

UNIVERSIDAD NACIONAL DE INGENIERÍA
Facultad de Ciencias



TESIS

**EVALUACIÓN DE LA DOSIS PERIFÉRICA PARA TRATAMIENTOS DE
RADIOCIRUGÍA EN BLANCOS SIMULADOS EN DIFERENTES POSICIONES
DE LA CABEZA DE UN FANTOMA**

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

ELABORADA POR

CECILIA QUEREBALÚ GARCÍA

Asesor

Dr. Carlos Javier Solano Salinas

Co-Asesores

Dra. Carmen Sandra Guzmán Calcina

Mg. José Fernando Márquez Pachas

LIMA - PERÚ
2019

DEDICATORIA

*Este trabajo es dedicado a Dios por darme la fortaleza para
cumplir mis metas, a mis padres y hermanos por ser el
motivo para seguir dando lo mejor
de mí, día a día.*

AGRADECIMIENTOS

Un agradecimiento especial al Dr. Carlos Javier Solano Salinas que como asesor de esta tesis, me ha orientado, apoyado y corregido en la elaboración de este trabajo.

Al Mg. Fernando Márquez Pachas, que como co-asesor, me ha orientado y corregido para la elaboración de este trabajo. Gracias por su esfuerzo y dedicación.

A la Dra. Sandra Guzmán Calcina, que me ha asesorado dándome recomendaciones y sugerencias desde el inicio hasta el final de esta tesis.

Al Mg. Elmer Manuel Gastelo Díaz por el aporte brindado en los inicios del proyecto de esta tesis.

Al Instituto de radiocirugía del Perú (INRAPE), por facilitarme los equipos y materiales necesarios para llevar a cabo todas las actividades propuestas durante el desarrollo de esta tesis.

A la clínica San Pablo por facilitarme el uso de sus instalaciones, así como del equipo necesario. De la misma manera al Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas por facilitarme el uso de su máquina de Co-60, cuando fue necesario.

A mis amigos y colegas, por su motivación y por estar siempre dispuestos a brindarme su ayuda durante la elaboración de esta tesis. Muchas gracias.

ÍNDICE DE CONTENIDOS	IV
Índice de tablas	VII
Índice de figuras	VIII
Abreviaturas	XIII
Resumen	XIV
Abstract	XV
CAPÍTULO I. INTRODUCCIÓN.....	
1.1. OBJETIVOS.....	3
CAPÍTULO II. MARCO TEÓRICO.....	4
2.1. RADIOCIRUGÍA.....	4
2.1.1. Principios generales.....	4
2.1.2. Técnicas de radiocirugía estereotáctica para <i>linac</i> adaptados.....	7
2.1.3. Procedimiento de radiocirugía.....	9
2.1.3.1. Inmovilización y localización estereotáctica.....	9
2.1.3.2. Dosimetría y planificación de tratamiento.....	11
2.1.3.3. Entrega de tratamiento.....	11
2.2. PRINCIPIOS FÍSICOS DE RADIOCIRUGÍA.....	12
2.2.1. Principios Generales. Radiación ionizante.....	12
2.2.2. Haces clínicos para radiocirugía. Campos “pequeños”.....	12
2.2.2.1. Falta de equilibrio electrónico lateral (LCPE).....	13
2.2.2.2. Efecto de oclusión parcial de la fuente de fotones primarios por el sistema de colimación	14
2.2.2.3. Dimensiones del detector respecto al campo.....	14
2.2.3. Dosis. Cálculo de unidades de monitor.....	14
2.2.4. Principios de radiocirugía.....	18
2.2.4.1. Conformidad.....	19
2.2.4.2. Selectividad.....	19
2.3. DOSIS PERIFÉRICA.....	19
2.3.1. Dosis periférica en radiocirugía.....	20
2.4. PRINCIPIOS DE RADIOBIOLOGÍA EN RADIOCIRUGÍA.....	22
2.5. RADIOCARCINOGENESIS.....	25
2.5.1. Fuentes de datos de radiocarcinogenesis.....	26
2.6. PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.....	27

CAPÍTULO III. MARCO METODOLÓGICO.....	30
3.1. MATERIALES O INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN.....	30
3.1.1. Cámara de ionización: PTW semiflex 31013.....	30
3.1.2. Electrómetro: PTW Unidos ^{webline}	31
3.1.3. <i>Fantoma</i> para medida de dosis periférica.....	31
3.1.4. Película radiocrómica: gafchromic EBT-2.....	32
3.1.5. Sistema de escaneo densitométrico: escáner Epson Expression 11000 XL.....	33
3.1.6. <i>Linac</i> y accesorios de radiocirugía.....	33
3.1.7. Tomógrafo computarizado: Siemens Somatom Sensation.....	33
3.2. METODOLOGÍA.....	34
3.2.1. Proceso para uso de películas radiocrómicas.....	34
3.2.1.1. Procesamiento de imagen.....	34
3.2.1.2. Procedimiento de escaneo.....	34
3.2.1.3. Relación dosis respuesta.....	35
3.2.2. Caracterización de las películas radiocrómicas.....	35
3.2.2.1. Reproducibilidad de las películas radiocrómicas.....	35
3.2.2.2. Linealidad.....	36
3.2.2.3. Dependencia con la tasa de dosis.....	36
3.2.2.4. Dependencia energética.....	37
3.2.3. Calibración de las películas radiocrómicas.....	37
3.2.3.1. Procedimiento para la calibración de las películas radiocrómicas EBT2.....	37
3.2.4. Comparación de dosímetros.....	39
3.2.5. Procedimiento para evaluar la dosis periférica.....	40
3.2.5.1. Descripción de la técnica de radiocirugía.....	40
3.2.5.2. Obtención de las imágenes tomográficas del <i>fantoma</i> ...	41
3.2.5.3. Planificación del tratamiento.....	42
CAPÍTULO IV. RESULTADOS.....	46
4.1. CARACTERIZACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS....	46
4.1.1. Reproducibilidad de la respuesta de las películas.....	46
4.1.2. Linealidad.....	47
4.1.3. Dependencia con la tasa de dosis.....	48
4.1.4. Dependencia energética.....	48
4.2. CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS.....	49
4.3. COMPARACIÓN DE DOS TIPOS DE DOSÍMETROS.....	51

4.4.	DOSIS PERIFÉRICA.....	51
4.4.1.	Dosis periférica en las zonas de interés en el <i>fantoma</i>	51
4.4.2.	Análisis de la influencia de posición del blanco en la cabeza.....	59
4.4.3.	Análisis de la influencia del tamaño de colimador.....	61
4.4.3.1.	Plano 1.....	61
4.4.3.2.	Plano 2.....	65
4.4.3.3.	Plano 3.....	70
4.4.3.4.	Plano 4.....	74
4.4.4.	Análisis de la dosis periférica como función de la distancia cráneo caudal.....	80
4.4.4.1.	Plano 1.....	80
4.4.4.2.	Plano 2.....	83
4.4.4.3.	Plano 3.....	86
4.4.4.4.	Plano 4.....	87
CAPÍTULO V. CONCLUSIONES.....		90
BIBLIOGRAFÍA.....		92
ANEXOS		
A.	Acelerador lineal.....	96
B.	Enfermedades más comunes tratadas con radiocirugía.....	97
B.1.	Malformaciones arteriovenosas (MAV).....	97
B.2.	Neurinoma del acústico.....	98
B.3.	Adenoma de hipófisis.....	99
B.4.	Meningioma.....	99
B.5.	Metástasis cerebrales.....	100
C.	Certificados de calibración.....	102
C.1.	Certificado de calibración de la CI PTW TN31003 , serie 1969... ..	102
C.2.	Certificado de calibración de electrómetro PTW Unidos Weblin T10023, serie 000293.....	103
D.	Sistema de auditoría de calidad de radiocirugía MD Anderson.....	104
D.1.	Imagen.....	104
D.2.	Planificación.....	105
D.3.	Tratamiento.....	106

ÍNDICE DE TABLAS

TABLA 2.1	Lesiones más frecuentes en radiocirugía y las <i>D</i> usadas con <i>linac</i>	7
TABLA 3.1	Técnica de tratamiento utilizada en radiocirugía con 4 arcos	40
TABLA 3.2	Parámetros de los planes de radiocirugía para evaluar la <i>DP</i>	44
TABLA 4.1	Dosis usada para la calibración de las películas EBT2 en un rango de 0–85.2 cGy	50
TABLA 4.2	Comparación de medidas de <i>DPs</i> entre una CI PTW semiflex y películas radiocrómicas EBT2 para un campo de 10 x 10 cm ²	51
TABLA 4.3	<i>DP</i> en el Plano 1: Inf. Der. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	52
TABLA 4.4	<i>DP</i> en el Plano 1: Inf. Izq. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	52
TABLA 4.5	<i>DP</i> en el Plano 1: Sup. Der. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	53
TABLA 4.6	<i>DP</i> en el Plano 1: Sup. Izq. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	53
TABLA 4.7	<i>DP</i> en el Plano 2: Inf. Der. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	54
TABLA 4.8	<i>DP</i> en el Plano 2: Inf. Der. 2 con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	54
TABLA 4.9	<i>DP</i> en el Plano 2: Inf. Izq. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	55
TABLA 4.10	<i>DP</i> en el Plano 2: Inf. Izq. 2 con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	55
TABLA 4.11	<i>DP</i> en el Plano 2: Sup. Der. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	56
TABLA 4.12	<i>DP</i> en el Plano 2: Sup. Izq. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	56
TABLA 4.13	<i>DP</i> en el Plano 3: Sup. Der. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	57
TABLA 4.14	<i>DP</i> en el Plano 3: Sup. Izq. con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	57
TABLA 4.15	<i>DP</i> en el Plano 4: Centro con prescripción de <i>D</i> de 18 Gy al 80%.....	58
TABLA 4.16	<i>DP</i> en el Plano 4: Centro con prescripción de <i>D</i> de 12 Gy al 80%.....	58
TABLA 4.17	<i>DP</i> en el Plano 4: Centro con prescripción de <i>D</i> de 12 Gy al 50%.....	59
TABLA 4.18	Porcentaje de <i>DP</i> mínima y máxima con respecto a la <i>D</i> prescrita en diferentes posiciones del blanco en la cabeza del <i>fantoma</i>	60
TABLA 4.19	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 1: Inf. Der.....	80
TABLA 4.20	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 1: Inf. Izq.....	81
TABLA 4.21	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 1: Sup. Der.....	82
TABLA 4.22	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 1: Sup. Izq.....	82
TABLA 4.23	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Der.....	83
TABLA 4.24	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Izq	83
TABLA 4.25	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Der.2	84
TABLA 4.26	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Izq. 2.....	84
TABLA 4.27	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 2: Sup. Der.	85
TABLA 4.28	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 2: Sup. Izq.	85
TABLA 4.29	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 3: Sup. Der.	86
TABLA 4.30	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 3: Sup. Izq.	86
TABLA 4.31	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 4: Centro (18 Gy al 80%)	87
TABLA 4.32	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 4: Centro (12 Gy al 80%)	87
TABLA 4.33	<i>DP</i> con respecto a la DCC en el Plano 4: Centro (12 Gy al 50%)	88
TABLA B.1	Localizaciones más frecuentes de las MAV intracraneales	97
TABLA B.2	Localizaciones de las metástasis cerebrales	101

ÍNDICE DE FIGURAS

FIG. 2.1	Esquema del <i>Gamma Knife Perfexion</i>	5
FIG. 2.2	<i>Linac</i> Varian Clinac 2100 C/D, adaptado para radiocirugía	6
FIG. 2.3	Imagen reimpresa del reporte N° 54 de la AAPM, donde se pueden ver las entradas del haz en la cabeza para múltiples técnicas de radiocirugía...	9
FIG. 2.4	A la izquierda se muestra el sistema de localización para poder identificar los fiduciales y a la derecha el sistema de inmovilización	10
FIG. 2.5	Vista de un corte axial de una resonancia magnética con los fiduciales...	10
FIG. 2.6	Vista de la distribución de isodosis en el corte axial, coronal y sagital, en SPT Simuplan versión 7.8h.....	11
FIG. 2.7	A la izquierda el marco con platos de centrado, al centro soporte de mesa y a la derecha contenedor de conos (colimador)	12
FIG. 2.8	Relación dosis – kerma en función del radio del haz, para distintas energías	13
FIG. 2.9	Efecto de la oclusión parcial de la fuente con el ajuste de la disminución de colimador	14
FIG. 2.10	Vista axial tomográfica referencial con radios dibujado desde el isocentro en intervalos de rotación de 10°	15
FIG. 2.11	Supervivencia de células de mamíferos ilustrada en tejidos de respuesta tardía ($\alpha/\beta = 2$ Gy) para irradiación con dosis única y multifracción	23
FIG. 2.12	Ilustración del creciente interés en la radiocarcinogenesis	26
FIG. 2.13	Corte transversal de una película radiocrómica EBT2	28
FIG. 2.14	Espectro de absorción de la película radiocrómica gafchromic EBT2 cuando se irradia en el rango de 0–500 cGy	29
FIG. 2.15	Curva de calibración de DO vs <i>D</i> de una película radiocrómica EBT2.....	29
FIG. 3.1	A la izquierda el diseño básico de una CI (tipo farmer) y a la derecha la CI PTW semiflex 31013	31
FIG. 3.2	Electrómetro PTW Unidos ^{webline}	31
FIG. 3.3	Dimensiones del <i>fantoma</i> utilizado para la medida de <i>DP</i> , la periferie de la cabeza es de 52.5 cm y la longitud antero posterior es de 17 cm	32
FIG. 3.4	A la izquierda se muestra el escáner Epson Expression 11000 XL y a la derecha se muestra el espectro de la absorbancia del escáner Epson 10000XL	33
FIG. 3.5	Arreglo experimental utilizado para pruebas de reproducibilidad, linealidad, dependencia de tasa de dosis	36
FIG. 3.6	Geometría para calibración de las películas radiocrómicas	38
FIG. 3.7	Escalas angulares y direcciones de giro para el gantry y camilla para la técnica de cuatro arcos no coplanares utilizado	41
FIG. 3.8	A la izquierda <i>fantoma</i> con el inmovilizador y el localizador multimodal y a la derecha cortes sagital, axial y coronal y reconstrucción 3D.....	41
FIG. 3.9	Imágenes reimpresas para mostrar la división de los 4 planos.....	42

FIG. 3.10	Imágenes reimpresas para mostrar la división de los planos, vistas desde los corte axial, coronal y sagital	43
FIG. 4.1	Reproducibilidad de las películas EBT2 en un campo de 10 x 10 cm ² a DFS de 95 cm y a una profundidad de 5 cm	47
FIG. 4.2	Linealidad de la DO neta de las películas EBT2 para un rango de <i>D</i> bajas (de 1-93 cGy) en un campo de 10 x 10 cm ² a DFS de 95 cm	47
FIG. 4.3	Dependencia de la tasa de <i>D</i> que van en el rango de 100–600 cGy/UM..	48
FIG. 4.4	Respuesta energética de las películas radiocrómicas EBT2 para energías en un <i>linac</i> de 6 MV, 18 MV y para un Co-60, normalizadas a la respuesta de la película para la energía de Co-60	49
FIG. 4.5	Curva de calibración para la película radiocrómica EBT2, para una energía de 6 MV en un rango de dosis de 0–85.2 cGy	50
FIG. 4.6	Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 1: Inf. Der. y a la derecha Plano 1: Inf. Izq.	52
FIG. 4.7	Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 1: Sup. Der. y a la derecha Plano 1: Sup. Izq.	53
FIG. 4.8	Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 2: Inf. Der. y a la derecha Plano 2: Inf. Der. 2	54
FIG. 4.9	Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 2: Inf. Izq. y a la derecha Plano 2: Inf. Izq. 2	55
FIG. 4.10	Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 2: Sup. Der. y a la derecha Plano 2: Sup. Izq.	56
FIG. 4.11	Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 3: Sup. Der. y a la derecha Plano 3: Sup. Izq.	57
FIG. 4.12	Vistas del SPT de la distribución de isodosis del Plano 4: Centro.....	59
FIG. 4.13	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 1	61
FIG. 4.14	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 1	61
FIG. 4.15	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 1	62
FIG. 4.16	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup.Der. para el Plano1	62
FIG. 4.17	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup.Izq. para el Plano 1	63
FIG. 4.18	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 1.....	63
FIG. 4.19	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el Plano 1.....	64
FIG. 4.20	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el Plano 1	64
FIG. 4.21	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el Plano 1	65

FIG. 4.22	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 2	65
FIG. 4.23	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 2	66
FIG. 4.24	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 2	66
FIG. 4.25	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup.Der. para el Plano 2	67
FIG. 4.26	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Izq. para el Plano 2	67
FIG. 4.27	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 2	68
FIG. 4.28	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el Plano 2	68
FIG. 4.29	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el Plano 2	69
FIG. 4.30	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el Plano 2	69
FIG. 4.31	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 3	70
FIG. 4.32	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 3	70
FIG. 4.33	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 3	71
FIG. 4.34	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup.Der. para el Plano 3	71
FIG. 4.35	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Izq. para el Plano 3	72
FIG. 4.36	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 3	72
FIG. 4.37	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el Plano 3	73
FIG. 4.38	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el Plano 3	73
FIG. 4.39	Influencia de la posición del blanco en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el Plano 3	74
FIG. 4.40	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 4	74
FIG. 4.41	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 4	75
FIG. 4.42	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 4	75

FIG. 4.43	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup.Der. para el Plano 4	76
FIG. 4.44	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Izq. para el Plano 4	76
FIG. 4.45	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 4	77
FIG. 4.46	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el Plano 4	77
FIG. 4.47	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el Plano 4	78
FIG. 4.48	Influencia de la prescripción de dosis en la <i>DP</i> con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el plano 4	78
FIG. 4.49	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 1: Inf. Der	81
FIG. 4.50	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 1: Inf. Izq	81
FIG. 4.51	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 1:Sup.Der	82
FIG. 4.52	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 1: Sup.Izq	82
FIG. 4.53	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 2: Inf. Der	83
FIG. 4.54	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 2: Inf. Izq	83
FIG. 4.55	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 2: Inf.Der.2	84
FIG. 4.56	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 2:Inf.Izq.2	84
FIG. 4.57	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 2:Sup.Der	85
FIG. 4.58	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 2: Sup.Izq	85
FIG. 4.59	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 3:Sup.Der	86
FIG. 4.60	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 3: Sup.Izq	86
FIG. 4.61	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 4: Centro	87
FIG. 4.62	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 4: Centro	87
FIG. 4.63	Dependencia de la <i>DP</i> como función de la DCC para el Plano 4: Centro	88
FIG. A.1	Componentes básicos de un acelerador lineal	96
FIG. B.1	A la izquierda formación de una MAV y a la derecha localizaciones más comunes de una MAV	98
FIG. B.2	A la izquierda una imagen ilustrativa del neurinoma del acústico y a la derecha una imagen de RM con contraste que es la prueba diagnóstica de elección	98
FIG. B.3	Vista lateral del cerebro, en la imagen de la izquierda se ve la posición de la hipófisis y a la derecha una imagen de RM con adenoma de hipófisis	99
FIG. B.4	A la izquierda localizaciones más frecuentes de los meningiomas y a la derecha vista de una RM del meningioma del surco olfatorio	100
FIG. B.5	Metástasis única cerebelosa de cáncer de recto, obtenida con RM y a la derecha metástasis múltiples de cáncer de pulmón	101
FIG. D.1	A la izquierda se puede observar el <i>fantoma</i> de cabeza. A la derecha esquema de los dos insertos del <i>fantoma</i> de cabeza	104

FIG. D.2	A la izquierda el <i>fantoma</i> con el inmovilizador de cabeza, y a la derecha la reconstrucción en 3D de imágenes tomográficas adquiridas al <i>fantoma</i> con el inserto de imagen	105
FIG. D.3	Vista coronal, axial y sagital de la planificación del <i>fantoma</i> con el SPT Simuplan	106
FIG. D.4	Tratamiento del <i>fantoma</i> MD Anderson	106
FIG. D.5	Reporte de irradiación de <i>fantoma</i> de cabeza de radiocirugía estereotáctica	107

Abreviaturas

CI	cámara de ionización
<i>D</i>	dosis absorbida
DCC	distancia cráneo caudal
DFS	distancia fuente superficie
DO	densidad óptica
<i>DP</i>	dosis periférica
Inf. Der.	inferior derecho
Inf. Izq.	inferior izquierdo
<i>linac</i>	acelerador lineal de electrones
Mama Der.	mama derecha
Mama Izq.	mama izquierda
Ojo Der.	ojo derecho
Ojo Izq.	ojo izquierdo
Pulmón Sup. Der.	pulmón superior derecho
Pulmón Sup. Izq.	pulmón superior izquierdo
ROI	región de interés
RM	resonancia magnética
SPT	sistema de planificación del tratamiento
Sup. Der.	superior derecho
Sup. Izq.	superior izquierdo
SSD	<i>source skin distance</i>
TC	tomografía computarizada
TMR	razón tejido máximo
UM	unidades de monitor

RESUMEN

En tratamientos de radioterapia, siempre hay una dosis absorbida, D , que se deposita fuera del campo de tratamiento, a esta D se le conoce como “Dosis Periférica”, DP . Para tratamientos de radiocirugía sucede lo mismo, a pesar de ser campos pequeños ($<4 \times 4 \text{ cm}^2$), hay otros factores, como la alta D depositada en una sola fracción que hace que la DP aumente. La evaluación de esta D es de suma importancia sobre todo en pacientes de larga supervivencia posterior al tratamiento. El objetivo de este trabajo fue evaluar la DP en tratamientos de radiocirugía para blancos simulados en diferentes posiciones de la cabeza de un *fantoma* antropomórfico de medio cuerpo, con técnica de cuatro arcos y criterios de planificación, como: tamaño del colimador, posición del blanco en la cabeza y D prescrita.

