contacto

2. Datos del equipo de HDR y del TPS

- a)* Tipo de fuente
- b)* Modelo de la fuente
- c)* Nombre del TPS
- d)* Versión del TPS
- e)* Algoritmo del cálculo de dosis
- f)* Tamaño de la matriz para el cálculo de dosis
- g)* Tamaño del voxel para el cálculo de dosis

3. Prueba de las librerías cargadas al sistema

- a)* Ubicar la fuente en la posición en el origen de coordenadas $(0,0)$ y en base a la figura 65 prescriba una dosis de 1000 cGy en el punto $(r, \theta) = (1 \text{ cm}, 90^\circ)$, luego llenar los valores de dosis que aparecen en cada punto, según el cuadro

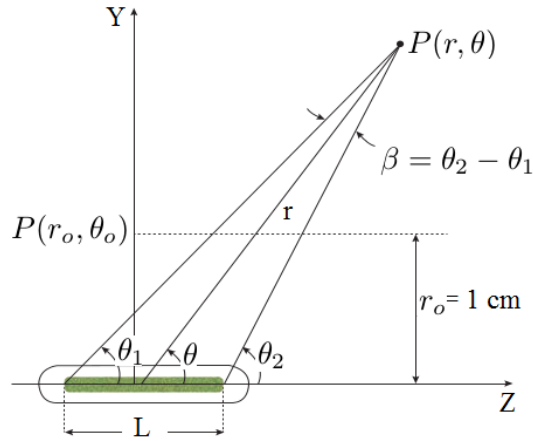


Figura 65: Esquema de la aproximación de fuente lineal para determinar la función de geometría [42].

Cuadro 35: Valores de dosis alrededor de la fuente de HDR, en coordenadas polares.

$\theta \backslash r$ [cm]	0.5	1	2	3	4	5	6	8	10
0°		1000							
5°									
10°									
30°									
50°									
90°									
120°									
150°									
170°									
180°									

4. Prueba al sistema de cálculo de dosis

- a) Ubicar el *tandem* recto de tal manera que la intersección entre la parte gruesa y la parte delgada esté en el origen de coordenadas.

- b) Ubique el aplicador que mas comúnmente utiliza para sus tratamientos ginecológicos, de tal manera que la parte superior de este coincida con el eje de coordenadas.
- c) Establezca 3 paradas para la fuente, una en la posición (0,4) cm, otra en la posición (0,0) y la última en la posición (0,-5) cm. El tiempo de parada debe ser el mismo para las tres fuentes.
- d) Prescriba una dosis de 1000 cGy en el punto (5,0) cm.
- e) Llenar los valores de dosis que aparecen en cada punto, según el cuadro 36

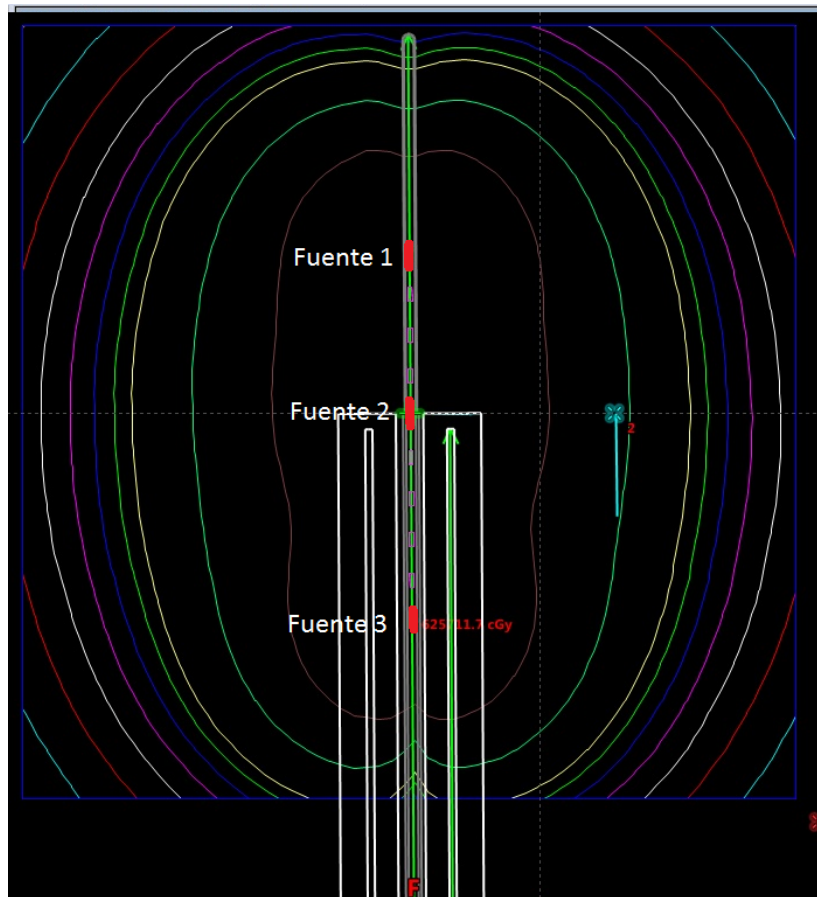


Figura 66: *Distribución de fuentes para la prueba al sistema de cálculo de dosis.*

Nombre del aplicador	
Modelo	

Cuadro 36: Valores de dosis alrededor de la fuente de HDR, en coordenadas cartesianas.

Z [cm]\Y [cm]	2	4	5	8	10	12	15
15							
12							
10							
8							
5							
3							
0			1000				
-3							
-5							
-8							
-10							
-12							
-15							

5. Prueba dosimétrica

a) Pruebas previas a la irradiación

Prueba	Resultado + incerteza
Prueba del temporizador	
Prueba del posicionamiento de la fuente	
Medición del TKRA	
Actividad de la fuente	
Fecha de adquisición de datos	
Ortogonalidad de las imágenes del Arco en C	

a) Posicionamiento del fantoma para adquisición de imágenes

- 1) Armar el fantoma como se muestra en la figura 45. El aplicador vaginal debe llegar a toparse con el acrílico y el inserto del OSL debe estar a una distancia de 7.6 cm del centro del borde superior del aplicador vaginal de diámetro 3.5 cm.
- 2) Coloque el marcador radiopaco que viene en el kit de irradiación a la distancia de 7.6 cm al centro del borde superior del aplicador vaginal de 3.5 cm de diámetro, como se muestra en la figura 68
- 3) Coloque los acrílicos superiores para cubrir completamente al OSL.

b) Adquisición de imágenes

- 1) Colocar el arco en C en la posición de 0° . Medir la distancia desde la fuente hasta el centro del aplicador vaginal. Este valor será utilizado para escalar las imágenes posteriormente.
- 2) Tomar la placa en la posición de 0° .
- 3) Colocar el arco en C en la posición de 90° . Medir la distancia desde la fuente hasta el centro del aplicador vaginal. Este valor será utilizado para escalar las imágenes posteriormente.
- 4) Tomar la placa en la posición de 90° .
- 5) Ingresar las imágenes al planificador escaldándolas adecuadamente.