El desarrollo del trabajo contempló el uso de películas radiocrómicas EBT2, las cuales fueron caracterizadas y calibradas con un haz de fotones de 6 MV generados en un acelerador lineal Clinac 2100C/D. Se definieron 9 posiciones anatómicas, éstas fueron, ojos, tiroides, parte superior de los pulmones, mediastino, mamas y ombligo en el *fantoma* y se realizaron 57 planes de radiocirugía para evaluar la DP en todas las posiciones de posibles blancos en la cabeza. La caracterización de las películas, muestra una reproducibilidad con incertidumbre de $\pm 1.3\%$ (2μ), linealidad para un rango de D bajas de hasta 93 cGy con coeficiente de linealidad de $r^2 = 0.9998$, dependencia de tasa de dosis de $\pm 4.7\%$ (2μ), dependencia de energía con coeficiente de linealidad de $r^2 = 0.9412$ y en la calibración una máxima incertidumbre de 1.8% (2μ). Analizando la influencia del tamaño de colimador, se encontró mayor DP (150.81 ± 0.97) cGy en el ojo derecho del *fantoma* para el colimador de 3.0 cm con un blanco posicionado en el plano superior derecho de la cabeza del *fantoma* y su influencia con la distancia de (27.14 ± 1.04) cGy en la tiroides, para un blanco posicionado en el plano inferior izquierdo de la cabeza del *fantoma* para una D prescrita de 18 Gy.

Se concluye que para realizar la optimización durante el procedimiento en radiocirugía se tiene que conocer la dependencia de la DP con respecto a la localización del blanco, el tamaño de colimador y la distancia. Por ello, es esencial tenerla en cuenta en orden a elegir el plan de tratamiento más adecuado para entregar la máxima D al blanco, mientras minimizamos las D a los órganos fuera del blanco del tratamiento.

Palabras clave: radiocirugía, dosis periférica, películas radiocrómicas, campos pequeños.

ABSTRACT

In radiotherapy treatments, there is always an absorbed dose, D , that is deposited outside the treatment field, this D is known as "Peripheral Dose", DP . For treatments of radiosurgery the same thing happens, despite being small fields ($<4 \times 4 \text{ cm}^2$), there are other factors such as high deposited in a single fraction that causes DP . The evaluation of this D is of utmost importance especially in patients with long survival after treatment. The objective of this work was to evaluate DP in radiosurgery treatments for the simulated targets in different positions of the head of an anthropomorphic half-body phantom, with the technique of four arcs and planning criteria, such as collimator size, the position of the target on the head and prescribed D .

The development of the work contemplates the use of the EBT2 radiochromic films, the characteristics were characterized and calibrated with a photon beam of 6 MV generated in a linear accelerator Clinac 2100C / D. It was defined 9 anatomical positions, these were, eyes, thyroid, upper lungs, mediastinum, breasts and navel and 57 radiosurgery plans were made to evaluate DP in all positions of possible targets in the head. The characterization of the films, shows a reproducibility with uncertainty of $\pm 1.3\%$ (2μ), linearity for a range of D up to 93 cGy with linearity coefficient of $r^2 = 0.9998$, dose rate dependence of $\pm 4.7\%$ (2μ), dependence of energy of linearity coefficient of $r^2 = 0.9412$ and in the calibration a maximum uncertainty of 1.8% (2μ). Analyzing the influence of collimator size, greater DP (150.81 ± 0.97) cGy was found in the right eye of the phantom for the collimator of 3.0 cm with a target fixed in the upper right plane of the head of the phantom and its influence with the distance of, a DP of (27.14 ± 1.04) cGy in the thyroid, for a target positioned in the lower left plane of the phantom head for a D prescribed of 18 Gy.

It is concluded that to carry out the optimization during the procedure in radiosurgery it is necessary to know the dependence of the DP with respect to the location of the target, the size of collimator and the distance. It is therefore essential to take it into account in order to choose the most appropriate treatment plan to deliver the maximum D to the target, while minimizing the D to the organs outside the target of the treatment.

Keywords: radiosurgery, peripheral dose, radiochromic films, small fields.

CAPÍTULO I

INTRODUCCIÓN

1.1. GENERALIDADES

Los tratamientos de radiocirugía consisten en dar una alta dosis absorbida, D , de radiación por fracción a un denominado blanco. La D de radiación se prescribe en la curva de isodosis que cubre el blanco protegiendo el tejido que está alrededor.

El tratamiento de radiocirugía con acelerador lineal (*linac*) puede aplicarse a blancos con diámetro entre 5 y 35 mm. Para irradiar blancos de esos diámetros, se adapta un colimador terciario al *linac* y un sistema de fijación a la mesa. Al agregar este colimador terciario y aplicar altas D (12-20 Gy, dependiendo de la lesión) se incrementa la dosis periférica, DP , que es la D depositada fuera del campo de radiación.

La DP se debe principalmente a tres componentes: fuga del cabezal del *linac*, radiación dispersa de los colimadores y radiación dispersa dentro del paciente.

Al medir la DP surge la pregunta, ¿En qué medida la evaluación de DP en tratamientos de radiocirugía con *linac* Clinac 2100 C/D con técnica de cuatro arcos y criterios de planificación, como tamaño del colimador, posición del blanco, unidades de monitor (UM), influye en la optimización de los tratamientos, y en la mejora de la planificación del tratamiento antes de que el paciente sea tratado?, sabiendo que epidemiológicamente hay evidencia de un incremento de riesgo de desarrollar cáncer después de largo tiempo de exposición a D totales más altas que 50-100 mSv o exposición aguda a D más altas que

10-50 mSv [1]. He aquí la importancia de reducir la DP tan bajo como sea posible, teniendo en cuenta que no hay un umbral de D para efectos estocásticos.

Es por ello, que en este trabajo se evaluó la DP en nueve posiciones anatómicas de un *fantoma* antropomórfico de medio cuerpo (ojos, tiroides, parte superior de los pulmones (como referencia se tomara la parte media de las clavículas), mediastino (como referencia se tomara la parte media del esternón), mamas y ombligo), simulando blancos en toda la región del cerebro del *fantoma*. Es así, que se realizaron 57 planes de radiocirugía con una técnica de cuatro arcos y se usaron como dosímetros películas radiocrómicas EBT2 las cuales fueron caracterizadas y calibradas. Así, al tener la evaluación de la DP , se cumplirá con una parte fundamental de un programa de garantía de calidad en radioterapia; cuyo objetivo primordial es implantar las normas y criterios de calidad para asegurar la optimización del tratamiento de radioterapia y la protección radiológica del paciente.

Esta tesis está dividida en cinco capítulos. El capítulo I muestra la introducción y los objetivos, en el II el marco teórico donde se verá los principios de radiocirugía, DP y antecedentes previos de la evaluación de esta, principios físicos de las películas radiocrómicas y de radiobiología en radiocirugía.

En el capítulo III, en el marco metodológico, se presenta una descripción de todos los equipos o instrumentos de dosimetría usados, el procedimiento seguido y los parámetros de los planes de tratamientos de radiocirugía utilizados.

El capítulo IV presenta los resultados y finalmente en el capítulo V se muestran las conclusiones de este trabajo.

Por otro lado, cabe mencionar que parte de este trabajo ha sido aceptado para su publicación como artículo en la revista TECNIA (ISSN 2309-0413) de la Universidad Nacional de Ingeniería en el Vol. 28 Núm. 2 (2018) con el título: “Evaluación de la dosis periférica en tratamientos de radiocirugía para blancos simulados en un fantoma”, C. Querebalú *et al.*

1.2. OBJETIVOS

1.2.1. Objetivo general

Evaluar la dosis periférica en tratamientos de radiocirugía con acelerador lineal Clinac 2100 C/D para blancos simulados en diferentes posiciones de la cabeza de un *fantoma* antropomórfico de medio cuerpo, con técnica de cuatro arcos y criterios de planificación, como tamaño del colimador, posición del blanco, dosis prescrita.

1.2.2. Objetivos específicos

- a. Caracterizar y calibrar las películas radiocrómicas EBT2.
- b. Medir la dosis periférica con películas radiocrómicas EBT2 en un *fantoma* de medio cuerpo, al que se le tomara una tomografía con el sistema de inmovilización de radiocirugía, se subirán las imágenes al sistema de planificación del tratamiento (SPT) y se planificarán diversos planes de tratamiento. Estos dosímetros serán colocados en nueve posiciones anatómicas del *fantoma*: ojos, tiroides, parte superior de los pulmones (como referencia se tomara la parte media de las clavículas), mediastino (como referencia se tomara la parte media del esternón), mamas y ombligo.
- c. Simular varios tratamientos de radiocirugía con técnica de cuatro arcos para diferentes posiciones de blancos en la cabeza del *fantoma* (para ello se le dividirá en cuatro planos, con el objetivo de cubrir todo el “cerebro” del *fantoma*) y evaluar su influencia en el aumento o disminución de la dosis periférica.
- d. Evaluar los factores o variables que pueden intervenir en la dosis periférica, hablamos del tamaño del colimador, dosis prescrita, unidades de monitor, posición de la lesión, entre otros.

CAPÍTULO II

MARCO TEÓRICO

2.1. RADIOCIRUGÍA

2.1.1. Principios Generales

El termino radiocirugía fue introducido por el neurocirujano sueco Lars Leksell en 1951, para describir el método en el cual se utilizaron muchos haces de radiación para irradiar estrechas estructuras intracraneales desde diferentes ángulos, como una alternativa a la cirugía [2]. En propias palabras de Lars Leksell:

La radiocirugía era conceptualmente la sustitución de un instrumento palpable (una aguja, un electrodo para lesionar por calor, o una cánula para depositar un agente químico) por un haz de radiación finamente colimado, que permitiera producir una lesión cerebral sin necesidad de efectuar una apertura del cráneo.

(Samblás, 2012, p.69)

En un principio utilizo una fuente de rayos X de 280 kV, pero no le resulto útil debido a su escaso poder de penetración, posteriormente hizo uso de un sincrociclotrón con protones de 185 MeV; pero el buscaba un equipo más simple y menos costoso, es así que en 1968 diseño un dispositivo con múltiples fuentes fijas, denominándolo, *Gamma Knife*, el cual utilizaba 179 fuentes de ^{60}Co dispuestas en un casquete con colimadores rectangulares (pues el objetivo era tratar lesiones en el tálamo); seguidamente salió otro prototipo con juegos de colimadores cónicos para tratar diferentes lesiones.

En sus inicios este dispositivo tuvo ciertas limitaciones como localización exacta del blanco, pero con el tiempo debido a los nuevos inventos que se fueron dando como adquisición de imágenes (mediante tomografía computarizada, resonancia magnética) y sistemas computacionales permitieron que la radiocirugía sea más precisa y exacta [3,4].

Hoy en día estos equipos están compuesto de 8 bandejas que tienen el material radiactivo, cada una de ellas aloja 24 fuentes que se pueden deslizar sobre tres grupos de colimadores (de 4 mm, 8 mm, y 16 mm), haciendo un total de 192 fuentes de ^{60}Co con 30 Ci en el momento de la carga [3]. Uno de los modelos más recientes es el *Gamma Knife Perfexion*, el cual se ilustra en la Fig. 2.1.

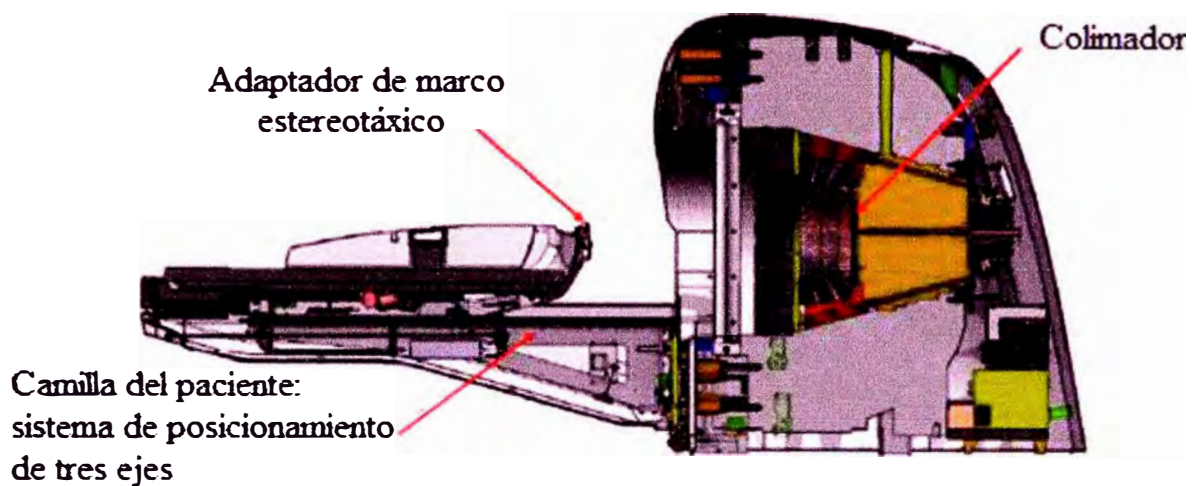


FIG. 2.1. Esquema del *Gamma Knife Perfexion* [4].

Sin embargo, el dispositivo creado por el Dr. Leksell era muy costoso, es así que a principios de 1980 se adaptaron *linacs* (ver Anexo A) para producir arcos colimados y enfocados con una alta tasa de radiación.

Con los *linac*, la radiación es apuntada en un área específica del cuerpo, donde está el blanco a tratar. En el blanco esta un punto de referencia llamado isocentro, aquí se cruzan los ejes de giro del brazo, colimador y mesa de tratamiento. Se tiene así una unidad isocéntrica. Si colocamos el isocentro dentro del volumen a irradiar giremos hacia donde giremos siempre estaremos apuntado al isocentro [5]. Es así, que con los *linac* adaptados para radiocirugía se entrega un haz de radiación colimado mientras esté rota alrededor del blanco. Es en este punto donde se concentrara la radiación, por lo general se utilizan 3

isocentros como máximo en un blanco de un *linac*, con el objetivo de cubrir toda la lesión de manera uniforme.

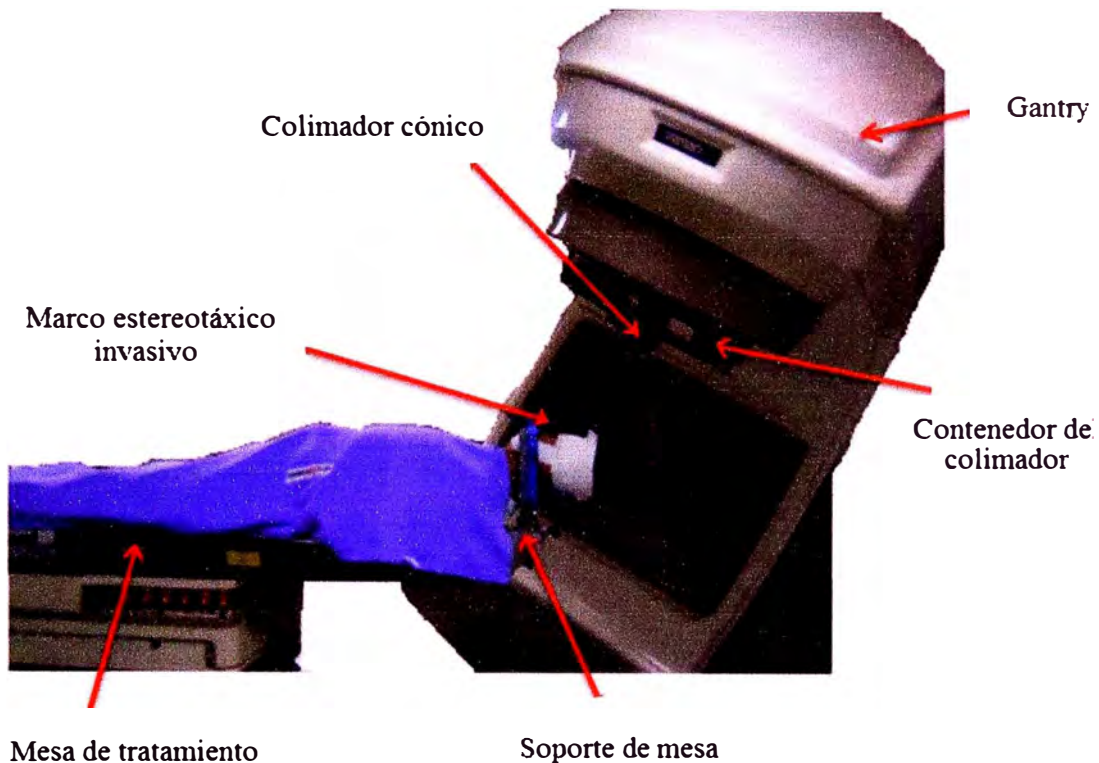


FIG. 2.2. *Linac* Varian Clinac 2100 C/D, adaptado para radiocirugía.

Figura 2.2 muestra un *linac* Varian Clinac 2100 C/D, adaptado para radiocirugía. Así como este acelerador, estos *linac* deben cumplir con ciertas características [6]:

1. *Linac* con capacidad de generar fotones de 4-10 MeV;
2. Mecanismo apropiado de estabilidad que permita la relación exacta del isocentro y las diferentes posiciones de la cabeza y la mesa para tratamientos con arcos no coplanares;
3. Accesorios adecuados para fijar el equipo estereotáxico;
4. Freno a la mesa para estabilizar sus movimientos;
5. Cabeza que sostenga el aparato estereotáxico;
6. Colimadores circulares de diferentes tamaños, entre 5-35 mm;
7. Sistema de posicionamiento mediante tres sistemas de luz láser fijos a la pared.

8. Sistema de localización estereotáctico que permita la adquisición de imágenes e identificación del blanco;
9. Sistema de planificación de tratamiento (SPT) de radiocirugía estereotáctica.

Hay que tener en cuenta que la radiocirugía es necesaria cuando se tienen lesiones intracraneales que son consideradas inoperables, o cuando existe un riesgo excesivo si se aplica una cirugía convencional.

Las lesiones más frecuentes para radiocirugía son: malformación arteriovenosa (MAV), neurinoma del acústico, meningioma, metástasis al cerebro, craneofaringioma, cordomas, gliomas, adenoma pituitario, entre otros (ver Anexo B). Las D usadas con *linac*, se muestran en la Tabla 2.1 [6].

TABLA 2.1. Lesiones más frecuentes en radiocirugía y las D usadas con *linac* [6].

Lesión	Rango de la D (Gy)
Malformación arteriovenosa	15–20
Neurinoma del acústico	10–15
Meningioma	12.5–17.5
Metástasis del cerebro	12.5–20
Glioma maligno (“boost”)	12.5–20

2.1.2. Técnicas de radiocirugía estereotáctica para *linacs* adaptados

Las técnicas para radiocirugía con haz de fotones que se han utilizado con los *linacs*, son múltiples [7]. En principio, se inició dando haces de radiación solo con el movimiento del gantry (técnica de arco terapia), pero para mejorar la distribución de dosis se empezó a combinar tanto la rotación del gantry como angulación de la mesa, cada arco con una posición diferente y estacionaria de la camilla de tratamiento. Esta combinación pertenece al tipo de irradiaciones de haz convergente.

En principio Colombo *et al.* (1985) en Vicenza, Italia; describieron un método para la irradiación estereotáctica externa por un *linac* de 4 MV donde aplica desde cinco a diez arcos no coplanares, cada uno con un ángulo de 120°. En ese mismo año en Heildeberg, Alemania; Hartmann *et al.* realizaron trabajos en un *linac* de 15 MV, con una técnica compuesta de una serie de 11 arcos iguales con amplitud de 140°. Posteriormente en Boston en 1988, Lutz Winston *et al.* introdujeron una técnica con un *linac* de 6 MV, que consiste típicamente en una serie de cuatro arcos no coplanares, donde un arco transversal de 260° es seguido por tres arcos de 100° cada uno. Los haces angostos son producidos por un colimador especial, rígido que se monta de forma reproducible en el gantry. Durante el tratamiento, la cabeza del paciente se coloca y se inmoviliza mediante un soporte de suelo que gira junto con el plato giratorio de la mesa. A diferencia de las técnicas de arcos convergentes no coplanares, en 1987 en Montreal, Canadá; Podgorsak *et al.* desarrollaron la técnica de rotación dinámica en un *linac* de 10 MV. La principal característica de rotación dinámica es que la rotación del gantry es simultánea y continua a la rotación de la mesa durante el tratamiento. El gantry rota 300°, de 30° a 330°, y la camilla gira 150°, de 75° a -75° [7, 8].

Mención aparte, es la técnica de rotación cónica desarrollada por McGinley *et al.* en 1990; en esta técnica el paciente rota en una silla de tratamiento especial mientras que el gantry está en posición estática. El marco estereotáctico está unido a un pedestal, que a su vez está montado en el placa giratoria que sostiene la mesa de tratamiento. Hasta tres posiciones de gantry se utilizan para un tratamiento típico, lo que resulta en círculos cónicos para trazos de entrada de haz en el hemisferio superior de la cabeza del paciente y un patrón de irradiación cónica [9]. Las técnicas mencionadas se ilustran en la Fig. 2.3.

Independientemente de la técnica usada, el tratamiento es definido como radiocirugía si la D total es entregada en una sola fracción y como radioterapia estereotáctica fraccionada, cuando la D total es entregada en múltiples fracciones. Esto no es más que un fraccionamiento estándar de radiación pero con un dispositivo rígidamente aplicado o una guía reubicable de estereotaxia, con el objetivo de optimizar el beneficio potencial de la radiobiología de ciertos tumores, o para reducir el riesgo dañar estructuras críticas adyacentes al blanco.

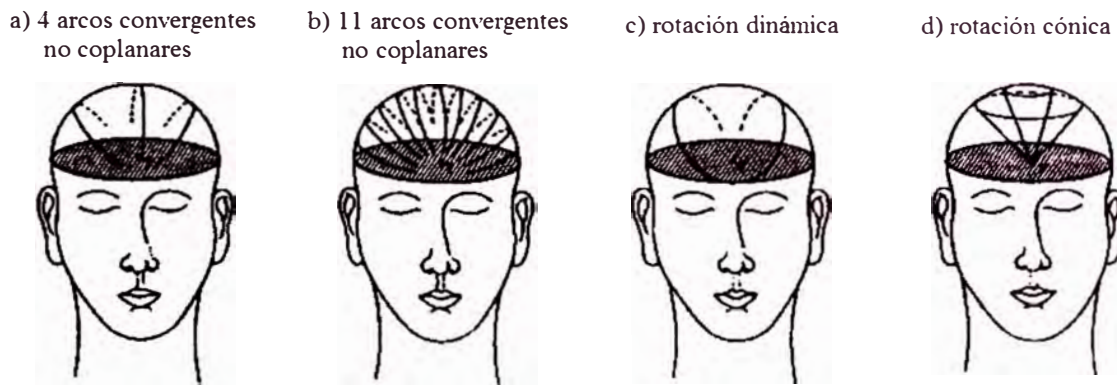


FIG. 2.3. Imagen reimpressa del reporte N° 54 de la AAPM, donde se pueden ver las entradas del haz en la cabeza para múltiples técnicas de radiocirugía [10].

2.1.3. Procedimiento de radiocirugía

La radiocirugía comprende una cadena de procedimientos únicos. Los principales son:

2.1.3.1. Inmovilización y localización estereotáctica

Para la inmovilización del paciente se hace uso de un marco estereotáxico el cual es fijado en su cabeza por medio de 4 tornillos (previa colocación de anestesia local) y con el fin de la localización exacta del blanco se utiliza un localizador multimodal con barras en forma de N (*3D-Line*), que permite la identificación de cada pixel en las imágenes de tomografía computarizada (TC) o de resonancia magnética (RM). Previamente a estas barras se les ha agregado contraste, para que se haga visible los fiduciales (marcadores de referencia) en las imágenes.

Figura 2.4 ilustra el sistema de localización y de inmovilización.

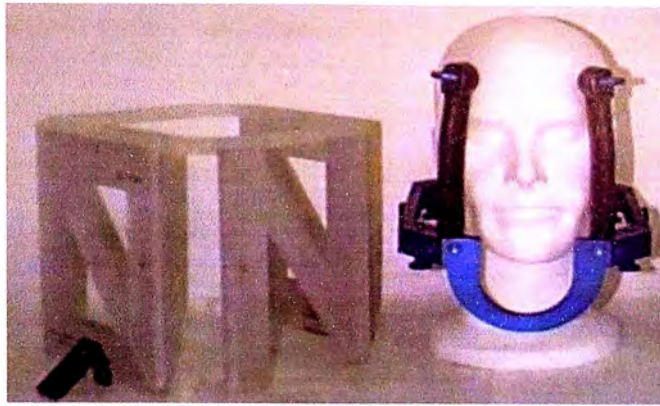


FIG. 2.4. A la izquierda se muestra el sistema de localización para poder identificar los fiduciales y a la derecha el sistema de inmovilización.

El concepto de estereotaxia es el uso bien definido de un sistema de coordenadas tridimensionales para localizar con precisión en el espacio, cualquier región deseada del cerebro. El sistema de coordenadas se puede definir en coordenadas: cartesianas, cilíndricas, o esféricas. El mayormente usado es el cartesiano, que se compone de tres ejes mutuamente perpendiculares (x , y , z) [7]. Si vemos una corte axial de TC o de RM, se verán tres puntos colineales por cada plano (anterior, derecho e izquierdo) como se ilustra en la Fig. 2.5. La relación de las distancias entre un punto exterior y el punto medio y el otro punto exterior y el del medio, determinará el valor del centro del blanco.

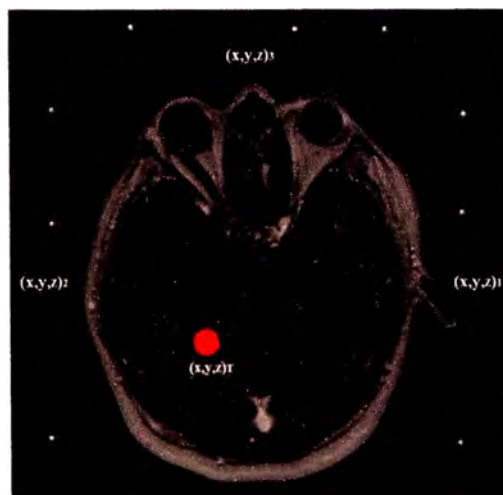


FIG. 2.5. Vista de un corte axial de una resonancia magnética con los fiduciales.

2.1.3.2. Dosimetría y planificación de tratamiento

Una vez obtenida las imágenes, estas son transferidas a un SPT. En el SPT Simuplan versión 7.8h ya se procede a situar los fiduciales, contornear, crear el plan de tratamiento definiendo el número de arcos y de isocentros, amplitud de arco, tamaño de cono, para finalmente colocar la prescripción de D en la superficie de isodosi que engloba el blanco.

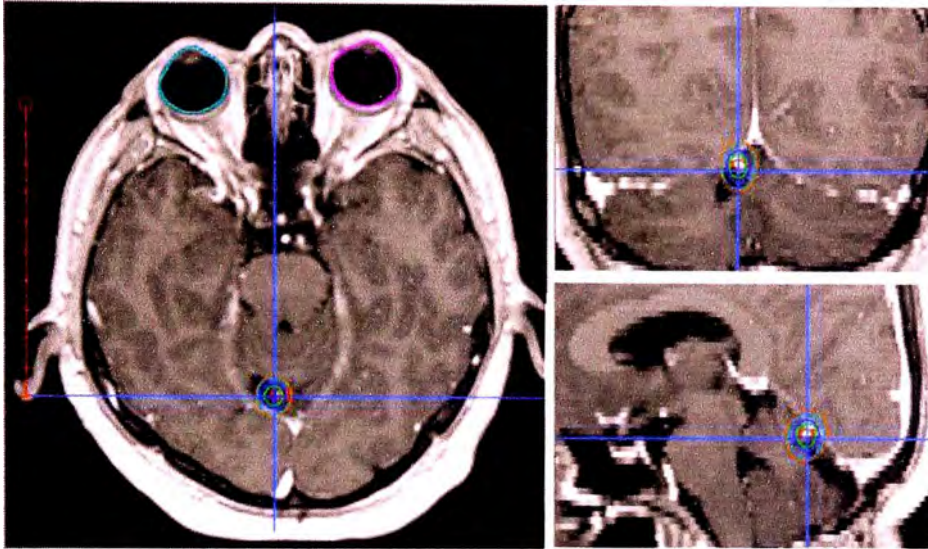


FIG. 2.6. Vista de la distribución de isodosi en el corte axial, coronal y sagital, en SPT Simuplan versión 7.8h.

2.1.3.3. Entrega de tratamiento

Para la entrega del tratamiento, el sistema de localización e inmovilización es usado en combinación con el de posicionamiento (soporte de mesa) y con los de colimación del haz (colimador cónico y su contenedor). Una vez que este colocado el paciente, se utiliza un marco con platos de centrado que son marcados con escalas especiales, que permiten la correcta ubicación del blanco. Figura 2.7 ilustra los platos de centrado, el soporte de mesa y el contenedor de plomos.

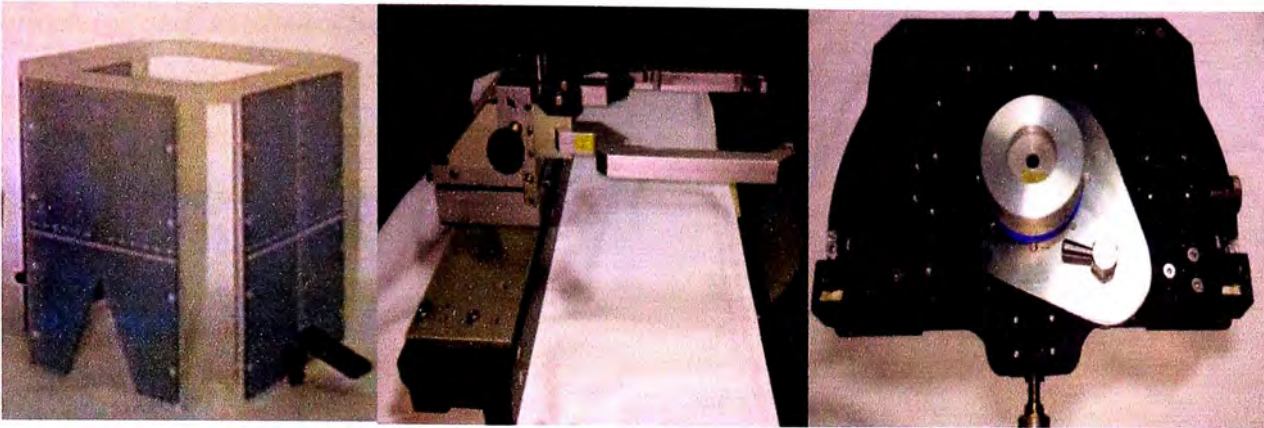


FIG. 2.7. A la izquierda el marco con platos de centrado, al centro soporte de mesa y a la derecha el contenedor de conos (colimador).

2.2. PRINCIPIOS FÍSICOS DE RADIOCIRUGÍA

2.2.1. Principios generales. Radiación ionizante

Para poder realizar una radiocirugía se necesita un haz de radiación ionizante. Esta, es definida como cualquier radiación que tiene la suficiente energía para remover un electrón de un átomo, para que suceda esto, su energía debe ser mayor que la energía de enlace del electrón. La energía de enlace está asociada con el número de protones del átomo y la capa cuántica en donde el electrón se encuentre. Si el electrón está en una capa más cercana al núcleo, mayor es la energía de enlace (entre 13.6 eV a 4 KeV) y cuanto está en las capas más externas es menor (entre 1-10 eV) [11]. Pero no solo basta con tener la energía necesaria para ionizar, sino además de que esta radiación ionizante debe tener la suficiente penetración. Entre estas energías, es preferible usar una más grande que 1 MeV. Para alcanzar estas energías, se utilizan fuentes de ^{60}Co o *linacs*.

2.2.2. Haces clínicos para radiocirugía. Campos “pequeños”

En radioterapia siempre hay la necesidad de tratar blancos de pequeño tamaño, con el objetivo de cubrir pequeños volúmenes y evitar estructuras cercanas normales. Por ejemplo, para tratamientos de radiocirugía en *linacs* adaptados a esta técnica se usan colimadores

circulares de diámetros que pueden ir desde 5 a 35 mm. Algunos autores recomiendan que la lesión no debe ser mayor a 35 mm para que se haga una radiocirugía [3]. Diámetros mayores a 35 mm, se pueden usar para tratar lesiones más grandes que en radioterapia estereotáctica.

La dosimetría de estos campos “pequeños” conlleva una ardua tarea para los físicos médicos. Primero para definir si un campo es “pequeño” se tienen que cumplir 3 condiciones físicas [12]:

2.2.2.1. Falta de equilibrio electrónico lateral (LCPE)

Un concepto sencillo para la falta de equilibrio electrónico lateral es el dado por Alonso (2013): “Ocurre cuando las dimensiones del campo son pequeñas comparadas con el alcance máximo de los electrones secundarios. Al aumentar la calidad del haz, aumenta el radio mínimo del campo para el cual no se alcanza LCPE” (p.5). Figura 2.8 ilustra este concepto.

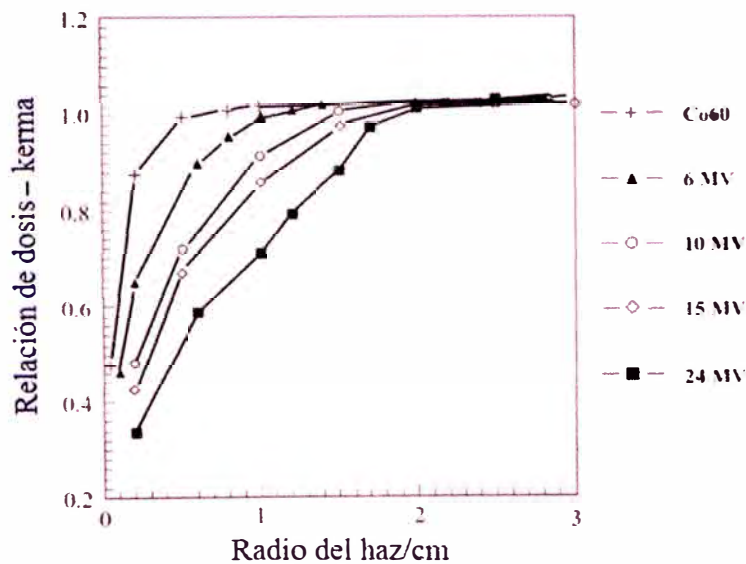


FIG. 2.8. Relación dosis-kerma en función del radio del haz, para distintas energías [12].

2.2.2.2. Efecto de oclusión parcial de la fuente de fotones primarios por el sistema de colimación

La oclusión depende del tamaño de punto focal (<5 mm). En haces anchos el 8% de la fluencia es extra focal, en campos pequeños esta componente disminuye, ocasionando penumbra pronunciada y superpuesta [12,13]. Figura 2.9 ilustra este efecto.

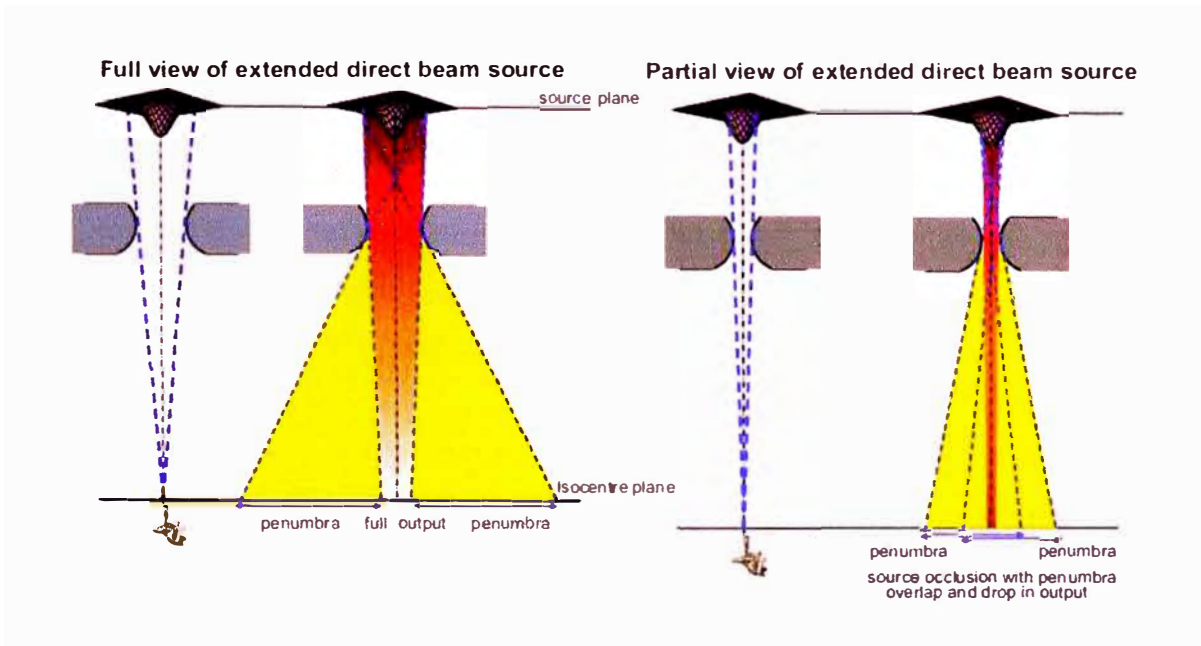


FIG. 2.9. Efecto de la oclusión parcial de la fuente con el ajuste de la disminución de colimador [13].

2.2.2.3. Dimensiones del detector respecto al campo

Los detectores utilizados para estas mediciones deben cumplir dos condiciones: el detector usado no debe ser mayor que el diámetro del haz, y tener una resolución espacial suficiente, capaz de mostrar correctamente los gradientes de dosis empinadas que normalmente se obtienen en radiocirugía [7].

2.2.3. Dosis absorbida. Cálculo de unidades de monitor

Con el fin de permitir una comparación significativa de los datos entre los centros de tratamiento, cada departamento debe registrar lo siguiente [7]:

- Delimitación del blanco;

- Prescripción de D en el blanco (se puede prescribir en la D máxima, en el nivel de 90%, 80% o 50%);
- Descripción de la técnica de radiocirugía aplicada: el número, el peso, y tamaño de cada arco;
- Especificación de D en el blanco.

Para entender de una manera sencilla como se determina la D en un punto en un tratamiento de radiocirugía y a la vez el cálculo de las unidades de monitor (UM), se puede seguir el método de cálculo de D (desarrollado por Faiz Khan) para la terapia de rotación o arco terapia; está se puede ejecutar en la misma forma que para haces estacionarias isocéntricos, excepto que un número razonablemente grande de haces debe ser colocado alrededor del contorno del paciente a intervalos angulares fijos [9,14,15].

Para ello, el contorno del paciente es dibujado en un plano que contiene el eje de rotación. El isocentro es luego localizado dentro del contorno (usualmente en el centro del blanco o a pocos centímetros de la frontera de este) y radios son dibujados desde este punto en intervalos angulares seleccionado (por ejemplo 10° , como en la Fig. 2.10); con la selección de este ángulo, el SPT hará el cálculo. En la Fig. 2.10, cada radio representa una profundidad de medida del TMR, para la energía de haz y tamaño de campo definido en el isocentro. En incrementos de 10° para el arco de amplitud de 30° a 150° , se tendrían 13 medidas de TMR.

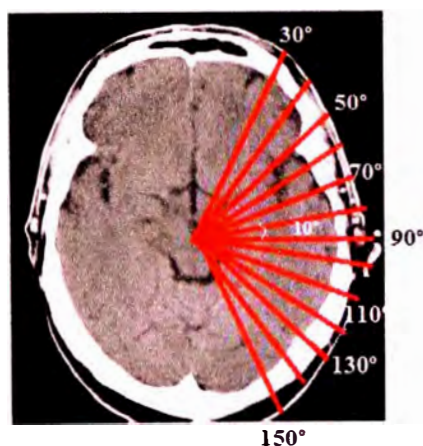


FIG. 2.10. Vista axial tomográfica referencial con radios dibujado desde el isocentro en intervalos de rotación de 10° .

Para un tratamiento de arco terapia, la tasa de dosis en el isocentro está dada por:

$$\dot{D}_{iso} = \dot{D}_0 \times \overline{TMR} \quad (2.1)$$

donde

\dot{D}_0 es la tasa de dosis en el $d_{m\acute{a}x}$ para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en SSD de 100 cm;

TMR es la razón tejido máximo promediada sobre todas las profundidades en los ángulos seleccionados del arco.

En el caso de un *linac*, \dot{D}_0 es usualmente 1 cGy/UM en el isocentro para una profundidad de $d_{m\acute{a}x}$ para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ [9, 14, 16]. Una UM es la cantidad de carga registrada en la cámara de ionización (CI) montada en el cabezal del *linac*.