Figura 67: Configuración para la irradiación de los OSL.

c) Medición de la dosis de tránsito

- 1) Para la medición de la dosis de tránsito ubique el OSL ubicado en la bolsa rotulada “medición dosis de tránsito” y ubíquelo en el fantoma a una distancia de 7.6 cm de la fuente en lugar del marcador radiopaco.
- 2) Proceda a armar el fantoma como se muestra la figura 68. Es importante que la parte superior del aplicador choque con el acrílico y que la parte delgada del *tandem* comience justo en la parte superior del aplicador.
- 3) Planifique 3 paradas. Una en la posición +4, en la posición 0 y en la posición -5 como lo indica la figura 68, en cada parada el tiempo de detención de la fuente es de 0.3 seg.
- 4) Luego de la irradiación, ubique el dosímetro irradiado en el sobre “dosímetros de tránsito irradiados”
- 5) Repetir los pasos a, b, c y d con cada uno de los 3 dosímetros destinados a la medición de dosis de tránsito.

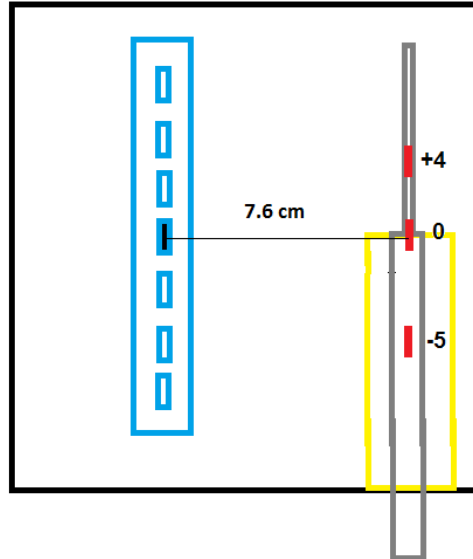


Figura 68: *Diseño del fantoma para la prueba dosimétrica.*

d) Medición de la dosis de tratamiento

- 1) Para la medición de la dosis de tratamiento ubique el OSL ubicado en la bolsa rotulada “medición dosis de tratamiento” y ubíquelo en el fantoma

a una distancia de 7.6 cm de la fuente en lugar del OSL de “dosis de tránsito”.

- 2) Proceda a armar el fantoma como se muestra la figura 68. Es importante que la parte superior del aplicador choque con el acrílico y que la parte delgada del *tandem* comienza justo en la parte superior del aplicador.
- 3) Planifique 3 paradas. Una en la posición +4, en la posición 0 y en la posición -5 como lo indica la figura 68, y prescriba una dosis de 2 Gy al OSL. El tiempo de parada debe ser el mismo en las 3 posiciones.
- 4) Luego de la irradiación, ubique el dosímetro irradiado en el sobre “dosímetros de tratamiento irradiados”
- 5) Repetir los pasos a, b, c y d con cada uno de los 5 dosímetros destinados a la medición de dosis de tratamiento.

e) Datos de la planificación

Persona que realizó la prueba	
Tiempo de tratamiento	
Actividad de la fuente	

Anexo B Resolución de la integral para el factor de geometría

Código matlab para resolución de integral para obtener el factor de geometría

```
N=100000; %la cantidad de números aleatorios en el intervalo
B=0;
x = ((-0.35)/2)+0.35*rand(N,1);%valores de x en el intervalo [-0.35,0.35]
y = (-0.03)+0.06*rand(N,1);%valores de y en el intervalo [-0.03,0.03]
z = ((-0.03))+0.06*rand(N,1);%valores de z en el intervalo [-0.03,0.03]
t=0;
toc
tic
a=xlsread('90x.xlsx');
u=2;
for u=2:17;%contador de filas
for v=2:17;%contador de columnas
for i=1:N
if (z(i,1)*z(i,1)+y(i,1)*y(i,1)<=(0.03)*(0.03))
t=t+1;
m(i)=x(i,1)-a(1,u); p(i)=y(i,1)-a(u,1);
f=1/(m(i)*m(i)+p(i)*p(i)+z(i,1)*z(i,1));
else f=0;
end y(i)=f;
end
end
end
s=max(max(y))+1;
w=s*rand(N,1);
for j=1:N
if (y(j)-w(j,1)>=0)%selecciona los puntos actodos bajo la superficie
B=B+1;
end
end
resultado=B*0.35*s*0.06*0.06/N
```

Anexo C Códigos para simulación Gamos

Código de entrada para simulación

```
/gamos/log/writeFiles FALSE
#GEOMETRIA
/gamos/setParam GmPhysicsParallel:LayeredMaterial 1
/gamos/setParam GmGeometryFromText:FileName fantoma.geom
/gamos/setParam GmGeometryFromText:FileNameParallel fuente.geom 1
/gamos/geometry GmGeometryFromText
#FISICA
/gamos/physicsList GmEMPhysics
#GENERADOR /gamos/generator GmGenerator
/gamos/random/setSeeds 1015 1016
/gamos/physics/prodCutsEnergyLimits 0.01*MeV 10.*MeV
/run/initialize
#tipo de fuente
/gamos/generator/addIsotopeSource fuente Ir192 10.*curie
/gamos/generator/energyDist fuente GmGenerDistEnergyConstantIsotopeDecay
/gamos/generator/positionDist fuente GmGenerDistPositionInG4Volumes fuente
/gamos/physics/addParallelProcess
/gamos/scoring/createMFDetector doseDet1 phantom
/gamos/scoring/addScorer2MFD doseScorer1 GmG4PSDoseDeposit doseDet1
/gamos/setParam GmPSPrinterSqdose_doseScorer1:FileName 1015-150-sqdose
/gamos/scoring/addPrinter2Scorer GmPSPrinterSqdose doseScorer1
/gamos/setParam GmPSPrinterTextFile:FileName 1015-150-scorer
/gamos/scoring/addPrinter2Scorer GmPSPrinterTextFile doseScorer1
/gamos/userAction GmCountTracksUA
#VISUALIZAR GEOMETRIA (POCAS CUENTAS)
#/control/execute ../../../../examples/visVRML2FILE.in
#NUMERO DE EVENTOS
/run/beamOn
```

Geometría del *fantoma* y contadores

```
:MIXT Agua 0.998 2 G4_H 11.1/100 G4_O 88.9/100
:ROTM R00 0. 0. 0.
:VOLU world TUBE 0 20*cm 20*cm G4_TISSUE_SOFT_ICRP
:VOLU phantom_container1 BOX 1*mm 15*cm 15*cm G4_TISSUE_SOFT_ICRP
:VOLU phantom BOX 1*mm 1*mm 1*mm G4_TISSUE_SOFT_ICRP
:PLACE_PARAM phantom 1 phantom_container1 PHANTOM 1 150 150 2.*mm
2.*mm 2.*mm
:PLACE phantom_container1 1 world R00 0 0 0
:CHECK_OVERLAPS * ON
```

Geometría de la fuente y aplicadores

:MIXT Aire 0.0012 5

G4_H 0.073/100

G4_C 0.012/100

G4_N 75.033/100

G4_O 23.608/100

G4_Ar 1.274/100

:MIXT 316L 8.03 10

G4_C 0.03/100

G4_N 0.1/100

G4_Si 0.75/100

G4_P 0.045/100

G4_S 0.03/100

G4_Cr 17.0/100

G4_Mn 2.0/100

G4_Fe 65.545/100

G4_Ni 12.0/100

G4_Mo 2.5/100

:MIXT 304acero 5.6 9

G4_C 0.08/100

G4_N 0.1/100

G4_Si 0.75/100

G4_P 0.045/100

G4_S 0.03/100

G4_Cr 19.0/100

G4_Mn 2.0/100

G4_Fe 68.745/100

G4_Ni 9.25/100

:MIXT PPSU 1.29 4

G4_C 24/45

G4_H 16/45

G4_O 4/45

G4_S 1/45

```

//fuente
:VOLU acero TUBE 0. 0.45 2.1825 316L
:PLACE acero 1 tubo_de_aire R00 0. 0. 0.9325
:COLOUR acero 1 1 1
:VOLU fuente TUBE 0. 0.3 1.75 G4_Ir
:PLACE fuente 1 aire R00 0. 0. 0.05 :COLOUR fuente 0 0 1
:VOLU aire TUBE 0. 0.35 1.8 Aire
:PLACE aire 1 acero R00 0. 0. -0.0825
:COLOUR aire 0 1 1
:VOLU acero2 CONE 0. 0.45 0. 0.175 0.0775 316L
:PLACE acero2 1 tubo_de_aire R00 0. 0 3.1925
:COLOUR acero2 1 1 1
:VOLU acerocable TUBE 0. 0.45 5 304acero
:PLACE acerocable 1 tubo_de_aire R00 0. 0. -6.25
:COLOUR acerocable 1 0 1
//semi esfera punta tandem
:SOLID esfera1 SPHERE 0. 1.8 0 360 0 90
:SOLID esfera0 SPHERE 0. 1.5 0 360 0 90
:VOLU semiesfera esfera1 316L
:PLACE semiesfera 1 world R00 0 0 98.2
:COLOUR semiesfera 1 1 1
:VOLU semilesfera esfera0 Aire
:PLACE semilesfera 1 semiesfera R00 0 0 0
:COLOUR semilesfera 0 1 1
//tubo del tandem delgado
:VOLU con31 TUBE 1.5 1.8 49.1 316L
:PLACE con31 1 world R00 0. 0 49.1
:COLOUR con31 1 1 1
//aire_dentro_del_tandem
:VOLU tubo_de_aire TUBE 0 1.5 149.1 Aire
:PLACE tubo_de_aire 1 world R00 0 0 -50.9
:COLOUR tubo_de_aire 0 0 1
//tubo tandem grueso
:VOLU con4 TUBE 1.5 3.3 100 316L

```

```
:PLACE con4 1 world R00 0. 0. -100
:COLOUR con4 0.5 1 1
//aplicador
:SOLID cono3 CONS 0 3.3 0 8.5 20 0 360
:SOLID cono4 TUBE 0 3.3 20
:SOLID cono5 SUBTRACTION cono3 cono4 R00 0 0 0
:SOLID cono CONS 0 3.3 0 8.5 20 0 360
:SOLID cono1 CONS 0 17.5 0 17.5 20 0 360
:SOLID cono2 SUBTRACTION cono1 cono R00 0 0 0
:VOLU tubo2 TUBE 3.3 17.5 55 PPSU
:PLACE tubo2 1 world R00 0 0 -95
:COLOUR tubo2 1 1 0.5
:VOLU semi31 cono2 PPSU
:PLACE semi31 1 world R00 0 0 -20
:COLOUR semi31 1 1 0.5
:VOLU aireapli cono5 Aire
:PLACE aireapli 1 world R00 0 0 -20
:COLOUR aireapli 0 0 1
```


Anexo D Cálculo de incertezas

Para el cálculo de incertidumbre se siguen las recomendaciones establecidas en los documentos publicados por el NIST y la IAEA [93, 97, 103, 104]. Para la estimación de la incertidumbre combinada, μ_C , a partir de la incerteza estadística, μ_A y la incerteza del instrumento de medición, μ_B , se utiliza la expresión

$$\mu_C = \sqrt{\mu_A + \mu_B} \quad (52)$$

La incertidumbre de una función f , de la forma $f(y_1, y_2, \dots, y_n)$, que depende de las variables y_1, y_2, \dots, y_n , cada una con una incerteza $u_1(y_1), u_2(y_2), \dots, u_n(y_n)$ y todas estadísticamente independientes, se calcula a partir de la expresión

$$u_f(f) \cong \sqrt{\left(\frac{\partial f}{\partial y_1}\right)^2 \cdot u_1^2(y_1) + \left(\frac{\partial f}{\partial y_2}\right)^2 \cdot u_2^2(y_2) + \dots + \left(\frac{\partial f}{\partial y_n}\right)^2 \cdot u_n^2(y_n)} \quad (53)$$

La incertidumbre expandida en este trabajo es numéricamente igual al valor de la incertidumbre combinada, ya que para cada tipo de incerteza se considera un factor de cobertura $K=1$.

Cálculo de incertezas para prueba de librerías

Cuadro 37: *Evaluación de incertezas en el cálculo teórico de D_{abs} [95].*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando				Incerteza $\mu_C(K = 1)$ % del mesurando
	Variables	μ_A %	μ_B %	$\mu_C(K = 1)$ %	
$D_{\text{abs,teórico}}$	Función de geometría	-	-	-	1.6
	Función de dosis radial	0.0	1.0	1.0	
	Función de anisotropía	0.0	1.3	1.3	
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	
$D_{\text{abs,TPS}}$	Algoritmo de cálculo	0.0	2.6	2.6	2.6
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	

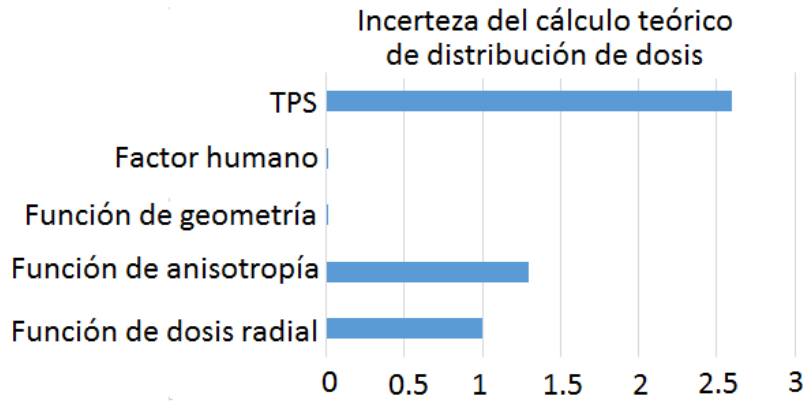


Figura 69: *Incertezas en la prueba del cálculo teórico de D_{abs} .*

En la evaluación de las incertezas, no se considera la incerteza de la función de geometría, debido a que el método con el que se calculó dicha función, sólo obtiene un valor, por lo que no se puede calcular la desviación standard ni el coeficiente de variación. Tampoco se considera el factor humano, denotado como N.A. debido que se considera que es un experto calificado la persona que usa el TPS y que obtiene las tablas de la función de anisotropía y función de dosis radial.