Teniendo la \dot{D}_{iso} se procede a calcular las UM:

$$UM = \frac{D}{\dot{D}_{iso}} \quad (2.2)$$

Reemplazando la Ec. 2.1 en la Ec. 2.2 tenemos:

$$UM = \frac{D}{\dot{D}_0 \times \overline{TMR}} \quad (2.3)$$

donde

D es la dosis prescrita;

\dot{D}_0 es la tasa de dosis calibrada para el *linac* (cGy/UM);

TMR es el promedio de TMR por arco.

Sin embargo, en radiocirugía hay más factores a tomar en cuenta como: número de arcos, superficie de isodosis de prescripción, la distancia de los TMR no se encuentran en un plano, sino en un sistema tridimensional, entre otros. Tomando de guía el cálculo en arco terapia, primero calculamos el promedio de los TMR sobre todas las profundidades en los ángulos seleccionados por arco:

$$\overline{\text{TMR}}_{\text{arco}} = \frac{1}{p} \sum_1^p \text{TMR} \quad (2.4)$$

donde

$\overline{\text{TMR}}_{\text{arco}}$ es el promedio de los TMR sobre todas las profundidades en los ángulos seleccionados por arco;

p es el número de TMR en incrementos igualmente espaciados para un arco. En el ejemplo de la Fig. 2.10, p sería 13.

De igual manera, se tiene:

$$\overline{\text{TMR}}_{\text{iso}} = \frac{1}{q} \sum_i^q \overline{\text{TMR}}_{\text{arco}} \quad (2.5)$$

donde

$\overline{\text{TMR}}_{\text{iso}}$ es el TMR promedio en el isocentro de los q arcos;

q es el número de arcos (para cada arco hay una diferente posición de mesa).

Para obtener:

$$\text{TMR}_{\text{máx}} = \frac{\overline{\text{TMR}}_{\text{iso}} \times 100\%}{\% \text{ máx}} \quad (2.6)$$

donde

$\text{TMR}_{\text{máx}}$ es el TMR punto de dosis máxima ponderado;

$\overline{\text{TMR}}_{\text{iso}}$ es el TMR promedio en el isocentro de los q arcos;

$\% \text{ máx}$ es el porcentaje de máxima dosis en el isocentro.

Posteriormente se calcula el TMR en la D de prescripción:

$$\text{TMR} = \frac{\text{TMR}_{\text{máx}} \times \%_{\text{si}}}{100\%} \quad (2.7)$$

donde

$\%_{\text{si}}$ es el porcentaje de superficie de isodosis a la cual se prescribe.

Para hacer el cálculo de UM entregadas por arco y por isocentro, además de tener el TMR; en la D de prescripción, se necesita tener el factor de campo del colimador [17, 18]. De la Ec. (2.3), se tendría:

$$\text{UM}_{\text{arco}} = \frac{D \times 100}{\dot{D}_0 \times F_c \times \text{TMR}} \times \frac{n}{n \times q} \times w(r) \quad (2.8)$$

donde

D es la D prescrita (Gy);

\dot{D}_0 es la tasa de D calibrada para el *linac* (cGy/UM);

$w(r)$ es el peso relativo del arco r ;

TMR es el TMR en la superficie de prescripción de D ;

F_c es el factor de campo;

n es el número de haces activos;

q es el número de arcos (para cada arco hay una diferente posición de mesa).

2.2.4. Principios de radiocirugía

En tratamientos de radiocirugía hay dos principios importantes que deben tenerse en cuenta, estos son:

2.2.4.1. Conformidad

Como se mencionó anteriormente, se debe colocar la prescripción de D en la superficie de isodosis que engloba el blanco (isodosis de prescripción), y esto es debido al hecho de que se consigue una posición de ajuste de alta exactitud (sistema estereotáctico) y también para proteger estructuras críticas adyacentes al blanco, tanto como sea posible. La conformidad se puede alcanzar de diferentes maneras dependiendo de la tecnología usada, en el caso de tratamientos de haces convergentes no coplanares, es cambiar el número y la posición de isocentros o haces, el diámetro del colimador y el peso del haz.

2.2.4.2. Selectividad

Cuando hay una rápida disminución o caída de D fuera del blanco, se habla de selectividad. Está influenciada por la penumbra del haz, tamaño del haz, estabilidad mecánica y número de campos de radiación. La penumbra es definida como la distancia entre el valor del 20% y del 80% de la dosis absorbida en el eje, esto se puede obtener de la distribución de D en un eje transversal (perfiles). Debido a que en radiocirugía los haces de radiación son pequeños y que el sistema de colimación está muy lejos de la fuente, hace que la penumbra disminuya [11].

2.3. DOSIS PERIFÉRICA

Hablamos de DP , cuando cierta porción de la radiación es depositada fuera del campo de radiación. Esta D sería considerable determinar en pacientes de larga esperanza de vida en donde los efectos secundarios podrían manifestarse clínicamente. No solo permitimos estimar el riesgo de efectos dañinos, sino también precauciones para minimizar la probabilidad de desarrollarlos.

Las componentes de la DP son fuga del cabezal del *linac*, radiación dispersa de los colimadores y radiación dispersa dentro del paciente. Los dos primeros dependen de la técnica, equipo empleado y su diseño. La última depende de la energía de radiación, la distancia de los bordes al campo y en menor grado del tamaño de campo [19]. El conocer la

DP es esencial en la evaluación del impacto de la protección radiológica al paciente durante el tratamiento [20].

En algunos estudios, como los de Xu *et al.* [21], muestran evidencia del riesgo de aparición de tumores secundarios radioinducidos, debidos a la *DP*. Además de este estudio, hay muchos más que estiman que estas *DP* deberían ser lo más bajas posibles [3].

2.3.1. Dosis periférica en radiocirugía

En radiocirugía se entregan tratamientos con altas *D* por fracción (10-20 Gy), a pesar de que en este procedimiento se tratan pequeños volúmenes y la *D* es altamente localizada a cubrir el blanco y la caída de *D* afuera de este es muy rápida, la *DP* es un considerable problema dosimétrico.

Muchos trabajos sobre dosis periférica han sido publicados, uno de ellos fue el de Maarouf, M. *et al.* (2005), donde midieron la *DP* en órganos de riesgo. Los resultados obtenidos tienen una *D* promedio en ojos de (27.6 ± 20) cGy, en tiroides de (15.5 ± 8.3) cGy, zona torácica de (4.7 ± 2.2) cGy; con un volumen promedio del blanco de 5.6 cc y un máximo de 17 cc [22]. Así mismo Erika Di Betta *et al.* (2010), compararon la *DP* en tratamientos estereotácticos de lesiones cerebrales usando diferentes equipos, *linac* con multiláminas y conos, *CyberKnife*, *TomoTherapy* y *Gamma Knife*. Las medidas fueron realizadas con dosímetros termoluminiscentes en un *fantoma* antropomórfico. Se dió una *D* fija de 5 Gy por fracción. Concluyendo que aunque el riesgo de efectos secundarios adversos calculado para 20 Gy aplicados en fracciones de 5 Gy es insignificante, en el interés de una protección radiológica óptima del paciente, se necesitan más estudios para determinar el peso de cada contribuyente a la *DP* [19].

Posteriormente Vlachopoulou, V. *et al.* (2011), midieron *DP* en pacientes con lesiones intracraneales que recibieron tratamientos con *Cyberknife*; para ello utilizaron dosímetros MOSFET. Investigando factores que puedan influir en la *DP* como blindaje adicional al *Cyberknife*, número de UM y tamaño de colimador [23]. En el 2012 Maria de Salette *et al.*, estimaron la *DP* en ojos, tiroides, zona torácica y pelvis en pacientes que recibieron

radiocirugía en un *linac* de 6 MV. Se evaluaron 11 pacientes y se estimó la *DP* con dosímetros termoluminiscentes. Encontrando resultados de *D* promedio en el ojo derecho de (4.8 ± 2.6) cGy, ojo izquierdo (6.5 ± 7.8) cGy, tiroides (4.2 ± 2.8) cGy, zona torácica (1.6 ± 0.9) cGy y pelvis (0.4 ± 0.3) cGy. Concluyendo, que aunque la *D* no excede los límites de tolerancia en los ojos, que pueda provocar su opacidad, es necesario que el riesgo asociado con la *DP* sean tomados en cuenta por radioterapeutas en la planificación de los procedimientos [24].

Del mismo modo Miljanic S. *et al.* (2012), hicieron estudios de medir *DP* para tratamientos de radiocirugía estereotáctica en niños, con el *Leksell Gamma Knife Model C*. Midieron *D* en el cristalino, tiroides, mamas, esternón, abdomen superior y las gónadas. Para medir las *D* se colocaron dosímetros termoluminiscentes en la superficie de los pacientes y en un *fantoma* antropomórfico. Indicando que la *DP* es influenciada por parámetros como posición y el volumen del objetivo, altura y peso del paciente, y *D* de irradiación [25]. Por otra parte Bonato, CC *et al.* (2014), evaluaron *DP* con dosimetría in vivo en tiroides, en niños y adolescentes que recibieron radioterapia en diferentes sitios; teniendo como antecedente que *D* tan bajas como 10 cGy están asociados con una mayor incidencia de nódulos tiroideos y cáncer de tiroides. Su objetivo fue comparar medidas de dosímetros termoluminiscentes con la estimación dada por el SPT [26].

Así mismo, Ammar. H. *et al.* (2014), evaluaron la *DP* y el índice de conformidad para tres técnicas de radioterapia estereotáctica: arcos, campos fijos no coplanares y modulación de la intensidad en diez pacientes con lesiones cerebrales. Concluyendo que el índice de conformidad, homogeneidad de *D* y *DP* son aspectos importantes de la calidad del plan, a pesar de que no siempre reciben atención clínica y que los oncólogos deben estar alerta a la posibilidad de aumentar de manera significativa el riesgo de cáncer secundario, en particular para pacientes pediátricos [27]. Cabe destacar, el trabajo realizado por Majali, M., donde mide la *DP* con dosímetros termoluminiscentes en un *fantoma Alderson-Rando* para tratamientos de radiocirugía estereotáctica con *Leksell Gamma Knife* en una técnica con un único isocentro. En su trabajo, el autor menciona que el conocer la *DP* se puede utilizar con eficacia durante la optimización de la planificación del tratamiento con el fin de administrar

una D de radiación muy precisa para un objetivo bien definido con un daño mínimo al tejido sano circundante y otros órganos [20].

En este trabajo, a diferencia de otros, ha dividido el cerebro de un *fantoma* antropomórfico de medio cuerpo (con dimensiones recomendadas por la ICRP 89 para un niño de 8 años) en 6 zonas para tratar lesiones de diferentes tamaños que abarquen todo el encéfalo y así evaluar la DP en nueve puntos del *fantoma* (ojo derecho e izquierdo, tiroides, pulmón superior derecho e izquierdo, mama derecha e izquierda, mediastino y ombligo), con el objetivo de que antes de cada tratamiento de radiocirugía se considere o se tenga en cuenta la D depositada fuera del volumen a tratar (DP) y de ser posible tomar precauciones para minimizarla, permitiendo así reducir la probabilidad de desarrollar efectos perjudiciales al paciente. Además, el conocer la DP puede ser un factor limitante durante el tratamiento de algunas lesiones no malignas o de mujeres embarazadas.

2.4. PRINCIPIOS DE RADIOBIOLOGÍA EN RADIOCIRUGÍA

La aplicación clínica de la radiocirugía estereotáctica puede considerarse como una extensión de la terapia de radiación convencional (radioterapia) a diferencia de que la entrega de tratamiento se da en una fracción de D altas de irradiación con blancos localizados en el cerebro.

Los principios de la radioterapia se han basado en gran medida a las diferencias en la respuesta biológica a la irradiación, entre las células de los tumores malignos y la de los alrededores (tejidos normales). Esto es, debido al descubrimiento de que dando pequeños incrementos de D diarias (esquemas de fraccionamiento, por ejemplo 2 Gy) durante un periodo de aproximadamente 6 semanas se presentó una relación terapéutica favorable de control local del tumor, a la incidencia de complicaciones tempranas y tardías en tejidos normales. Además, la investigación clínica y la radiobiología revelaron que la respuesta tumoral y daños en los tejidos normales causados por la radioterapia fraccionada se rigen por 4 principios radiobiológicos a nivel celular y de tejidos, que son comúnmente referidos como las 4R [28]:

1. Reparación del daño subletal;
2. Repoblación de células supervivientes en los tejidos irradiados;
3. Reoxigenación de las células hipóxicas;
4. Redistribución de células a través del ciclo de división celular.

Los dos primeros principios, resultan principalmente en la preservación de los tejidos normales. Dividiendo una alta D , en múltiples fracciones, permite a las células normales reparar el daño subletal entre las fracciones de D y si el curso total del tratamiento es suficientemente largo, también permite la repoblación de las células normales en el campo de radiación [28]. Figura 2.11 ilustra la supervivencia de células de mamíferos ilustrada en tejidos de respuesta tardía ($\alpha/\beta = 2$ Gy) para irradiación con D única y multifracción. Estas curvas ilustran que los tejidos de respuesta tardía tienen una tolerancia relativamente alta a la irradiación entregada en fracciones de pequeñas D , y que esta tolerancia disminuye con el aumento de D por fracción.

Los dos últimos, tanto la reoxigenación del tejido tumoral hipóxico relativamente radioresistente y la redistribución de las células tumorales en fases más radiosensibles del ciclo celular, tienen como resultado el aumento de la eficiencia de muerte de células tumorales con el fraccionamiento de la D de radiación.

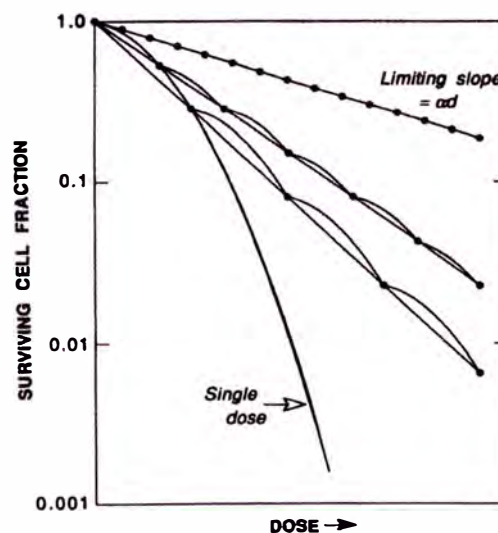


FIG. 2.11. Supervivencia de células de mamíferos ilustrada en tejidos de respuesta tardía ($\alpha/\beta = 2$ Gy) para irradiación con D única y multifracción [28].

En radiocirugía estereotáctica, los principios radiobiológicos anteriormente descritos (que parecen favorecer programas de fraccionamiento prolongados en la mayoría de circunstancias) no aplica, sin embargo deben tenerse en cuenta al desarrollar el fundamento biológico para radiocirugía estereotáctica. Es así, que los principios de reparación y repoblación en tejidos normales, parecen ser menos importantes para determinar la respuesta en la radiocirugía que en la determinación de la respuesta a la irradiación en fraccionamiento convencional en campos grandes de irradiación. Esto es debido a que el volumen blanco en radiocirugía generalmente se presume que contiene poco o nada de tejido cerebral funcionando, y los tejidos normales adyacentes al volumen blanco reciben D bajas de radiación. En estas circunstancias, las ventajas potenciales de fraccionamiento pueden ser secundarios a las ventajas de la mejora de distribución de D física.

En resumen, para radiocirugía estereotáctica los 4 principios radiobiológicos se entenderían como [28]:

1. Reparación: la entrega en radiocirugía dura un tiempo considerable, lo que puede permitir la reparación de daño subletal por radiación durante la exposición de irradiación.
2. Repoblación: el tratamiento dura un corto periodo de tiempo, a lo mucho dos semanas en radioterapia estereotáctica fraccionada, la repoblación de células tumorales no será considerable durante el curso de este.
3. Reoxigenación: los tumores están expuestos a alta dosis por fracción (por ejemplo 10 Gy), podría producirse significativo daño vascular. En consecuencia, el entorno intratumoral se convierte en hipóxico y ácido, que no sólo evitará la reoxigenación de las células hipóxicas, sino también causará indirectamente muerte celular.
4. Redistribución: la irradiación de dosis alta previene la progresión del ciclo celular y las células que experimentan la interfase mueren en las fases del ciclo celular donde ellos son irradiados.

Como se mencionó anteriormente, la radiocirugía estereotáctica se ha aplicado al tratamiento de muchas condiciones clínicas diversas (adenomas de la pituitaria o de otros tumores benignos, malformaciones vasculares, metástasis, etc.), la respuesta deseada al tratamiento con radiocirugía puede ser necrosis coagulativa, esterilización del tumor o

reducción de volumen, obliteración trombótica de estructuras vasculares anormales. Las manifestaciones clínicas específicas de la lesión del tejido cerebral son determinadas por la región del cerebro involucrada, volumen de tejido afectado, la presencia de daño antes de un tumor, hemorragia, terapia previa o enfermedad sistémica, y el tiempo desde la intervención terapéutica.

Si bien es cierto el sistema nervioso central ha sido considerado como la estructura biológica más radioresistente en el animal adulto, D relativamente pequeñas pueden provocar cambios transitorios electrofisiológico y funcionales en el cerebro. Estructuras como el tronco cerebral, hipotálamo y el cuerpo calloso parecen ser más sensibles que las estructuras hemisféricas periféricas. Sin embargo, existe variación biológica entre los pacientes dentro de cada categoría, lo que sugiere la selección cuidadosa de la D de tratamiento, volumen de diversas lesiones y lugares dentro del cerebro, para minimizar los riesgos asociados con la radiocirugía estereotáctica [7].

2.5. RADIOCARCINOGENESIS

Los efectos de la radiación ionizante han sido evidentes y documentados desde el descubrimiento de la radiactividad (en 1896 por Henry Becquerel). Si bien es cierto, existen complicaciones del tejido normal que pueden incrementarse cuando está cerca de la zona de tratamiento, bajas D a regiones que no están en el blanco o zona de tratamiento podría resultar en efectos nocivos a largo plazo, tales como radiocarcinogenesis (cáncer inducido por radiación) [29].

La radiocarcinogenesis es de interés clínico reciente, tal como lo muestra la Fig. 2.12, basada en una búsqueda en la base de datos de PubMed citando los términos "cáncer inducido por radiación". Así mismo, hay evidencia epidemiológica que sugiere que la dosis fuera del campo de tratamiento puede dar lugar a cánceres secundarios. La importancia de conocer la DP ayuda a que los tratamientos puedan ser comparados y al mismo tiempo optimizados [29].

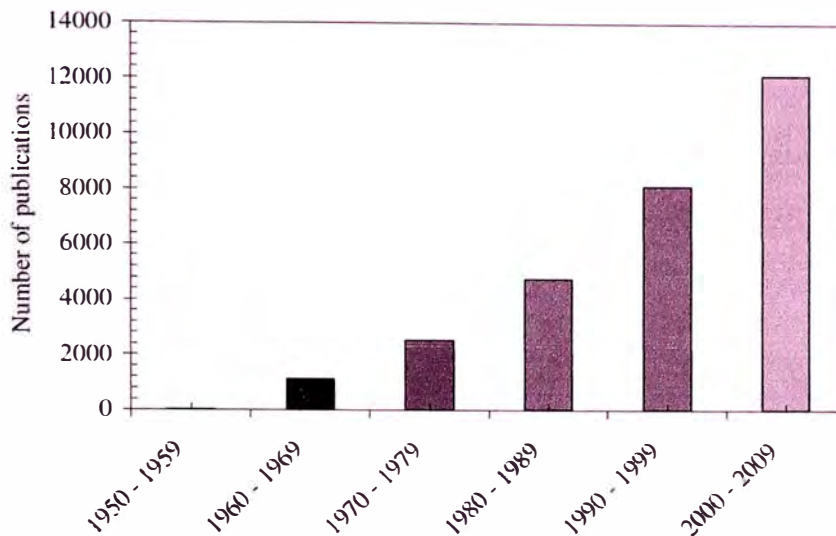


FIG. 2.12. Ilustración del creciente interés en la radiocarcinogenesis [29].

2.5.1. Fuentes de datos de radiocarcinogenesis

Sin duda, los mejores datos sobre la exposición humana proceden del estudio de la «cohorte de la bomba atómica», hablamos de los sobrevivientes de las detonaciones de armas nucleares en Nagasaki y Hiroshima en Japón. Este estudio se refiere a menudo como el “Estudio de la esperanza de vida” (*Life Span Study-LSS*). La cohorte LSS está compuesta por una muestra de alrededor de 195 000 habitantes de Hiroshima y Nagasaki que respondieron al censo de sobrevivientes de la bomba atómica (realizado en 1950) y a unas 32 000 personas que no estaban en la ciudad en el momento del bombardeo (como se identificó en un nuevo censo realizado entre 1950 y 1953). Este grupo ha sido estudiado en detalle durante muchas décadas [29].

La cohorte LSS, es una fuente de datos única donde ha habido un largo período de seguimiento. Además, esta cohorte es una población muy grande donde no se seleccionó sobre la base de la enfermedad, ambos sexos se incluyen así como todas las edades. Esto permitió investigar los diferentes factores comparando los riesgos entre los distintos subgrupos. Las dosis son bastante conocidas, y la cohorte incorpora un gran grupo expuesto a D bajas, que son de particular relevancia en este estudio. Los sujetos recibieron una

exposición de todo el cuerpo, lo que facilita la investigación y la intercomparación de los órganos específicos de los riesgos de cáncer [29].

Para los niveles de dosis bajas, los mejores datos para el riesgo de cáncer inducido por radiación en humanos son los datos LSS. Algunas conclusiones claves que se pueden extraer de este conjunto de datos son las siguientes:

1. El riesgo de cáncer inducido por radiación aumenta con el tiempo posterior a la irradiación;
2. El riesgo de radiocarcinogenesis disminuye con el aumento de la edad en el momento de la exposición;
3. Las mujeres presentan un mayor riesgo que los hombres;
4. Hay un riesgo aumentado de cáncer mortal para D que van hasta 2 Sv que es consistente con una relación lineal.

También vale la pena mencionar la cuestión de la latencia. La leucemia inducida por radiación se manifiesta típicamente dos o tres años después de la exposición, con pico de ocurrencia dentro de seis a ocho años, después de lo cual hay una disminución con el tiempo. El período de latencia para los tumores sólidos inducidos por la radiación suele ser más largo que la leucemia, generalmente de quince años o más [29]. Es por esta razón que los pacientes pediátricos son particularmente preocupantes en términos de cáncer inducido por radiación.

2.6. PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Las películas radiocrómicas han sido utilizadas para fines dosimétricos desde 1960, especialmente para medida de D en haces de electrones [9,14]. Con el avance de la tecnología hasta estos años, ha hecho posible que la dosimetría con películas radiocrómicas tenga mayores ventajas, estas son: composición cercana al tejido equivalente, alta resolución espacial, alto rango de D , relativamente baja dependencia energética, insensible a la luz visible (aunque exhiben algo de sensibilidad a la luz ultravioleta y temperatura) y sin necesidad de proceso químico.

La película radiocrómica que se utilizó en este trabajo, es la gafchromic EBT2, está película está compuesta de dos láminas de poliéster que cubre la capa activa y la adhesiva, tal como lo ilustra la Fig. 2.13. Las láminas de poliéster ayudan a proteger la capa activa del daño mecánico que puedan sufrir las películas en el cortado o en su manipulación, así mismo permite sumergirlas en agua por algunas horas (a costo de una penetración de agua de 1 a 2 mm de los bordes) y la capa que contiene la componente activa es la que se polimeriza de forma parcial cambiando de transmitancia (volviéndose más oscura a la luz visible). Después de que la película se haya expuesto a la radiación, esta se volverá más opaca mientras conforme aumente la dosis recibida [30,31].

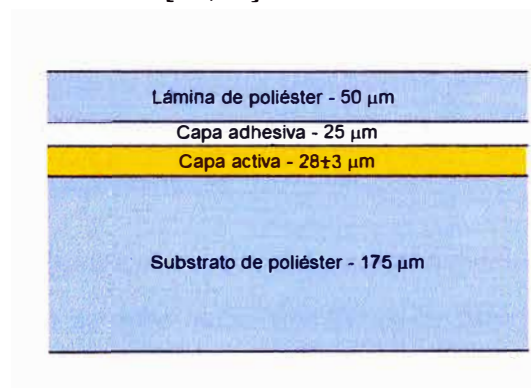


FIG. 2.13. Corte transversal de una película radiocrómica EBT2 [30].

La transmisión de luz a través de la película puede ser medida con sistemas de escaneo densitométrico, estos son: densitómetro, escáner, espectrofotómetro, fuentes de luz, detectores de luz. Aquí es donde termina el proceso dosimétrico [32]. Para poder elegir un sistema de escaneo, se debe evaluar el espectro de este, de tal manera que tenga una respuesta espectral relacionada con la absorbancia de la película.

Figura 2.14 ilustra el espectro de absorbancia de la componente activa de la gafchromic EBT2, que tiene un pico máximo en 636 nm en el canal rojo (más sensible que el resto de canales), de 585 nm en el canal verde y de 420 nm en el canal azul [33].

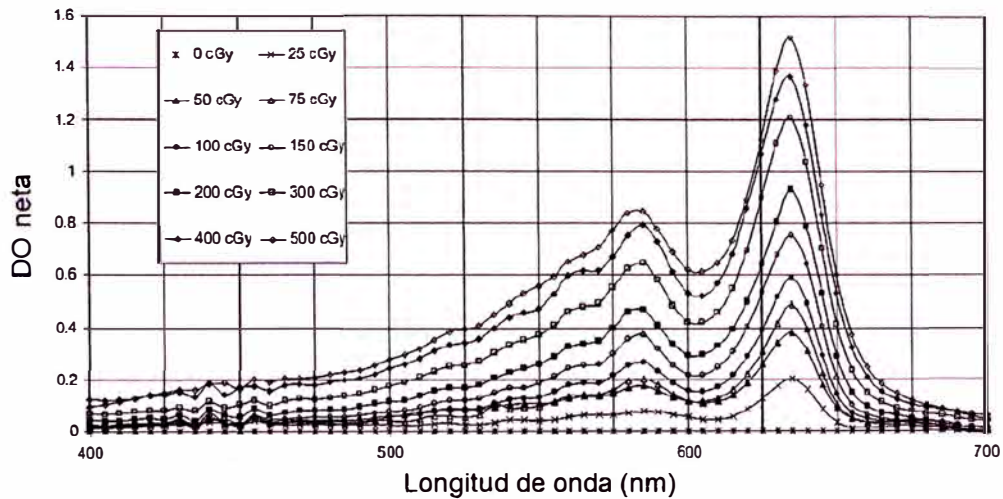


FIG. 2.14. Espectro de absorción de la película radiocrómica gafchromic EBT2 cuando se irradia en el rango de 0–500 cGy [33].

Así mismo, las películas radiocrómicas deben ser calibradas antes que puedan ser usadas para la dosimetría. Para eso se debe hallar una curva de calibración (o sensitométrica) de densidad óptica (DO) versus D , que describe la respuesta de la película como función de la D . Esta curva se obtiene irradiando con un rango de D conocida, de preferencia en la región de interés. Para posteriormente medir el cambio de DO de la película. La relación DO versus D idealmente debería ser lineal, pero generalmente no lo es y para solucionar esto, se puede aplicar métodos con ajustes polinómicos o desarrollar modelos empíricos con coeficientes variables. Un ejemplo de la curva de calibración de la película gafchromic EBT2 se ilustra en la Fig. 2.15 [9, 32].

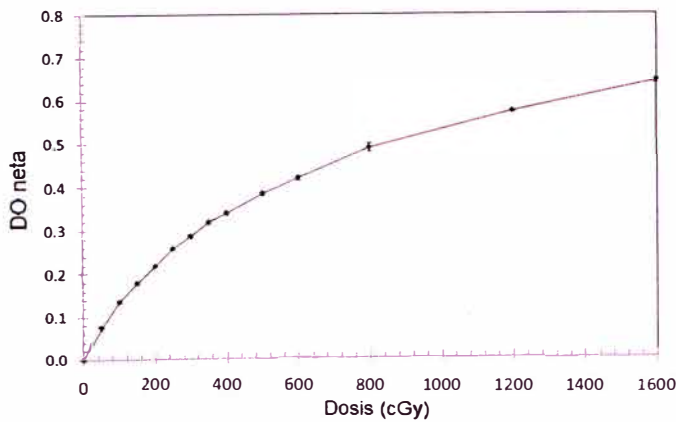


FIG. 2.15. Curva de calibración de DO vs D de una película radiocrómica EBT2 [32].

CAPÍTULO III

MARCO METODOLÓGICO

Para la realización de este trabajo se utilizó el *linac* Varian Clinac 2100C/D de la clínica San Pablo, el cual ha sido adaptado para realizar radiocirugía por el Instituto de radiocirugía del Perú (INRAPE). Para garantizar los múltiples tratamientos de radiocirugía realizados por este centro se realiza anualmente un sistema de auditoría dado por el MD Anderson Cancer Center (ver Anexo D). A continuación se describe los materiales o instrumentos de medición así como la metodología desarrollada en el trabajo.

3.1. MATERIALES O INSTRUMENTOS DE MEDICIÓN

3.1.1. Cámara de ionización: PTW Semiflex 31013

La CI utilizada, es una PTW semiflex 31013 cuyo volumen sensible es de 0.3 cm³. El rango de energía útil nominal es de 140 kV a 50 MV en fotones y 6-50 MeV en electrones. El material de la pared es de grafito con una cubierta protectora de acrílico. Esta cámara tiene una forma cilíndrica con un diámetro interior de 5.5 mm.

Figura 3.1 se puede observar el diseño básico de una CI y la PTW semiflex que se utilizó en este trabajo. La CI se usó para conocer la dosis con que se irradió las películas radiocrómicas EBT2 para caracterizarlas y calibrarlas.

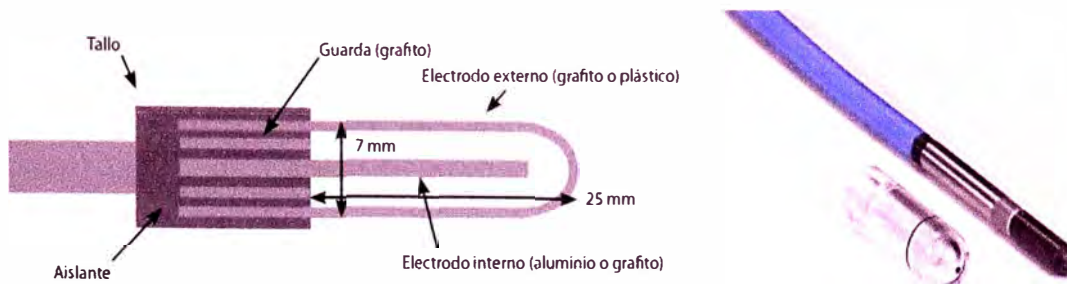


FIG. 3.1. A la izquierda el diseño básico de una CI (tipo farmer) [34] y a la derecha la CI PTW semiflex 31013.

3.1.2. Electrómetro: PTW Unidos^{webline}

El electrómetro usado fue el PTW Unidos^{webline}, ilustrado en la Fig. 3.2; este es un equipo de alta precisión, además de poseer características que facilitan las labores de dosimetría. Una de ellas, es que se pueden ingresar coeficientes de calibración de las cámaras a utilizar, así como restricciones de estas, las cuales pueden ser protegidas con contraseña.



FIG. 3.2. Electrómetro PTW Unidos^{webline}.

3.1.3. *Fantoma* para medida de dosis periférica

Un *fantoma* es una estructura que contiene uno o más sustitutos de tejido del cuerpo y que se utiliza para simular la interacción de la radiación con el cuerpo [35]. Los *fantomas* para dosimetría pueden ser antropomórficos o de geometría simple. Ambos simulan las propiedades dosimétricas del tejido humano (atenuación y dispersión). Sin embargo los antropomórficos imitan el contorno externo y/o interno de los tejidos humanos y los de geometría simple son circulares, cuadrados o rectangulares.

El *fantoma* que se utilizó fue un antropomórfico de medio cuerpo, de construcción propia de INRAPE S.A.C.; basado en la estatura de un niño de 8 años, según información de la OMS (Organización Mundial de la Salud) y del ICRP 89. Está hecho de parafina con densidad de 0.9 g/cm^3 . Las dimensiones del *fantoma* se ilustran en la Fig. 3.3, así como las distancias a los puntos a medir la *DP*.

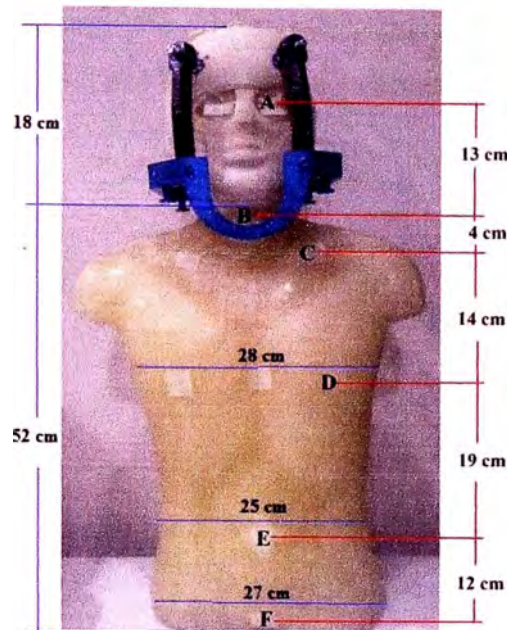


FIG. 3.3. Dimensiones del fantoma utilizado para la medida de *DP*, la periferia de la cabeza es de 52.5 cm y la longitud antero posterior es de 17 cm.

3.1.4. Película radiocrómica: Gafchromic EBT-2

La película radiocrómica gafchromic EBT2 tiene las siguientes características [36]:

- Tamaño de hojas de $25.4 \times 20.32 \text{ cm}^2$;
- Diseñada para ser usadas en el rango de energía de 50 keV hasta MV;
- La capa activa incorpora un colorante amarillo, que permite dosimetría multicanal y disminuye la sensibilidad a la luz ultravioleta;
- Cercano al tejido equivalente. $Z_{\text{eff}} = 6.89$, que lo hace muy similar al agua ($Z_{\text{eff}} = 7.3$);
- Alta resolución espacial.

3.1.5. Sistema de escaneo densitométrico: Escáner Epson Expression 11000 XL

Para digitalizar la película radiocrómica se hace uso de un escáner. El que se usó, es el Epson Expression 11000 XL (ver Fig. 3.4). Este es un escáner de imagen a color tipo *flatbed* equipado con una unidad de transparencia para películas, mide las componentes en color rojo, verde y azul de la película en una profundidad de color de 16 bits por canal. Tiene una respuesta espectral que está en relación con la absorbancia de la película. Como se ve en la figura, donde el rango de los canales rojo y verde está relacionados con los de la película [37, 38].

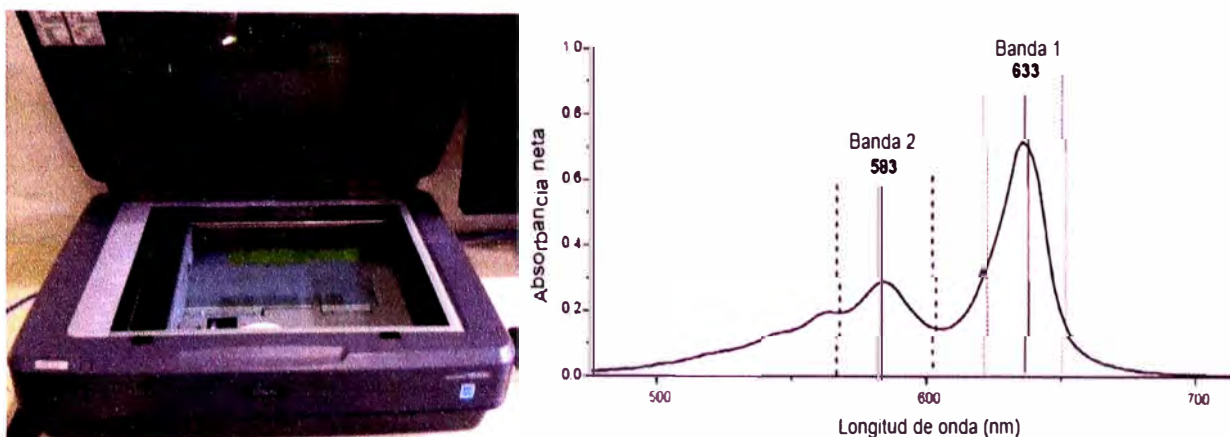


FIG. 3.4. A la izquierda escáner Epson Expression 11000 XL y a la derecha espectro de la absorbancia del escáner Epson 10000XL [37].

3.1.6. *Linac* y accesorios de radiocirugía

El *linac* utilizado fue un Varian Clinac 2100C/D (de la Clínica San Pablo) en una energía de 6 MV. Cabe mencionar que este *linac* es adaptado cada vez que hay un tratamiento de radiocirugía (ver Fig. 2.2), con accesorios, como contenedor de conos (colimador) y soporte de mesa, como lo visto en el ítem 2.1.3.3.

3.1.7. Tomógrafo Computarizado: Siemens Somatom Sensation

Para fines de la planificación de tratamiento, se tomaron imágenes de TC de corte axial al *fantoma* con cortes de 3 mm, 260 mAs y con 120 kVp; para ello se hizo uso del tomógrafo de la Clínica San Pablo, un Siemens Somatom Sensation de 64 cortes.

3.2. METODOLOGÍA

3.2.1. Proceso para uso de películas radiocrómicas

3.2.1.1. Procesamiento de imagen

Las dimensiones de la película radiocrómica EBT2 es de 25.4 x 20.32 cm². Del lote #06241302 se cortaron piezas de 3 x 3 cm², éstas se marcaron en la parte superior derecho de la película para no perder la orientación de esta (ya que la respuesta de barrido de la película radiocrómica EBT2 es sensible a la orientación de la película en el escáner) [39]. El proceso de cortado se realizó un día antes de la irradiación de las películas, para que estas se puedan recuperar del estrés mecánico ocasionado. Las piezas de las películas EBT2 fueron almacenadas en un sobre separadas unas de otras para evitar que hallan ralladuras entre ellas.

3.2.1.2. Procedimiento de escaneo

El área que se utilizó para analizar las piezas de películas, fue un ROI (región de interés) de 1 x 1 cm². Este tamaño de ROI fue encontrado razonable con el fin de obtener resultados óptimos durante la caracterización de las películas [40]. Esta área se seleccionó en el centro alejado por lo menos 3 mm fuera del borde de la película para evitar efectos de borde.

Se escanearon las películas siguiendo el protocolo dado por Devic *et al.* [41], para ello, se escanearon las piezas de películas 5 veces antes y después de irradiarlas. Así se obtiene la lectura de transmisión del escáner como las desviaciones estándar, estos valores fueron determinados para cada pieza de película como un valor de pixel promedio sobre el ROI elegido.

Además, se escaneo 5 veces una cartulina o pieza opaca negra (en este trabajo se usó piezas de película radiográfica Oncology EC Film de Carestream, expuestas a luz y posteriormente reveladas), para obtener el valor de intensidad transmitida de luz cero, la cual caracteriza la señal de fondo del escáner, así como su correspondiente desviación estándar.

3.2.1.3. Relación dosis respuesta

Siguiendo el protocolo dado por Devic *et al.* [41], se calcula la DO_{neta} con la siguiente ecuación para una dosis D_j

$$DO_{neta}(D_j) = DO_{irrad.}(D_j) - DO_{no\ irrad.}(D_j) \quad (3.1)$$

$$DO_{neta}(D_j) = \log_{10} \left(\frac{VP_{no\ irrad.} - VP_{fondo}}{VP_{irrad.} - VP_{fondo}} \right) \quad (3.2)$$

Donde $VP_{no\ irrad.}$, $VP_{irrad.}$ y VP_{fondo} , son los valores de pixel promedio del ROI de las piezas de películas no irradiada, irradiadas y sin transmisión de luz (película radiográfica EC Film) respectivamente.

Las lecturas de transmisión de escáner ($VP_{no\ irrad.}$ o $VP_{irrad.}$) así como las desviaciones estándares ($\sigma_{VP_{no\ irrad.}}$ o $\sigma_{VP_{irrad.}}$) fueron determinadas sobre el mismo ROI para cada pieza de película. Valores para VP_{fondo} y σ_{fondo} se determinaron como medias ponderadas de las cinco piezas de la película opaca simulada (sin transmisión de luz). Teniendo así:

$$\mu_{DO_{neta}}(D_j) = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\frac{(\sigma_{VP_{no\ irrad.}}(D_j))^2 + (\sigma_{fondo})^2}{(VP_{no\ irrad.}(D_j) - VP_{fondo})^2} + \frac{(\sigma_{VP_{irrad.}}(D_j))^2 + (\sigma_{fondo})^2}{(VP_{irrad.}(D_j) - VP_{fondo})^2}} \quad (3.3)$$

3.2.2. Caracterización de las películas radiocrómicas

3.2.2.1. Reproducibilidad de las películas radiocrómicas

Para encontrar las reproducibilidad de las películas, se irradiaron piezas de películas con las mismas condiciones en días diferentes pero consecutivos, con 50 UM (D de 47.4 cGy) con fotones de 6 MV. A una distancia fuente superficie (DFS) o SSD (*source skin distance*) de 95 cm y a una profundidad de 5 cm, en un campo de 10 x 10 cm², a condiciones de equilibrio electrónico para evitar variaciones en las lecturas. Las películas fueron colocadas

en un arreglo de bloques de acrílico de $30 \times 30 \text{ cm}^2$, con un espesor de 1 cm, teniendo una altura de 20 cm (ver Fig. 3.5).