La incerteza combinada expandida, con un factor de cobertura $K=1$, para la prueba de librerías, en donde se compara la distribución de dosis obtenida por el TPS y la calculada usando el algoritmo de cálculo establecido en el TG-43, en base al cuadro 37, está dada por

$$\mu_C(K = 1) = \sqrt{1,6 \%^2 + 2,6 \%^2} = 3,1 \%$$

Cálculo de incertezas para prueba de distribución de dosis con Monte Carlo

Los cálculos de distribución de dosis con MC se han hecho con un total de 10^9 historias, por lo que se ha reducido la incerteza estadística, con un $K=1$, por debajo de un 3 %, a menos de 10 cm de la fuente, esto se muestra en los cuadros 38 y 39.

Cuadro 38: *Incerteza estadística ($\mu_A(K = 1)$ %) en los cálculos de distribución de D_{abs} alrededor de la fuente GammaMed Plus con MC.*

Z [cm] \ Y [cm]	0.9	1.9	3.9	5.9	7.9	9.9	11.9	13.9	14.9
14.9	0.5	0.6	0.7	0.9	1.2	1.4	1.8	2.0	2.2
13.9	0.5	0.6	0.7	0.9	1.2	1.4	1.7	1.9	2.2
11.9	0.4	0.5	0.7	0.9	1.1	1.4	1.7	2.0	2.1
9.9	0.4	0.4	0.7	0.9	1.1	1.4	1.6	2.0	2.1
7.9	0.3	0.4	0.6	0.9	1.1	1.4	1.6	1.9	2.1
5.9	0.3	0.3	0.6	0.9	1.1	1.4	1.6	1.9	2.1
3.9	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.4	1.6	2.0	2.1
1.9	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.3	1.7	1.9	2.1
0.9	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.3	1.6	1.9	2.1
0.1	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.3	1.6	1.9	2.1
-0.1	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.3	1.6	1.9	2.1
-0.9	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.3	1.6	1.9	2.1
-1.9	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.3	1.7	1.9	2.1
-3.9	0.2	0.3	0.6	0.8	1.1	1.4	1.6	2.0	2.1
-5.9	0.3	0.3	0.6	0.9	1.1	1.4	1.6	1.9	2.1
-7.9	0.3	0.4	0.6	0.9	1.1	1.4	1.6	1.9	2.1
-9.9	0.4	0.4	0.7	0.9	1.1	1.4	1.6	2.0	2.1
-11.9	0.4	0.5	0.7	0.9	1.1	1.4	1.7	2.0	2.1
-13.9	0.5	0.6	0.7	0.9	1.2	1.4	1.7	1.9	2.2
14.9	0.5	0.6	0.7	0.9	1.2	1.4	1.8	2.0	2.2

Cuadro 39: Incerteza estadística ($\mu_A(K = 1) \%$) en los cálculos de distribución de D_{abs} alrededor la fuente GammaMed Plus, incluyendo el efecto de los aplicadores con MC.

Z [cm] \ Y [cm]	0.9	1.9	3.9	5.9	7.9	9.9	11.9	13.9	14.9
14.9	2.3	2.5	2.4	2.5	2.5	2.8	3.0	3.5	5.3
13.9	2.2	2.1	2.3	2.3	2.5	2.5	2.9	3.1	3.2
11.9	1.8	1.9	1.8	2.1	2.0	2.3	2.5	2.7	3.0
9.9	1.6	1.6	1.6	1.6	1.9	2.1	2.3	2.6	2.7
7.9	1.3	1.3	1.4	1.4	1.6	1.8	2.0	2.3	2.5
5.9	1.0	1.0	1.1	1.2	1.4	1.6	1.8	2.0	2.8
3.9	0.6	0.7	0.8	1.0	1.3	1.4	1.7	2.1	2.2
1.9	0.3	0.4	0.7	0.9	1.1	1.4	1.7	2.0	2.1
0.9	0.2	0.3	0.6	0.9	1.1	1.4	1.7	2.0	2.1
0.1	0.1	0.3	0.6	0.9	1.1	1.4	1.7	1.9	2.1
-0.1	0.1	0.3	0.6	0.9	1.1	1.4	1.6	1.9	2.1
-0.9	0.2	0.3	0.6	0.9	1.1	1.4	1.7	2.0	2.2
-1.9	0.3	0.4	0.7	0.9	1.1	1.4	1.7	2.1	2.2
-3.9	0.6	0.7	0.8	1.0	1.2	1.5	1.8	2.0	2.2
-5.9	0.9	1.0	1.0	1.2	1.4	1.7	1.8	2.2	2.3
-7.9	1.2	1.4	1.3	1.4	1.6	1.9	2.0	2.4	2.5
-9.9	1.5	1.5	1.6	1.7	1.9	2.1	2.2	2.5	2.7
-11.9	2.0	1.9	1.8	2.1	2.4	2.2	2.6	2.6	3.0
-13.9	2.3	2.3	2.3	2.3	2.5	2.6	2.8	3.1	3.2
14.9	2.4	2.4	2.5	2.8	2.7	2.8	3.0	3.4	3.3

La atenuación de D_{abs} se ha calculado mediante la expresión

$$\text{Error relativo} = 100 \% \cdot \frac{\text{Dosis}_{\text{medio}}}{\text{Dosis}_{\text{agua}}} \quad (54)$$

por lo que la incerteza estadística, μ_A , del cociente de D_{abs} se obtiene mediante la expresión

$$\mu_{A,\text{cociente}}(K = 1) \% = \sqrt{\mu_{A,\text{medio}}^2 + \mu_{A,\text{agua}}^2} \quad (55)$$

resultado que se muestra en el cuadro 40.

Cuadro 40: Incerteza estadística ($\mu_{A,\text{cociente}}(K = 1) \%$) de los cálculos de atenuación de D_{abs} con MC.