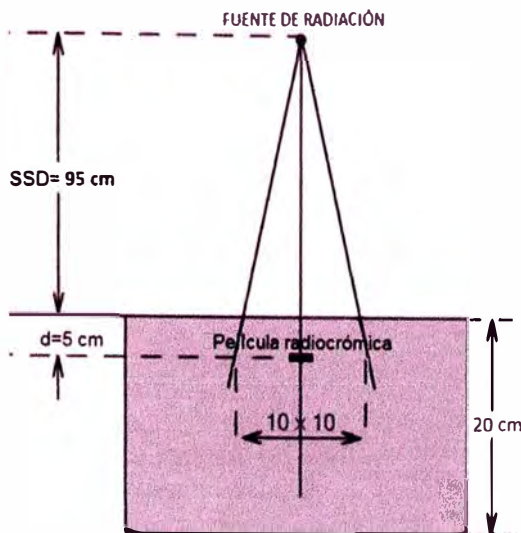


FIG. 3.5. Arreglo experimental utilizado para pruebas de reproducibilidad, linealidad, dependencia de tasa de dosis.

3.2.2.2. Linealidad

Las películas fueron irradiadas con D en un rango de 1-93 cGy, con fotones de energía de 6 MV, a DFS de 95 cm y a una profundidad de 5 cm. Se realizó esta prueba para verificar la respuesta lineal a bajas dosis. Las películas fueron leídas 24 horas después de la irradiación.

3.2.2.3. Dependencia con la tasa de dosis

Debido a que en radiocirugía se pueden utilizar diferentes tasas de dosis es necesario analizar la dependencia de las películas con respecto a este parámetro. Para ello, se irradiaron piezas de películas (cortes de $3 \times 3 \text{ cm}^2$) a tasas que van en el rango de 100–600 cGy/UM, a 5 UM (D de 4.7 cGy), con fotones de energía de 6 MV; a DFS de 95 cm y a una profundidad de 5 cm.

3.2.2.4. Dependencia energética

En procedimientos de radiocirugía y en general, los colimadores secundarios o bien el diseño del mismo *linac*, hace que haya variaciones espectrales, en donde la dosis que llega a zonas fuera del campo de tratamiento no sea la misma que la energía con la que se está tratando. Allí la importancia de analizar la dependencia energética de los dosímetros usados. Para analizar la dependencia energética de las películas, piezas de películas se irradiaron con una D de 10 cGy para energías en un *linac* de 6 MV, 18 MV y para un ^{60}Co . Las películas fueron colocadas a 5 cm de profundidad, a una DFS de 100 cm para *linac* y ^{60}Co , con un campo de irradiación de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

3.2.3. Calibración de las películas radiocrómicas

3.2.3.1. Procedimiento para la calibración de las películas radiocrómicas EBT2

Las piezas de las películas fueron irradiadas a diferentes niveles de D . Los parámetros para la irradiación fueron: un campo de exposición de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, material dispersor de 5 cm de espesor (acrílico), DFS de 200 cm y a una distancia fuente detector de 205 cm. Primero se verificó la dosis D con una CI PTW semiflex TN31003, para posteriormente colocar las películas en la misma posición (ver Fig. 3.6).

El rango de D cubierto fue de 0–85.2 cGy, para asegurar la precisión en la calibración de la película a bajas dosis (así como en el trabajo hecho por Fricker K. [42] en donde hace calibración de películas con un rango de dosis de 0–166 cGy).

Teniendo un total de 14 puntos, se tomaron esta cantidad de puntos para reducir la incertidumbre según lo detallado por Bouchard *et al.* [40]. En su trabajo se recomienda una cantidad mínima de 12 puntos para caracterizar la curva sensitométrica con una suficiente precisión.

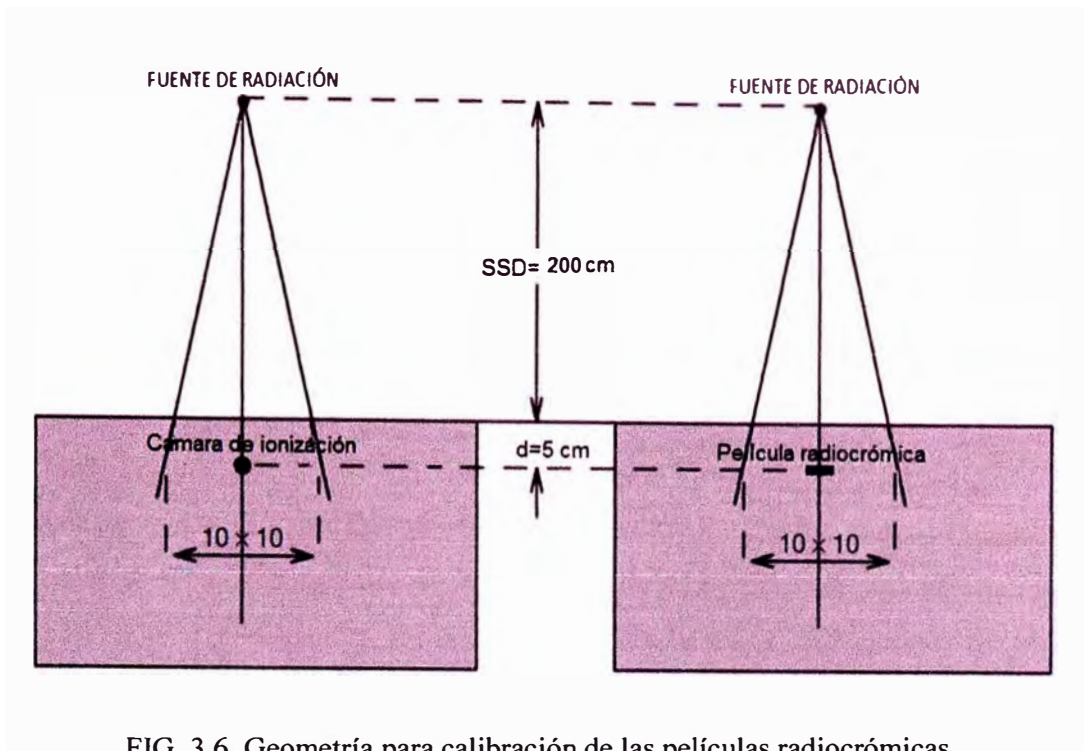


FIG. 3.6. Geometría para calibración de las películas radiocrómicas.

Después de irradiar las películas con los parámetros ya descritos. Se esperó un periodo de 24 horas para iniciar el escaneo de las películas, tiempo necesario para que se consiga la estabilidad relativa [43]; sin embargo, el cambio relativo de DO_{neto} debido a la coloración post-irradiación después de la irradiación puede estar influenciada por la temperatura y la humedad relativa durante el almacenamiento post-irradiación [44]. Es por ello que las películas deben ser almacenadas en un ambiente controlado por temperatura y humedad.

Para el escaneo de las películas se siguieron los siguientes pasos:

- El escáner se calentó usando cinco exploraciones con el fin de estabilizar la lámpara y la temperatura de la superficie del escáner [40, 45];
- Se colocaron las películas en la región central del escáner (para minimizar la incertidumbre de la homogeneidad del escáner, perpendicular a la dirección del escáner, en orientación *landscape* (guiarse de la marca hecha en la película, cuando se empezó a cortar) [40, 46];
- En la ventana del escáner seleccionamos:
 1. Modo profesional;
 2. Positive film;
 3. 48 bit color para escanear en modo RGB;

4. Resolución espacial de 75 dpi;
 5. En la ventana de configuración, seleccionamos “*no color correction*”;
 6. Las imágenes se guardaron en formato tiff;
- Se hicieron 5 escaneos consecutivos antes y después de la irradiación de las películas [41]. Los 2 modos de escaneo (películas irradiadas y no irradiadas) fueron analizados con el software ImageJ, y se midió la intensidad de los píxeles seleccionando un ROI de área $1 \times 1 \text{ cm}^2$ posicionado en el centro de la película [41,47], extrayendo la información del canal rojo;
 - También se midió el valor de intensidad de transmisión de luz cero (VP_{fondo}), el cual caracteriza la señal de fondo del escáner, este valor es medido con una pieza opaca de la película. Estas son colocadas en una fila con las mismas dimensiones de las demás películas y escaneadas en la misma posición de ROI donde fueron escaneadas las películas no irradiadas e irradiadas.

Para representar el valor de la densidad óptica neta (DO_{neta}) en función de la dosis (curva sensitométrica), se tomara en cuenta una función que realice el mejor ajuste. Para escoger dicha función se tuvieron en cuenta las siguientes condiciones [40]:

- Pasar por el origen de coordenadas (0, 0);
- Ser una función creciente;
- La función debe tener uno o ningún punto de inflexión en la zona de interés;
- Si hay un punto de inflexión será en el rango de $0-0.5 DO_{\text{neta}}$ máxima.

3.2.4. Comparación de la dosis absorbida con dos tipos de dosímetros

Si bien es cierto, el estudio de la dosis periférica es compleja, ya que tiene contribuciones de dosis de dispersión dentro del paciente, fuga del cabezal de la máquina de tratamiento, y dispersión de los colimadores; la mayor contribución cerca de la periferie del campo de tratamiento proviene de la dispersión dentro del paciente y a distancias más lejanas del campo la mayor contribución es de fuga del cabezal [42]. Además la contribución de fotones disminuye exponencialmente con la distancia, ya que la dosis absorbida fuera de campo de

tratamiento es fuertemente dependiente de la distancia desde el borde del campo, del tamaño de campo y de la energía del haz.

Para estudiar si las películas radiocrómicas son idóneas para medir dosis periférica en haces de megavoltaje se hizo una comparación de respuestas entre una CI y las películas radiocrómicas. Para ello, se hicieron mediciones con la CI colocada en el punto efectivo en la superficie de un *fantoma* de agua, para un campo de 10 x 10 cm², DFS de 95 cm, e irradiando a 100 UM y 200 UM. Se tomaron tres mediciones por cada distancia donde se colocó la cámara (distancia a partir del borde del campo). Posteriormente con los mismos parámetros de irradiación se colocó las películas radiocrómicas en un *fantoma* de placas de acrílico sobre la superficie, evitando que se superpongan entre ellas.

3.2.5. Procedimiento para evaluar la dosis periférica

3.2.5.1. Descripción de la técnica de radiocirugía

La técnica de tratamiento que se utilizó en este trabajo es la de 4 arcos múltiples no coplanares, con una amplitud de 120° con camilla estacionaria, con posiciones detalladas en la Tabla 3.1.

TABLA 3.1. Técnica de tratamiento utilizada en radiocirugía con 4 arcos.

N° de arco	Ángulo de gantry		Ángulo de camilla
	Inicio	Parada	
1	210°	330°	285°
2	330°	210°	315°
3	30°	150°	45°
4	150°	30°	75°

Figura 3.7 ilustra a la izquierda la posición y las direcciones de giro de los cuatro arcos y a la derecha muestra un esquema de la angulación de la mesa y la posición del gantry para el primer arco.

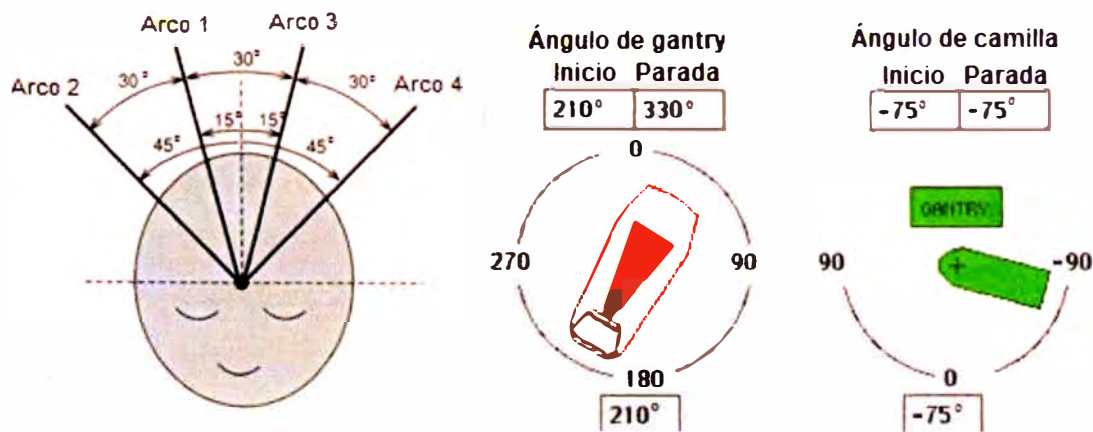


FIG. 3.7. Escalas angulares y direcciones de giro, para el gantry y camilla, para la técnica de cuatro arcos no coplanares utilizado.

3.2.5.2. Obtención de las imágenes tomográficas del *fantoma*

Siguiendo el procedimiento de radiocirugía (detallado en el capítulo II); primero al *fantoma* se le hizo una máscara y se le colocó los tornillos junto con el marco estereotáctico en la cabeza. Para poder localizar el blanco, al localizador multimodal con barras en forma de N se llenó con contraste, con el cual se obtuvieron las imágenes de TC. Figura 3.8 muestra a la izquierda el *fantoma* con el inmovilizador y con el localizador multimodal, y a la derecha 3 cortes de las imágenes (sagital, axial y coronal) y reconstrucción 3D de la cabeza del *fantoma* obtenidas por el el SPT Simuplan. Además los ejes de coordenadas vistos en los cortes es el origen de coordenadas tridimensional (0, 0, 0), que servirá para la localización del blanco.

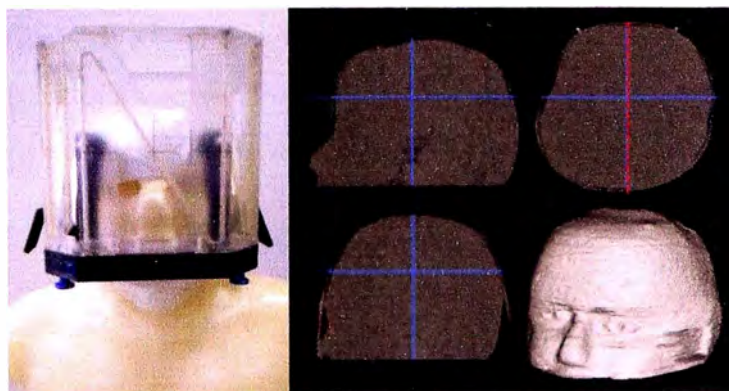


FIG. 3.8. A la izquierda fantoma con el inmovilizador y el localizador multimodal, y a la derecha cortes sagital, axial y coronal y reconstrucción 3D.

3.2.5.3. Planificación del tratamiento

Una vez obtenidas las imágenes estas son transferidas al SPT Simuplan. En el SPT ya se procede a colocar los fiduciales, contonear y realizar el cálculo de D , colocando la prescripción de D en la superficie de isodosis que engloba el blanco (se simuló blancos en distintas posiciones de la cabeza del *fantoma*) y se trataron con diferentes tamaños de conos (desde 1 a 3.5 cm de diámetro). Todos los parámetros de los planes se muestran en la Tabla 3.2. Para simular blancos en distintas posiciones de la cabeza del *fantoma*, se dividió en cuatro planos, así como se ilustra en la Fig. 3.9.

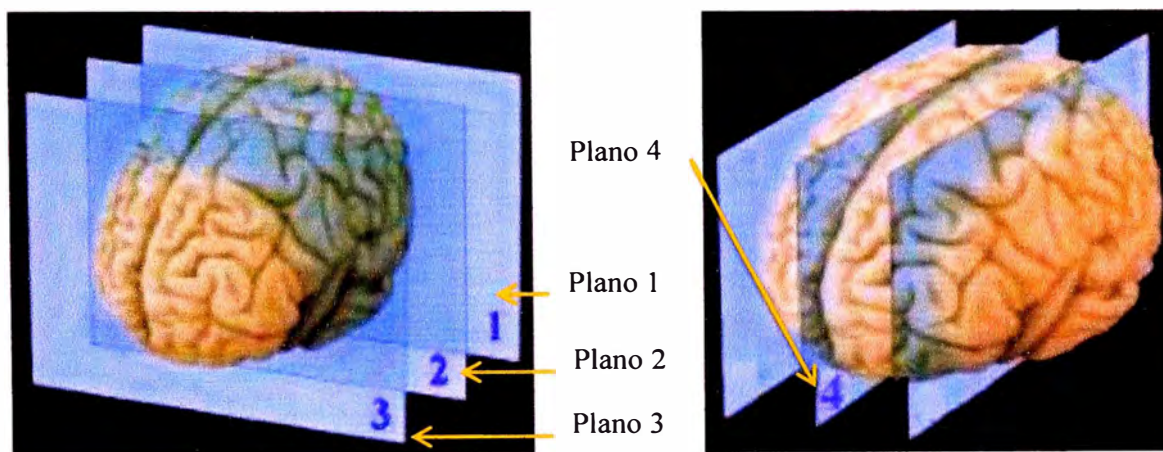


FIG. 3.9. Imágenes reimpresas para mostrar la división de los 4 planos [48].

Los dos primeros planos se dividieron en cuatro partes o lados (inferior derecho e izquierdo, superior derecho e izquierdo), el tercer plano solo se dividió en dos partes superior derecho e izquierdo, ya que con los inferiores el campo abarcaría los ojos, y el cuarto plano se ubicó en el centro en una posición hipotética de la hipófisis. Figura 3.10 ilustra imágenes reimpresas y adaptadas para apreciar la división de los planos en los tres cortes (sagital, coronal y axial).

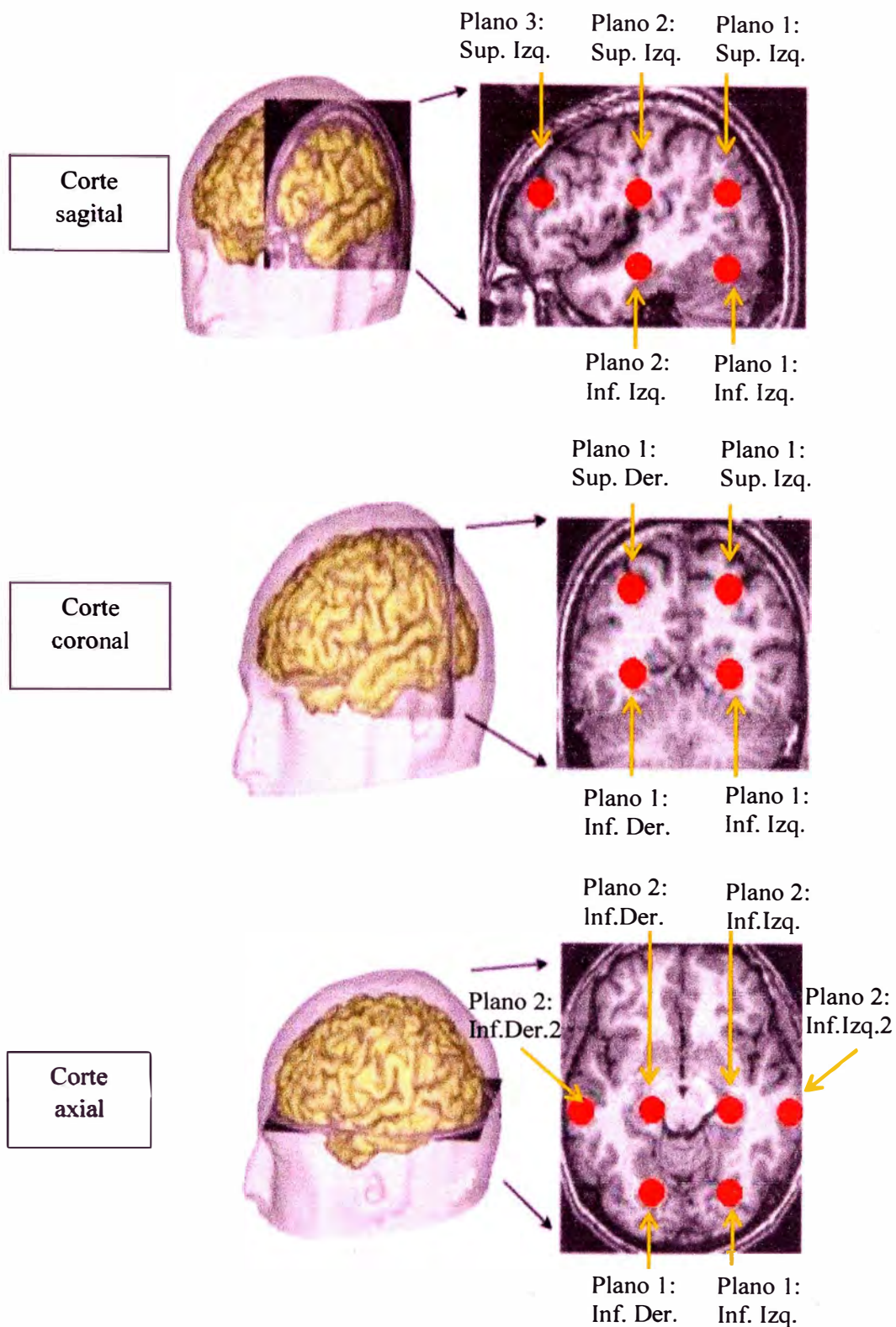


FIG. 3.10. Imágenes reimprimadas y adaptadas para mostrar la división de los planos, vistas desde los cortes axial, coronal y sagital [49].

TABLA 3.2. Parámetros de los planes de radiocirugía para evaluar la dosis periférica.

Plano	Posición en la cabeza del fantoma (lados)	Coordenadas (cm)			D (Gy)	Prescripción (%)	Nº Plan	Diámetro de cono (cm)	UM por arco	UM Total
		x	y	z						
1	Inf.Der.	-2.09	-5.34	-3.60	18	80	1	1.0	949	3796
							2	1.5	840	3360
							3	2.0	784	3136
							4	2.5	758	3032
							5	3.0	730	2920
							6	3.5	705	2820
	Inf.Izq.	2.09	-5.34	-3.60	18	80	7	1.0	939	3756
							8	1.5	832	3328
							9	2.0	776	3104
							10	2.5	751	3004
							11	3.0	723	2892
							12	3.5	699	2796
	Sup.Der.	-2.09	-5.34	1.40	18	80	13	1.0	773	3092
							14	1.5	691	2764
							15	2.0	647	2588
							16	2.5	629	2516
							17	3.0	610	2440
							18	3.5	595	2380
	Sup.Izq.	2.09	-5.34	1.40	18	80	19	1.0	766	3064
							20	1.5	685	2740
							21	2.0	643	2572
							22	2.5	626	2504
							23	3.0	608	2432
							24	3.5	594	2376
2	Inf.Der.	-2.09	-0.34	-3.60	18	80	25	1.0	996	3984
							26	2.0	821	3284
							27	3.0	762	3048
	Inf.Der.2	-5.80	-0.34	-3.60	18	80	28	1.0	911	3644
							29	2.0	755	3020
							30	3.0	704	2816
	Inf.Izq.	2.09	-0.34	-3.60	18	80	31	1.0	994	3976
							32	2.0	819	3276
							33	3.0	761	3044
	Inf.Izq.2	5.80	-0.34	-3.60	18	80	34	1.0	906	3624
							35	2.0	751	3004
							36	3.0	701	2804
	Sup.Der.	-2.09	-0.34	1.40	18	80	37	1.0	807	3228
							38	2.0	673	2692
							39	3.0	631	2524
	Sup.Izq.	2.09	-0.34	1.40	18	80	40	1.0	806	3224
							41	2.0	672	2688
							42	3.0	630	2520
3	Sup.Der.	-2.09	4.64	1.40	18	80	43	1.0	756	3024
							44	2.0	637	2548
							45	3.0	604	2416
	Sup.Izq.	2.09	4.64	1.40	18	80	46	1.0	758	3032
							47	2.0	638	2552
							48	3.0	605	2420

							49	1.0	986	3944
	Centro	0.00	2.16	-3.60	18	80	50	2.0	813	3252
							51	3.0	755	3020
4	Centro	0.00	2.16	-3.60	12	80	52	1.0	657	2628
							53	2.0	542	2168
							54	3.0	503	2012
	Centro	0.00	2.16	-3.60	12	50	55	1.0	1052	4208
							56	2.0	867	3468
							57	3.0	805	3220

CAPÍTULO IV

RESULTADOS Y DISCUSIONES

4.1. CARACTERIZACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

4.1.1. Reproducibilidad de la respuesta de las películas

Figura 4.1 muestra que la respuesta de las películas, irradiadas bajo las condiciones según lo indicado en el ítem 3.2.2.1, se encuentra en un rango de 97-103% respecto a la respuesta de la primera película.

Se encontró que la reproducibilidad de la respuesta de las películas radiocrómicas es de 1.3% (2μ). Esta incertidumbre encontrada concuerda con los trabajos presentados por otros autores como Richley *et al.* [50], donde encontraron una incertidumbre (2μ) de 1.1-1.2% para D aplicadas de 50–300 cGy con un haz de 6 MV.

Por otro lado, en el estudio de Aland *et al.* [51], reportaron una incertidumbre (2μ) de 2.4% y 3.0% para D aplicadas de 100 cGy y 300 cGy respectivamente, con un haz de 6 MV. Así mismo, en el trabajo reportado por Fricker K. [42], reportó una incertidumbre (2μ) de 1% para una D aplicada de 5 cGy en un haz de 6 MV.

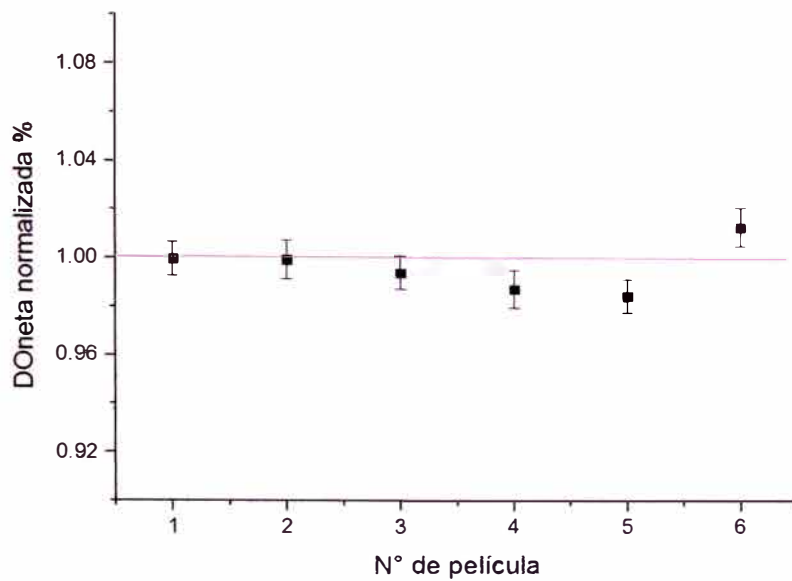


FIG. 4.1. Reproducibilidad de las películas EBT2 en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a DFS de 95 cm y profundidad de 5 cm.

4.1.2. Linealidad

El comportamiento lineal de las películas se puede ver en la Fig. 4.2, para un rango de dosis bajas donde el coeficiente de linealidad es de $r^2 = 0.9998$, lo cual es aceptable.

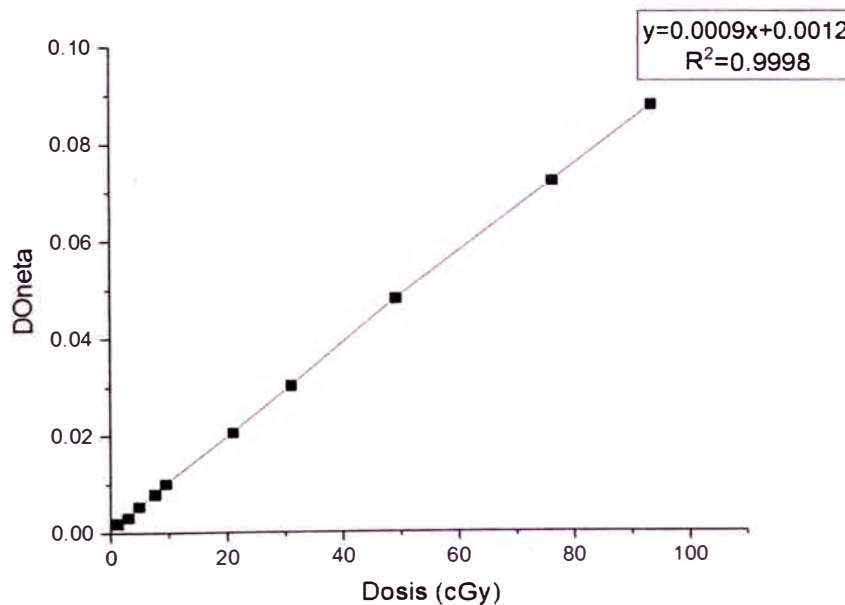


FIG. 4.2. Linealidad de la DO neta de las películas EBT2 para un rango de D bajas (de 1-93 cGy) en un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a DFS de 95 cm y profundidad de 5 cm.

4.1.3. Dependencia con la tasa de dosis

Para analizar la dependencia de las películas con respecto a la tasa de D , se normalizo con respecto a una tasa de 500 cGy/UM (ya que todas las radiocirugías en este trabajo se hicieron bajo esa tasa), para 5 UM, con fotones de energía de 6 MV, a DFS de 95 cm y a una profundidad de 5 cm. Encontrándose una diferencia máxima de 4.7%. La dependencia de tasa de dosis de las películas radiocrómicas se ilustra en la Fig.4.3.

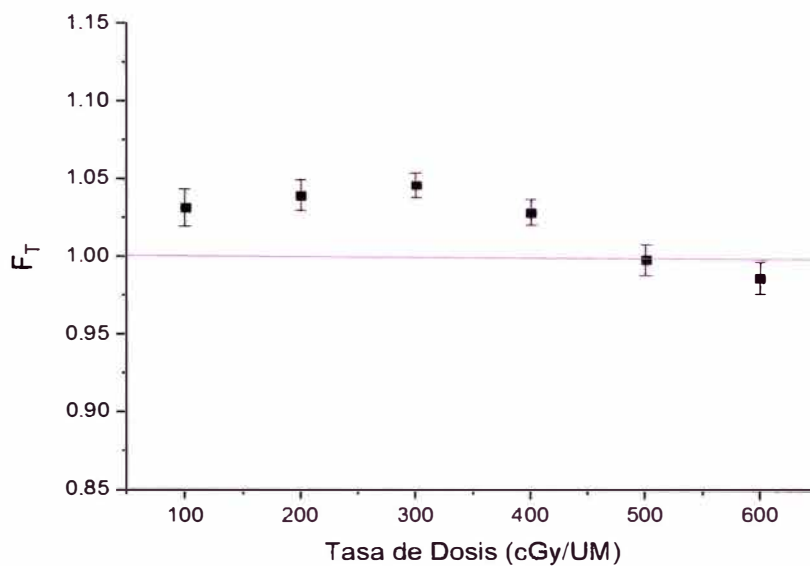


FIG. 4.3. Dependencia de la tasa de dosis que van en el rango de 100–600 cGy/UM

En este trabajo no se aplicará un factor de dependencia de tasa de dosis ya que todos los planes de radiocirugía se trataron con una tasa de 500 cGy/UM.

4.1.4. Dependencia energética

La Fig. 4.4 muestra la poca dependencia energética de las películas radiocrómicas EBT2 para energías en un *linac* de 6 MV, 18 MV y para un ^{60}Co a una D de 10 cGy, donde las películas fueron colocadas a una DFS de 100 cm para *linac* y ^{60}Co , para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ a 5 cm de profundidad. Las respuestas energéticas de las películas tienen un comportamiento lineal con un coeficiente de correlación de 0.9412 (ver Fig. 4.4).

Tal como lo menciona el trabajo de Adrada A. [31], las películas radiocrómicas EBT2 son pocos dependientes de la energía tanto para fotones como electrones. En su trabajo encontró variaciones entre 1-2%, para una misma D para el rango de energía entre 2–15 MeV. Así mismo, en el trabajo de Butson *et al.* [52], encuentran una pequeña dependencia de energía con variaciones en el cambio de DO por unidad de D de $(6.5 \pm 1)\%$ para las películas radiocrómicas EBT2 en un rango de energía de 50 kVp a 10 MV, la cual muestra una mejor dependencia que las películas EBT $(7.7 \pm 2)\%$ sobre el mismo rango de energía.

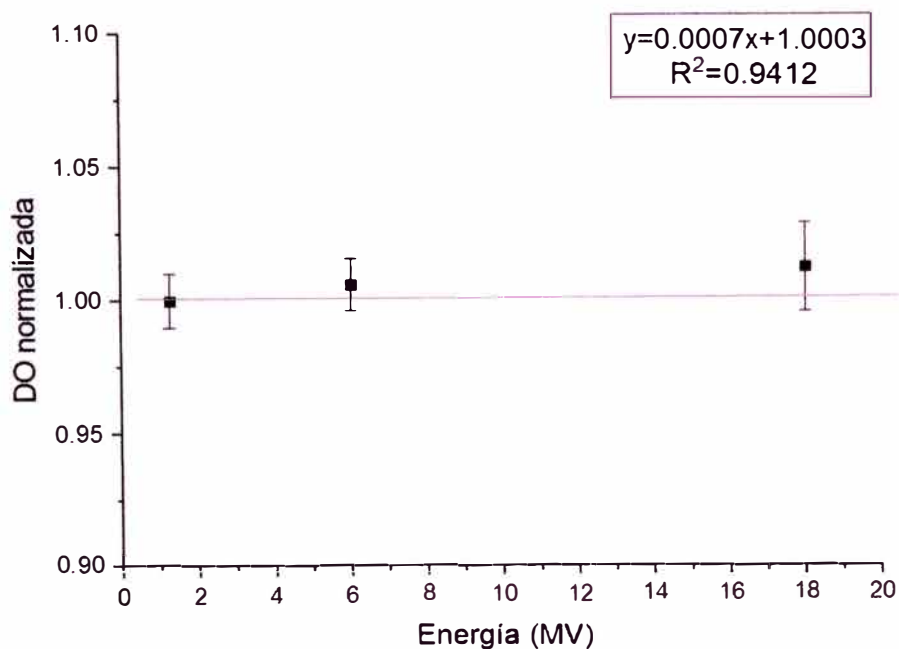


FIG. 4.4. Respuesta energética de las películas radiocrómicas EBT2 para energías en un *linac* de 6 MV, 18 MV y para un ^{60}Co , normalizadas a la respuesta de la película para la energía de ^{60}Co .

4.2. CALIBRACIÓN DE LAS PELÍCULAS RADIOCRÓMICAS

Figura 4.5 muestra la curva de calibración de las películas radiocrómicas EBT2, para una energía de 6 MV en un rango de dosis de 0–85.2 cGy (ver Tabla 4.1), con los parámetros y sistema geométrico mencionados en el capítulo III.

La máxima incertidumbre (2μ) en algún punto de la curva de calibración fue de 1.8%.

TABLA 4.1. D usada para la calibración de las películas EBT2 en un rango de 0–85.2 cGy.

UM	0	1	4	5	10	20	50	100	150	200	250	300	350	400
D (cGy)	0	0.2	0.9	1.1	2.1	4.3	10.7	21.3	32	42.6	53.3	63.9	74.6	85.2

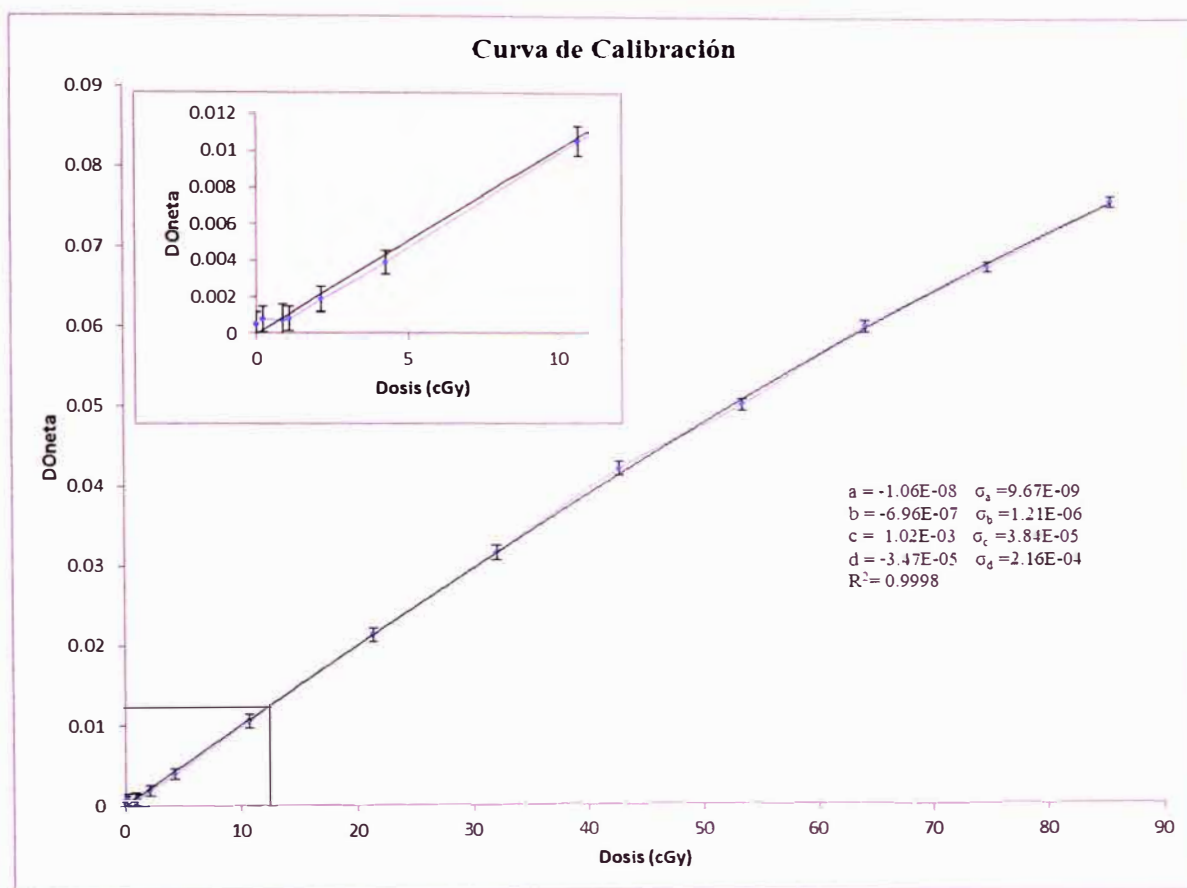


FIG. 4.5. Curva de calibración para la película radiocrómica EBT2, para una energía de 6 MV en un rango de dosis de 0–85.2 cGy.

La ecuación de ajuste utilizada es una polinómica de 3º grado:

$$DO_{neta} = -1.06 \times 10^{-8} D^3 - 6.96 \times 10^{-7} D^2 + 1.02 \times 10^{-3} D - 3.47 \times 10^{-5} \quad (4.1)$$

donde

DO_{neta} es la densidad óptica neta;

D es la dosis absorbida (cGy).

4.3. COMPARACIÓN DE DOS TIPOS DE DOSÍMETROS

Se hizo la comparación de la respuesta de la CI PTW semiflex con las películas radiocrómicas en la periferie del campo a distancias de 1.5 cm, 4.0 cm, 10.0 cm y 18.0 cm con los parámetros mencionados en el capítulo III.

En la Tabla 4.2 se pueden apreciar los resultados obtenidos por la CI (esta tiene una incertidumbre de 1.3% reportada en su certificado de calibración) y la respuesta con sus incertidumbres dadas por las películas radiocrómicas EBT2. Dicha tabla, muestra que la variación máxima de respuesta de la película radiocrómica EBT2 en comparación con la respuesta de la CI fue una D de 2.0 cGy. Este valor se asemeja al estudio realizado por K. Fricker, el cual fue de 1.3 cGy [42].

TABLA 4.2. Comparación de medidas de DP entre una CI PTW semiflex y películas radiocrómicas EBT2 para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Distancia (cm)	100 UM		200 UM		100 UM	200 UM
	DP_{CI} (cGy)	DP_{EBT2} (cGy)	DP_{CI} (cGy)	DP_{EBT2} (cGy)	Diferencia DP (cGy)	Diferencia DP (cGy)
1.5	5.3	6.9 ± 1.0	9.8	11.8 ± 0.9	1.6	2.0
4.0	3.1	3.6 ± 1.4	6.6	7.3 ± 1.1	0.5	0.7
10.0	1.3	1.3 ± 1.2	2.6	3.5 ± 1.0	0.0	0.9
18.0	0.7	0.5 ± 0.9	1.4	1.7 ± 1.1	0.2	0.3

4.4. DOSIS PERIFÉRICA

4.4.1. Dosis periférica en las zonas de interés en el *fantoma*

De acuerdo con lo mencionado en el ítem 3.2.5.3; las siguientes tablas muestran la DP en 9 posiciones del *fantoma*, para diferentes tamaños de conos (desde 1 cm hasta 3.5 cm de diámetro), para ello se realizaron planes de tratamiento en blancos situados en todos los planos, donde se prescribió a una dosis de 18 Gy al 80% de isodosis (tablas de 4.3 a 4.14) y además, al plano 4 se hicieron dos planes adicionales donde se hizo una prescripción de dosis de 12 Gy al 80% y 12 Gy al 50% (tablas 4.15 a 4.17).