Z [cm] \ Y [cm]	0.9	1.9	3.9	5.9	7.9	9.9	11.9	13.9	14.9
14.9	2.4	2.5	2.5	2.7	2.7	3.1	3.5	4.0	5.7
13.9	2.3	2.1	2.3	2.5	2.7	2.9	3.3	3.7	3.8
11.9	1.8	1.9	1.9	2.2	2.4	2.6	3.0	3.3	3.6
9.9	1.6	1.6	1.7	1.9	2.1	2.5	2.8	3.3	3.4
7.9	1.3	1.3	1.5	1.6	1.9	2.3	2.6	3.0	3.2
5.9	1.0	1.1	1.2	1.4	1.7	2.1	2.4	2.8	3.1
3.9	0.6	0.8	1.0	1.3	1.6	2.0	2.3	2.8	3.0
1.9	0.3	0.5	0.8	1.2	1.6	1.9	2.4	2.8	2.9
0.9	0.2	0.4	0.8	1.2	1.5	1.9	2.3	2.7	2.9
0.1	0.2	0.4	0.8	1.2	1.5	1.9	2.3	2.7	2.9
-0.1	0.2	0.4	0.8	1.2	1.5	1.9	2.3	2.7	2.9
-0.9	0.2	0.4	0.8	1.2	1.5	1.9	2.3	2.8	3.0
-1.9	0.3	0.5	0.8	1.2	1.5	1.9	2.3	2.8	2.9
-3.9	0.6	0.8	1.0	1.3	1.6	2.0	2.4	2.7	3.0
-5.9	0.9	1.1	1.2	1.5	1.7	2.1	2.5	2.9	3.1
-7.9	1.2	1.4	1.4	1.6	1.9	2.3	2.6	3.0	3.2
-9.9	1.5	1.6	1.7	1.9	2.1	2.4	2.7	3.2	3.4
-11.9	2.0	2.0	2.0	2.2	2.4	2.6	3.0	3.4	3.7
-13.9	2.3	2.4	2.3	2.4	2.7	2.9	3.3	3.7	3.9
14.9	2.4	2.5	2.5	3.0	2.9	3.1	3.4	3.9	3.9

El trabajo realizado por la TG-138 de la AAPM y el GEC-ESTRO [95], cuantificó, en términos generales, las incertezas del TPS, así como de la incerteza propias del cálculo MC, como lo son: las librerías de los modelos electromagnéticos, la librería de los contadores, la geometría y la energía de los fotones de la fuente de braquiterapia.

Las variables que inciden en el cálculo de la incerteza de la prueba de distribución de D_{abs} , se encuentran en el cuadro 41.

Cuadro 41: *Evaluación de incertezas de la prueba de distribución de dosis con MC [95].*

Variable	$\mu_B(K = 1) \%$
Librerías para transporte de radiación	0.30
Librerías para contadores	1.00
Geometría de la fuente	-
Energía de la fuente	0.50
TPS	2.60
Factor humano	N.A.

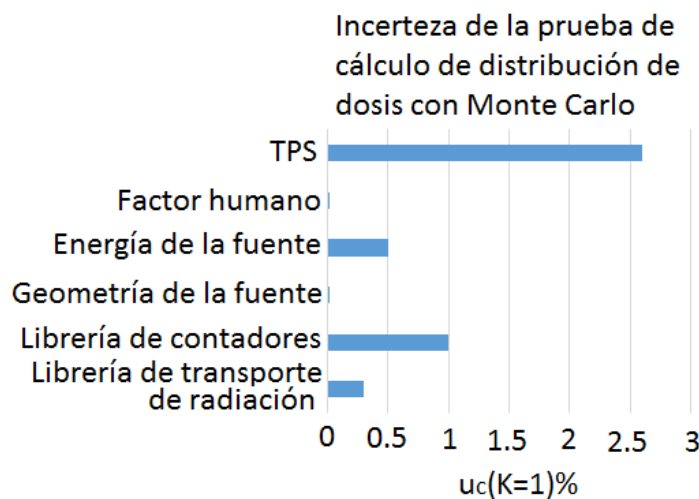


Figura 70: *Incertezas en la prueba de distribución de dosis con MC.*

En la evaluación de las incertezas no se considera el factor humano, debido que se considera que es un experto calificado la persona que usa el TPS y que realiza la simulación MC. Para realizar una evaluación de la incerteza generada por la geometría de la fuente, es necesario realizar una nueva simulación en que se varíe, tanto la densidad como las dimensiones de la fuente, evaluación que escapa a los alcances de este trabajo.

Debido a que no existe una relación explícita que relacione la incerteza de la energía de la fuente o la librería de los contadores o de transporte de radiación entre sí o con el cálculo de D_{abs} , por lo que no es posible calcular la incerteza combinada debido a que no se conocen los coeficientes de correlación entre las variables.

Cálculo de incertezas para la prueba de exactitud de dosis

Prueba de estabilidad del acelerador lineal

Cuadro 42: *Evaluación de incertezas en la medición de D_{abs} con la C.I. [95].*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando				Incerteza $\mu_C(K = 1) \%$ del mesurando
	Variables	$\mu_A \%$	$\mu_B \%$	$\mu_C(K = 1) \%$	
$D_{\text{abs, CI}}$	SSD	0.0	N.I.	N.I.	2.5
	CI	0.1	1.1	1.1	
	UM	-	2.0	2.0	
	Ángulo del gantry	0.0	N.I.	N.I.	
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	
	Presión	0.0	N.I.	N.I.	
	Temperatura	0.0	N.I.	N.I.	
	K_{pol}	-	0.3	0.3	
	K_{elec}	N.A.	N.A.	N.A.	
	K_S	-	0.3	0.3	
	K_{Q, Q_0}	-	1.0	1.0	

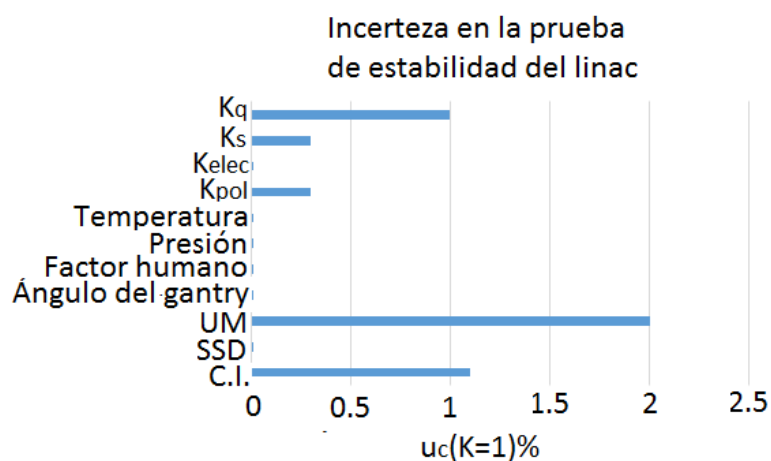


Figura 71: *Incertezas en la prueba de estabilidad del linac.*

Para el cálculo de la incerteza tipo B de la variable SSD, se calcula según la ley del inverso del cuadrado de la distancia, del cual se obtiene

$$\mu_B = 1 - \left(\frac{101,6}{101,5} \right)^2 < 0,002$$

Por lo que se concluye que no influye, N.I. en el cálculo de dosis la incerteza asociada a la distancia.

Para el cálculo de la incerteza tipo B de la variable ángulo del gantry, se calcula según la ley del inverso del cuadrado de la distancia, del cual se obtiene

$$\mu_B = 1 - \left(\frac{\cos(0,1)}{\cos(0,0)} \right)^2 < 0,002$$

Por lo que se concluye que N.I. en el cálculo de dosis la incerteza asociada a la distancia.

Para el cálculo de la incerteza tipo B de la variable presión y temperatura, el instrumento de medición tiene una incerteza para la temperatura de 0.1 °C y para la presión de 1 hPa, por lo que al evaluar la incerteza del factor de corrección por presión y temperatura, según lo muestra la IAEA en su TEC-DOC 1585 [104] en la ecuación 31, no incide en el cálculo de incertidumbre de la dosis.

La incerteza para el factor de corrección por el electrómetro no aplica, debido a que la cámara Farmer es calibra en conjunto con el electrómetro.

Las incertezas de los factores K_{pol} , K_{elec} , K_S y K_{Q,Q_0} son obtenidas de la publicación de la IAEA TRS-398 [93].

Prueba de factor de homogeneidad de los OSL

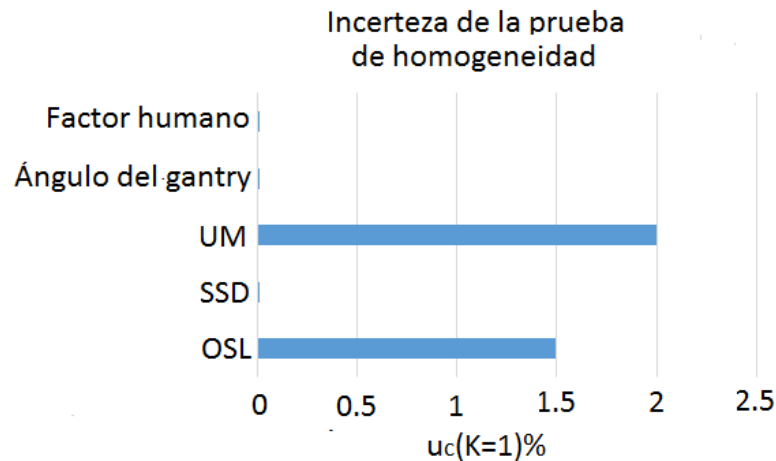


Figura 72: Incertezas en la prueba de homogeneidad del OSL.

Cuadro 43: *Evaluación de incertezas de la prueba de homogeneidad del OSL*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando					Incerteza $\mu_C(K = 1) \%$ del mesurando
	VARIABLES	código	$\mu_A \%$	$\mu_B \%$	$\mu_C(K = 1) \%$	
$D_{\text{abs,OSL}}$	OSL	7956Y	0.38	1.44	1.49	2.49
		79746	0.37		1.49	2.49
		7957W	0.50		1.52	2.51
		7930D	0.35		1.48	2.49
		79821	0.47		1.51	2.51
		7989P	0.60		1.56	2.54
		79026	0.26		1.46	2.48
		7979M	0.17		1.45	2.47
		7965T	0.46		1.51	2.51
		7913S	0.44		1.51	2.51
		79040	0.35		1.48	2.49
		7935R	0.66		1.58	2.55
		79346	0.29		1.47	2.48
		7958T	0.35		1.48	2.48
		79840	0.22		1.46	2.48
		7963Z	0.31		1.47	2.48
	7955U	0.33	1.48	2.48		
	SSD	-	0.0	N.I.	N.I.	-
	UM	-	-	2.0	2.0	-
	Ángulo del gantry	-	0.0	N.I.	N.I.	-
Factor humano	-	N.A.	N.A.	N.A.	-	

Prueba de factor de linealidad de los OSL

Cuadro 44: *Evaluación de incertezas de la prueba de linealidad del OSL.*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando				Incerteza $\mu_C(K = 1)$ % del mesurando
	Variables	μ_A %	μ_B %	$\mu_C(K = 1)$ %	
Linealidad OSL	OSL	0.77	1.44	1.63	2.58
	SSD	0.0	N.I.	N.I.	
	UM	-	2.0	2.0	
	Ángulo del gantry	0.0	N.I.	N.I.	
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	

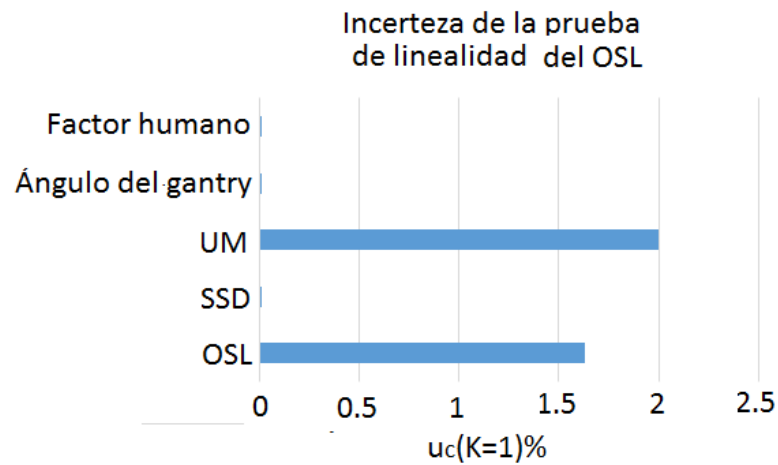


Figura 73: *Incertezas en la prueba de linealidad del OSL.*

Prueba de factor de tasa de dosis de los OSL

Cuadro 45: *Evaluación de incertezas de la prueba de tasa de dosis del OSL.*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando				Incerteza $\mu_C(K = 1)$ % del mesurando
	VARIABLES	μ_A %	μ_B %	$\mu_C(K = 1)$ %	
Dependencia de tasa de dosis OSL	OSL	1.23	1.44	1.89	2.75
	SSD	0.0	N.I.	N.I.	
	UM	-	2.0	2.0	
	Ángulo del gantry	0.0	N.I.	N.I.	
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	

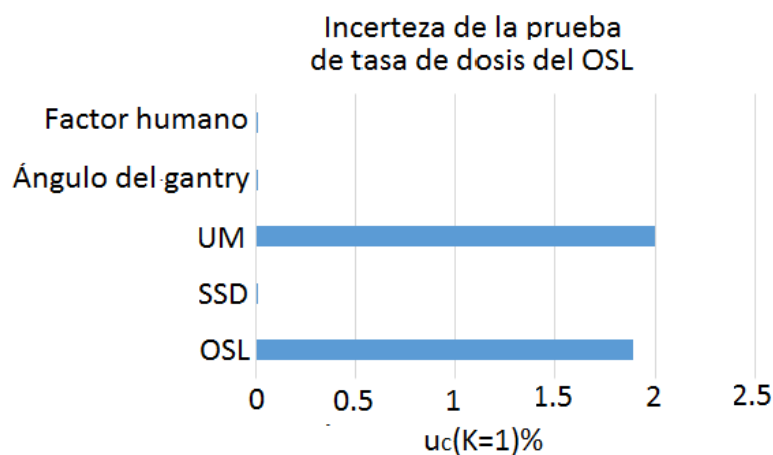


Figura 74: *Incertezas en la prueba de tasa de dosis del OSL.*

Prueba de factor de relectura del OSL

Cuadro 46: *Evaluación de incertezas de la prueba de relectura del OSL.*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando				Incerteza $\mu_C(K = 1)$ % del mesurando
	VARIABLES	μ_A %	μ_B %	$\mu_C(K = 1)$ %	
Relectura del OSL	OSL	0.16	1.44	1.45	1.45
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	

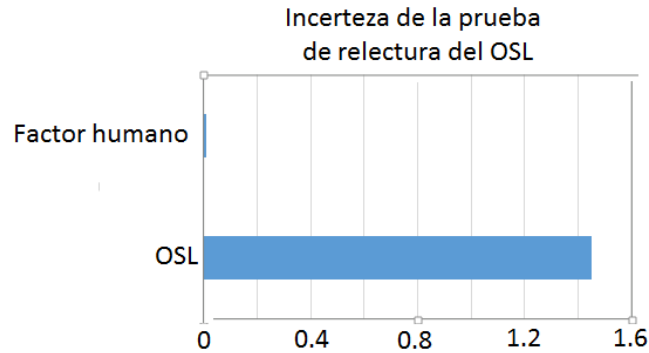


Figura 75: Incertezas en la prueba de relectura del OSL.

Prueba de factor de desvanecimiento de las cuentas por el paso de los días

Cuadro 47: Evaluación de incertezas de la prueba de desvanecimiento de las cuentas del OSL por el paso de los días.

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando			Incerteza $\mu_C(K = 1) \%$ del mesurando
	Variables	$\mu_A \%$	$\mu_B \%$	
Relectura del OSL	OSL	0.29	1.44	1.47
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.

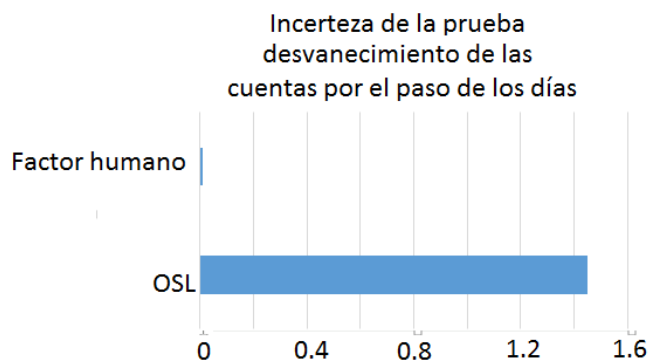


Figura 76: Incertezas en la prueba de desvanecimiento de las cuentas por el paso de los días del OSL.

Prueba de factor de dependencia angular del OSL

Cuadro 48: *Evaluación de incertezas de la prueba de dependencia angular del OSL.*

Medurando	Incertezas de las variables que afectan el medurando				Incerteza $\mu_C(K = 1) \%$ del medurando
	Variables	$\mu_A \%$	$\mu_B \%$	$\mu_C(K = 1) \%$	
Dependencia angular del OSL	OSL	0.66	1.44	1.58	2.55
	SSD	0.0	N.I.	N.I.	
	UM	-	2.0	2.0	
	Ángulo del gantry	0.0	N.I.	N.I.	
	Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	

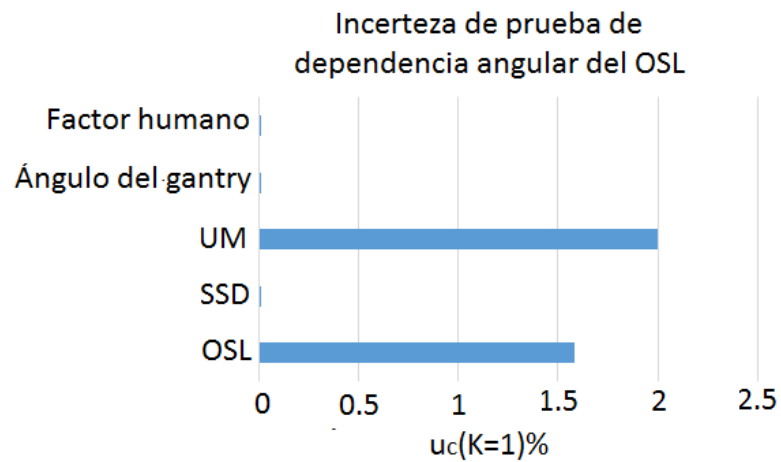


Figura 77: *Incertezas en la prueba de dependencia angular del OSL.*

Prueba de factor de calibración por energía del OSL

Cuadro 49: Evaluación de incertezas en la medición del factor de calibración por energía del OSL [95].

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando					Incerteza $\mu_C(K = 1) \%$ del mesurando
	Factores	Variables	$\mu_A \%$	$\mu_B \%$	$\mu_C(K = 1) \%$	
Factor de calibración por energía	$D_{abs,CI}$	SSD	0.0	N.I.	N.I.	3.5
		CI	0.1	1.1	1.1	
		UM	-	2.0	2.0	
		Ángulo del gantry	0.0	N.I.	N.I.	
		Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	
		Presión	0.0	N.I.	N.I.	
		Temperatura	0.0	N.I.	N.I.	
		K_{pol}	-	0.3	0.3	
		K_{elec}	N.A.	N.A.	N.A.	
		K_S	-	0.3	0.3	
		K_{Q,Q_0}	-	1.0	1.0	
	$D_{abs,OSL}$	OSL	0.32	1.44	1.5	
		SSD	0.0	N.I.	N.I.	
		UM	-	2.0	2.0	
		Ángulo del gantry	0.0	N.I.	N.I.	
		Factor humano	N.A.	N.A.	N.A.	

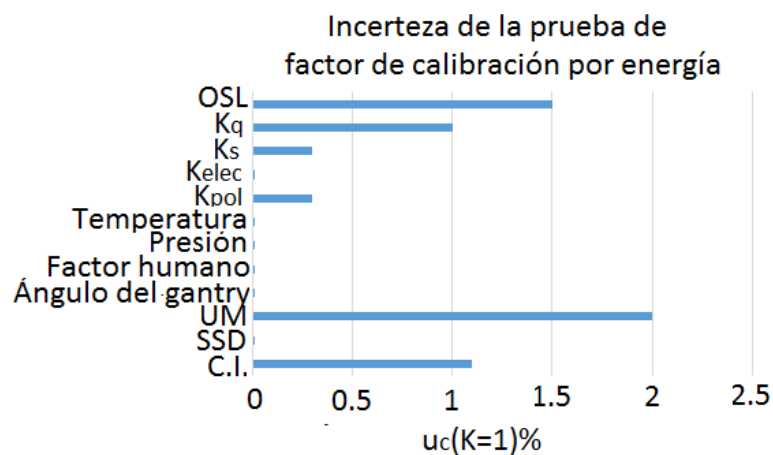


Figura 78: Incertezas en la prueba de factor de calibración por energía del OSL.

Prueba de exactitud de dosis entrega por el TPS, utilizando OSL

Cuadro 50: *Evaluación de incertezas de la prueba de dosis de tránsito con los OSL.*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando					Incerteza $\mu_C(K = 1) \%$ del mesurando
	Variables	código	$\mu_A \%$	$\mu_B \%$	$\mu_C(K = 1) \%$	
Dosis de tránsito	OSL	7935R	1.48	1.44	2.06	7.2
		79040	1.46		2.05	7.2
		7930D	1.22		1.89	7.2
	Magnificación	-	-	1.6	1.6	-
	Actividad	-	-	1.5	1.5	-
	TPS	-	-	2.6	2.6	-
	Factor humano	-	N.A.	N.A.	N.A.	-
	ξ_{FL}	-	-	-	2.58	-
	ξ_{TD}	-	-	-	2.75	-
	ξ_{RL}	-	-	-	1.45	-
	ξ_{θ}	-	-	-	2.55	-
	$\xi_{F_{c-6MV}}$	-	-	-	3.5	-
	$\xi_{F_{Ir}}$	-	-	-	1.0	-

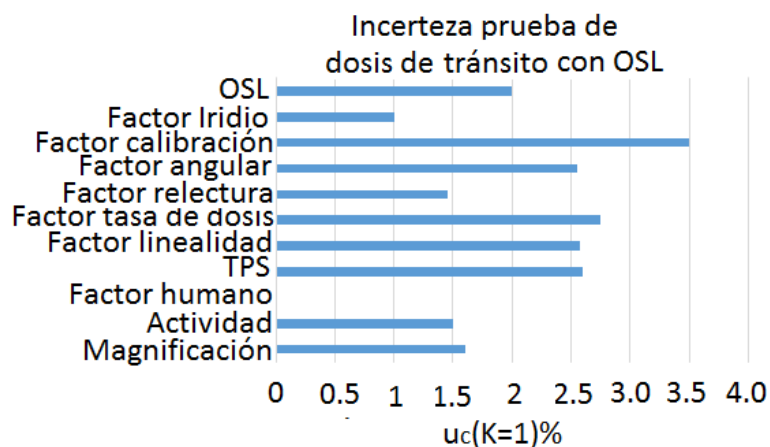


Figura 79: *Incertezas en la prueba de dosis de tránsito del OSL.*

Cuadro 51: *Evaluación de incertezas de la prueba de dosis de tratamiento con los OSL.*

Mesurando	Incertezas de las variables que afectan el mesurando					Incerteza $\mu_C(K=1)\%$ del mesurando
	Variables	código	$\mu_A\%$	$\mu_B\%$	$\mu_C(K=1)\%$	
Dosis de tratamiento	OSL	07913S	0.36 %	1.44	1.48	7.1
		07955U	0.45 %		1.51	7.1
		07956Y	0.38 %		1.49	7.1
		07957W	0.25 %		1.46	7.1
		079026	0.43 %		1.50	7.1
	Magnificación	-	-	1.6	1.6	-
	Actividad	-	-	1.5	1.5	-
	TPS	-	-	2.6	2.6	-
	Factor humano	-	N.A.	N.A.	N.A.	-
	ξ_{FL}	-	-	-	2.58	-
	ξ_{TD}	-	-	-	2.75	-
	ξ_{RL}	-	-	-	1.45	-
	ξ_{θ}	-	-	-	2.55	-
	$\xi_{F_{c-6MV}}$	-	-	-	3.5	-
	$\xi_{F_{Ir}}$	-	-	-	1.0	-

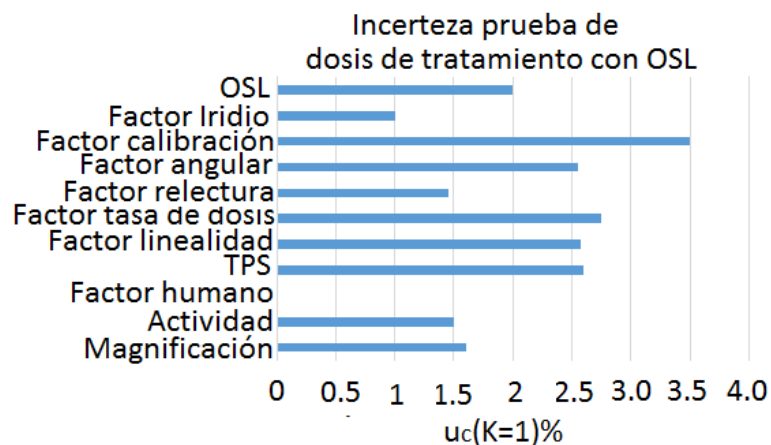



Figura 80: *Incertezas en la prueba de dosis de tratamiento del OSL.*

Anexo E Calibración cámara Farmer



IPEN
INSTITUTO PERUANO
DE ENERGIA NUCLEAR

LABORATORIO SECUNDARIO DE CALIBRACIONES DOSIMETRICAS
 Centro Nuclear - Av. José Sacco s/n - Lima 6
 Teléfono 4885050 - 279 // e-mail: lscd@ipen.gob.pe
 Oficina administrativa: Av. Canadá 1470 - Lima 41 // www.ipen.gob.pe
 Telefax: 4885050 / 4885090 - 281 // e-mail: sera@ipen.gob.pe

CERTIFICADO DE CALIBRACION

Nro. cd227-2016-mdra


2. **Equipo:**

Cámara de ionización: Marca: PTW Freiburg, Modelo: TN30013, Serie: 006118
 Electrómetro: Marca: Standard Imaging, Modelo: CDX 2000B, Serie: B100261
 Código de ingreso Nro. C183-16; Registro de calibración Nro. R227-16
3. **Fecha de calibración:** 2016-07-25
4. **Procedimiento:**
 - 4.1. **Método:** Por sustitución (TRS 374 IAEA)
 - 4.2. **Punto de referencia:** De acuerdo a las indicaciones del fabricante
 - 4.3. **Condiciones ambientales de referencia:** $T_0 = 20\text{ }^\circ\text{C}$; $P_0 = 101,325\text{ kPa}$
 - 4.4. **Voltaje de colección de los electrodos:** -300 V
5. **Resultado de calibración:**

Calidad	Factor de calibración, $N_{D,w}$ (mGy/nC)	U (%)
Rayos gamma de ^{60}Co	53,87	2,2

- La incertidumbre del factor de calibración corresponde a un factor de cobertura $k = 2$, el cual proporciona un nivel de confianza del 95 %.
 - $N_{D,w}$ = Factor de calibración de dosis absorbida en agua (TRS 398 IAEA).

Lima, 2016-08-01



ERJ

Lic. Enrique Rojas Pereda
Responsable Técnico de Metrología
y Dosimetría de Radiaciones

Certificado Nro. cd227-2016-mdra

Página 1 de 1

Prohibida su reproducción total o parcial. Si se requiere copias, solicitarlas por escrito al ente emisor.

Figure 81: Certificado de calibración de la cámara Farmer.