TABLA 4.3. *DP* en el Plano 1: Inf. Der. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 1: Inf. Der.		18 Gy al 80%				
Cono	1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
UM	3796	3360	3136	3032	2920	2820
Posición	Dosis periférica (cGy)					
Ojo Der.	5.97 ± 0.54	7.17 ± 1.2	9.38 ± 1.3	10.06 ± 1.1	10.20 ± 0.92	10.97 ± 0.62
Ojo Izq.	4.13 ± 0.61	5.51 ± 0.82	7.07 ± 1.5	7.68 ± 1.2	8.22 ± 1.00	8.50 ± 0.68
Tiroides	4.39 ± 0.64	7.01 ± 0.83	10.66 ± 1.2	14.45 ± 1.0	17.91 ± 1.3	23.55 ± 0.72
Pulmón Sup. Der.	6.63 ± 1.0	7.60 ± 0.81	15.02 ± 1.2	19.01 ± 0.93	21.49 ± 1.2	24.10 ± 0.73
Pulmón Sup. Izq.	2.58 ± 0.44	5.42 ± 0.96	8.03 ± 1.3	8.16 ± 1.3	8.98 ± 1.1	9.34 ± 0.66
Mama Der.	2.02 ± 0.77	2.86 ± 0.84	3.34 ± 1.2	4.97 ± 0.82	5.53 ± 0.74	5.66 ± 0.69
Mama Izq.	1.65 ± 0.77	1.97 ± 1.2	2.73 ± 1.2	3.43 ± 0.63	4.05 ± 0.69	4.14 ± 0.90
Esternón	2.54 ± 0.98	3.46 ± 0.78	3.59 ± 1.1	5.13 ± 2.2	5.59 ± 0.65	5.74 ± 0.96
Ombliigo	1.47 ± 1.0	1.69 ± 1.1	1.85 ± 0.86	2.02 ± 0.69	2.12 ± 0.64	2.18 ± 0.54

TABLA 4.4. *DP* en el Plano 1: Inf. Izq. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 1: Inf. Izq.		18 Gy al 80%				
Cono	1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
UM	3756	3328	3104	3004	2892	2796
Posición	Dosis periférica (cGy)					
Ojo Der.	4.33 ± 1.0	5.25 ± 0.56	6.26 ± 0.61	7.27 ± 0.65	8.41 ± 0.71	9.48 ± 0.54
Ojo Izq.	5.00 ± 1.1	7.26 ± 0.74	7.37 ± 0.51	8.15 ± 0.73	9.79 ± 0.80	10.25 ± 0.58
Tiroides	5.21 ± 1.1	7.29 ± 0.62	10.89 ± 0.58	13.65 ± 0.89	18.89 ± 0.70	23.96 ± 0.33
Pulmón Sup. Der.	3.35 ± 1.5	4.69 ± 0.76	4.87 ± 0.47	5.17 ± 1.1	5.42 ± 1.8	5.62 ± 0.53
Pulmón Sup. Izq.	4.09 ± 1.3	6.23 ± 0.78	10.21 ± 0.82	15.63 ± 0.70	21.65 ± 0.61	24.10 ± 0.46
Mama Der.	1.21 ± 0.95	1.33 ± 0.86	1.45 ± 0.43	1.50 ± 0.99	1.69 ± 1.6	1.96 ± 1.1
Mama Izq.	2.08 ± 0.87	2.31 ± 0.99	2.63 ± 0.70	2.54 ± 0.63	2.96 ± 1.6	3.68 ± 1.1
Esternón	2.10 ± 0.89	2.19 ± 1.0	2.76 ± 0.70	3.01 ± 0.74	3.45 ± 1.7	4.33 ± 0.39
Ombliigo	1.02 ± 0.80	1.11 ± 1.0	1.43 ± 0.65	1.69 ± 1.0	2.04 ± 1.7	2.18 ± 1.2

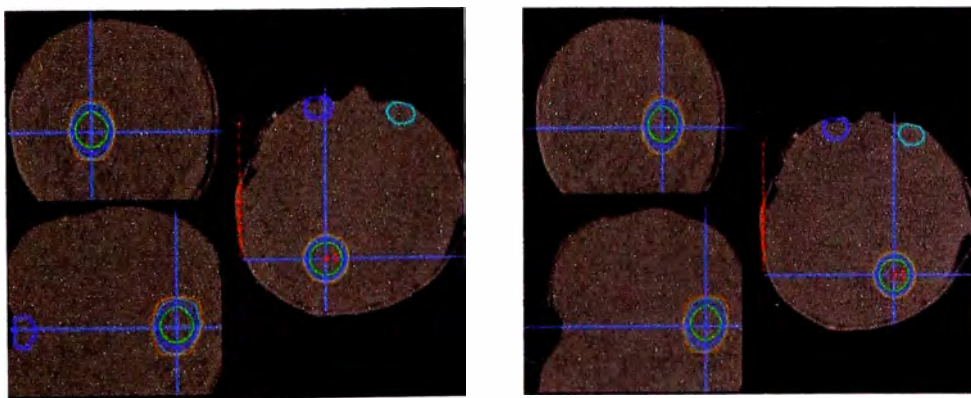


FIG. 4.6. Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 1: Inf. Der. y a la derecha Plano 1: Inf. Izq.

TABLA 4.5. *DP* en el Plano 1: Sup. Der. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 1: Sup. Der.		18 Gy al 80%				
Cono	1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
UM	3092	2764	2588	2516	2440	2380
Posición	Dosis periférica (cGy)					
Ojo Der.	5.25 ± 0.74	5.83 ± 0.74	5.93 ± 1.3	7.64 ± 0.92	11.04 ± 0.83	11.80 ± 1.1
Ojo Izq.	12.38 ± 0.85	13.15 ± 0.64	18.68 ± 1.3	22.28 ± 0.81	30.31 ± 0.92	31.22 ± 1.1
Tiroides	2.23 ± 0.71	2.56 ± 0.80	3.12 ± 0.51	3.42 ± 0.84	6.59 ± 0.87	7.56 ± 1.2
Pulmón Sup. Der.	5.62 ± 0.69	5.81 ± 0.70	7.41 ± 0.63	10.28 ± 0.88	14.27 ± 0.90	16.49 ± 1.2
Pulmón Sup. Izq.	2.04 ± 0.75	2.34 ± 0.87	2.71 ± 0.53	3.25 ± 0.94	5.23 ± 0.95	6.00 ± 1.2
Mama Der.	1.30 ± 0.82	1.57 ± 0.85	1.63 ± 0.59	1.84 ± 0.87	2.17 ± 0.90	2.89 ± 1.2
Mama Izq.	0.92 ± 0.98	1.62 ± 0.90	2.14 ± 0.53	3.10 ± 0.99	5.17 ± 0.97	5.88 ± 0.72
Esternón	0.66 ± 1.0	0.75 ± 1.0	1.10 ± 0.56	1.23 ± 0.77	1.65 ± 1.1	1.86 ± 0.86
Ombigo	0.60 ± 1.0	0.65 ± 1.1	0.92 ± 0.85	1.09 ± 0.90	1.34 ± 1.0	1.67 ± 0.57

TABLA 4.6. *DP* en el Plano 1: Sup. Izq. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 1: Sup. Izq.		18 Gy al 80%				
Cono	1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
UM	3064	2740	2572	2504	2432	2376
Posición	Dosis periférica (cGy)					
Ojo Der.	6.19 ± 0.36	8.23 ± 0.25	10.53 ± 0.77	13.35 ± 0.25	17.09 ± 0.51	18.25 ± 1.2
Ojo Izq.	5.68 ± 0.54	6.12 ± 0.15	6.94 ± 0.82	10.22 ± 0.32	13.28 ± 0.63	13.67 ± 0.32
Tiroides	2.21 ± 0.45	3.05 ± 0.11	4.60 ± 0.78	4.95 ± 0.12	5.10 ± 0.60	6.19 ± 0.52
Pulmón Sup. Der.	2.19 ± 0.58	2.53 ± 0.12	2.66 ± 0.79	3.23 ± 0.25	3.32 ± 0.73	4.01 ± 0.35
Pulmón Sup. Izq.	6.24 ± 0.58	7.12 ± 0.14	8.54 ± 0.82	10.28 ± 0.11	12.80 ± 0.78	14.63 ± 1.3
Mama Der.	1.46 ± 0.60	1.48 ± 0.22	1.52 ± 0.81	2.15 ± 0.22	3.09 ± 0.70	3.45 ± 0.25
Mama Izq.	0.68 ± 1.2	0.99 ± 0.11	1.01 ± 0.94	1.12 ± 0.32	2.16 ± 0.93	2.77 ± 0.15
Esternón	0.29 ± 1.3	0.31 ± 0.15	0.56 ± 1.0	1.09 ± 0.22	1.79 ± 0.96	1.82 ± 0.32
Ombigo	0.23 ± 1.2	0.28 ± 0.32	0.40 ± 1.0	1.01 ± 0.35	1.48 ± 0.93	1.52 ± 0.26

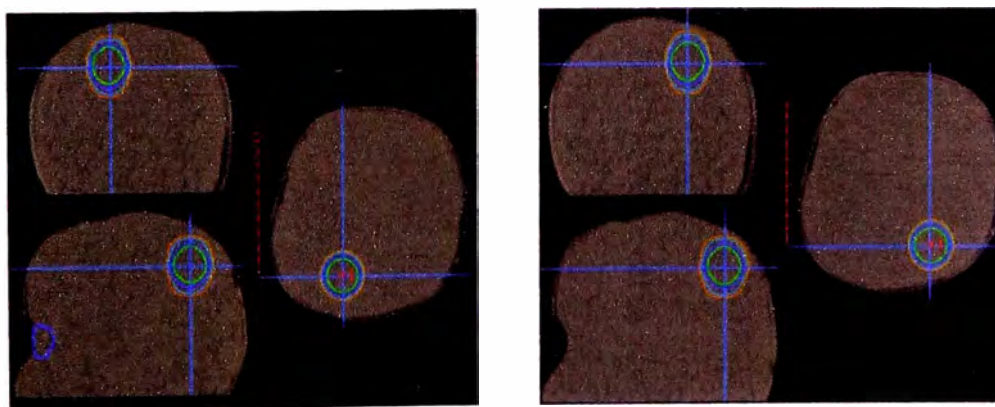


FIG. 4.7. Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 1: Sup. Der. y a la derecha Plano 1: Sup. Izq.

TABLA 4.7. DP en el Plano 2: Inf. Der. con prescripción de D de 18 Gy al 80%.

Plano 2: Inf. Der.		18 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	3984	3284	3048	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	8.16 ± 0.76	12.26 ± 0.68	19.11 ± 0.58	
Ojo Izq.	5.48 ± 0.78	9.97 ± 0.62	13.74 ± 0.62	
Tiroides	6.57 ± 0.85	13.64 ± 0.50	20.44 ± 0.78	
Pulmón Sup. Der.	8.48 ± 0.60	16.70 ± 0.56	23.90 ± 0.64	
Pulmón Sup. Izq.	4.43 ± 0.65	7.29 ± 0.52	9.42 ± 0.74	
Mama Der.	2.58 ± 0.85	4.05 ± 0.57	5.73 ± 0.49	
Mama Izq.	2.35 ± 0.73	3.44 ± 0.69	4.14 ± 0.65	
Esternón	2.27 ± 0.85	3.42 ± 0.77	4.12 ± 0.61	
Omblico	1.57 ± 0.78	2.03 ± 0.84	2.24 ± 0.88	

TABLA 4.8. DP en el Plano 2: Inf.Der.2 con prescripción de D de 18 Gy al 80%.

Plano 2: Inf. Der. 2		18 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	3644	3020	2816	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	5.93 ± 1.1	8.28 ± 0.76	12.26 ± 1.1	
Ojo Izq.	2.19 ± 1.1	4.37 ± 0.82	6.09 ± 1.2	
Tiroides	3.46 ± 1.1	4.71 ± 0.81	8.95 ± 1.3	
Pulmón Sup. Der.	3.62 ± 1.1	4.63 ± 0.87	8.83 ± 0.64	
Pulmón Sup. Izq.	3.08 ± 1.1	4.19 ± 0.91	4.70 ± 0.75	
Mama Der.	1.62 ± 1.0	1.87 ± 0.78	2.12 ± 0.94	
Mama Izq.	1.12 ± 1.0	1.21 ± 0.75	1.98 ± 0.81	
Esternón	0.93 ± 1.0	1.19 ± 0.74	1.78 ± 0.95	
Omblico	0.75 ± 1.0	1.09 ± 0.72	1.35 ± 0.88	

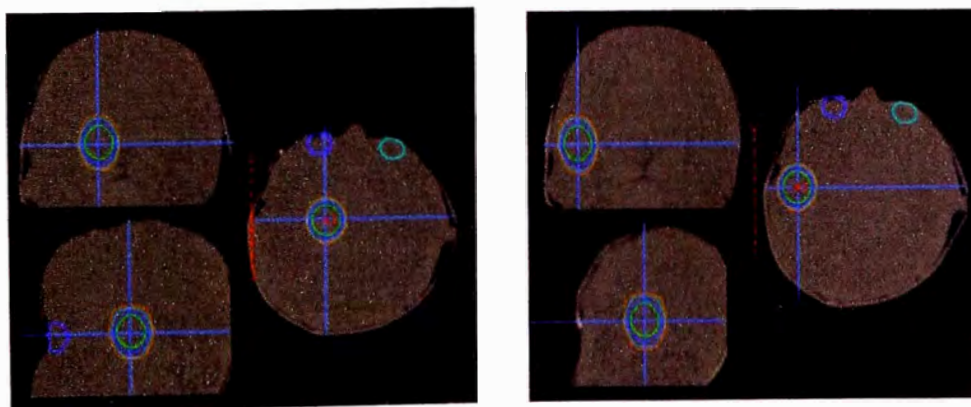


FIG. 4.8. Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 2: Inf. Der. y a la derecha Plano 2: Inf. Der. 2.

TABLA 4.9. *DP* en el Plano 2: Inf. Izq. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 2: Inf. Izq.		18 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	3976	3276	3044	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	5.36 ± 1.1	9.96 ± 1.0	14.80 ± 0.81	
Ojo Izq.	9.91 ± 1.1	12.19 ± 0.69	20.01 ± 0.85	
Tiroides	7.10 ± 1.1	13.08 ± 0.71	27.14 ± 1.0	
Pulmón Sup. Der.	5.27 ± 1.2	5.78 ± 0.78	8.48 ± 0.99	
Pulmón Sup. Izq.	6.96 ± 1.3	12.59 ± 0.80	20.72 ± 0.96	
Mama Der.	2.38 ± 1.4	3.40 ± 0.81	4.14 ± 1.0	
Mama Izq.	2.43 ± 1.4	4.12 ± 0.86	4.43 ± 0.89	
Esternón	2.14 ± 1.3	3.13 ± 0.75	3.96 ± 0.97	
Ombliigo	1.74 ± 1.4	1.99 ± 1.0	2.11 ± 0.90	

TABLA 4.10. *DP* en el Plano 2: Inf. Izq. 2 con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 2: Inf. Izq. 2		18 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	3624	3004	2804	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	2.15 ± 1.0	5.19 ± 0.65	8.56 ± 0.64	
Ojo Izq.	7.17 ± 1.1	10.09 ± 0.67	20.08 ± 0.87	
Tiroides	3.16 ± 1.1	5.31 ± 0.60	8.79 ± 0.72	
Pulmón Sup. Der.	3.05 ± 0.70	3.36 ± 1.3	7.34 ± 1.3	
Pulmón Sup. Izq.	3.52 ± 0.78	4.62 ± 1.4	11.05 ± 0.75	
Mama Der.	1.12 ± 0.78	1.56 ± 1.4	2.09 ± 1.2	
Mama Izq.	1.97 ± 0.81	2.13 ± 1.4	2.32 ± 0.91	
Esternón	0.98 ± 0.88	1.25 ± 1.1	1.54 ± 0.88	
Ombliigo	0.79 ± 0.94	0.85 ± 1.4	1.24 ± 0.85	

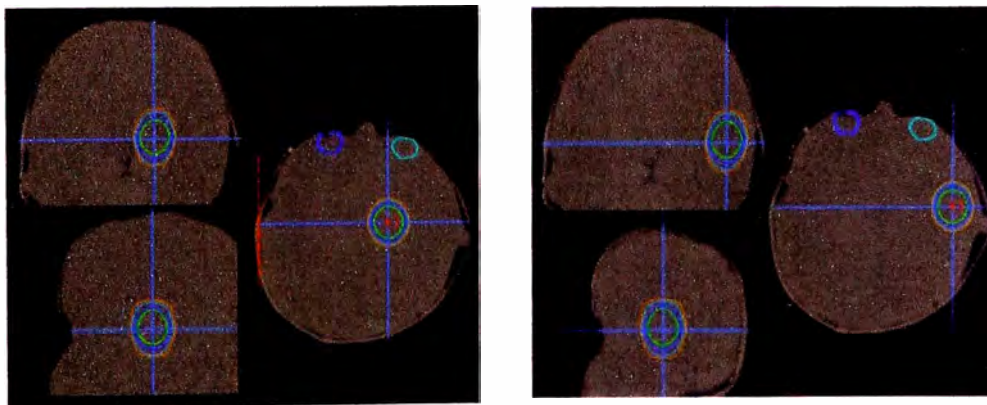


FIG. 4.9. Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 2: Inf. Izq. y a la derecha Plano 2: Inf. Izq. 2.

TABLA 4.11. *DP* en el Plano 2: Sup. Der. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 2: Sup. Der.		18 Gy al 80%	
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
UM	3228	2692	2524
Posición	Dosis periférica (cGy)		
Ojo Der.	10.88 ± 0.87	32.03 ± 1.4	66.23 ± 0.57
Ojo Izq.	15.92 ± 0.99	34.98 ± 1.3	50.04 ± 0.59
Tiroides	1.98 ± 0.94	3.88 ± 1.3	5.05 ± 0.45
Pulmón Sup. Der.	2.54 ± 0.99	8.98 ± 0.63	13.19 ± 0.58
Pulmón Sup. Izq.	1.53 ± 0.99	3.85 ± 0.70	3.88 ± 0.48
Mama Der.	0.87 ± 0.99	2.67 ± 0.68	2.74 ± 0.52
Mama Izq.	1.14 ± 1.2	3.69 ± 0.82	3.87 ± 1.1
Esternón	0.97 ± 1.3	1.87 ± 0.91	2.25 ± 1.2
Ombligo	0.67 ± 1.2	1.47 ± 0.82	1.64 ± 1.1

TABLA 4.12. *DP* en el Plano 2: Sup. Izq. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 2: Sup. Izq.		18 Gy al 80%	
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
UM	3224	2688	2520
Posición	Dosis periférica (cGy)		
Ojo Der.	13.81 ± 1.2	35.63 ± 0.99	46.79 ± 1.4
Ojo Izq.	20.08 ± 1.1	40.95 ± 1.0	60.91 ± 1.6
Tiroides	4.41 ± 0.98	5.90 ± 1.1	6.89 ± 1.4
Pulmón Sup. Der.	4.04 ± 0.61	5.33 ± 0.87	5.71 ± 1.4
Pulmón Sup. Izq.	9.72 ± 0.67	11.25 ± 0.87	13.19 ± 1.6
Mama Der.	3.63 ± 0.72	4.72 ± 0.87	5.58 ± 1.6
Mama Izq.	2.34 ± 0.75	3.49 ± 0.78	4.35 ± 0.98
Esternón	1.67 ± 0.78	2.22 ± 0.82	3.57 ± 0.93
Ombligo	1.13 ± 0.75	1.34 ± 0.87	1.72 ± 0.99

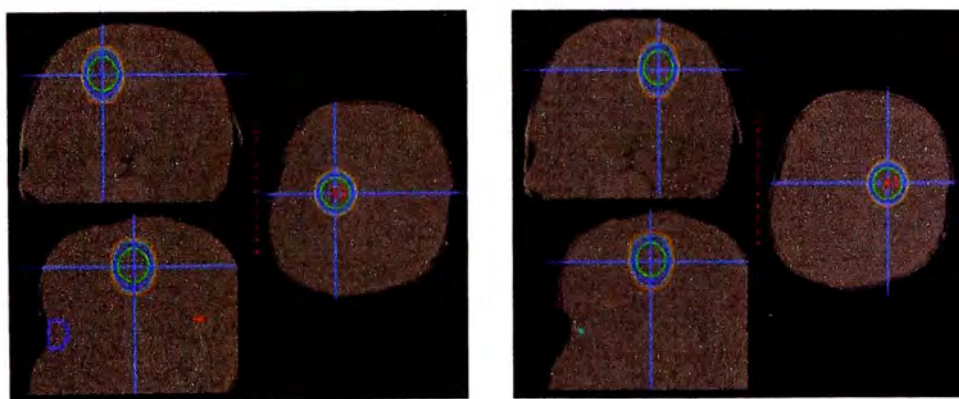


FIG. 4.10. Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 2: Sup. Der. y a la derecha Plano 2: Sup. Izq.

TABLA 4.13. *DP* en el Plano 3: Sup. Der. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 3: Sup. Der.		18 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	3024	2548	2416	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	25.47 ± 1.0	62.80 ± 0.85	150.81 ± 0.97	
Ojo Izq.	21.37 ± 1.1	40.67 ± 0.88	67.93 ± 0.92	
Tiroides	4.53 ± 1.0	5.07 ± 0.86	6.95 ± 0.97	
Pulmón Sup. Der.	6.87 ± 1.1	9.44 ± 1.2	13.41 ± 1.0	
Pulmón Sup. Izq.	4.14 ± 1.2	4.75 ± 1.2	5.87 ± 0.99	
Mama Der.	2.97 ± 1.1	2.20 ± 1.3	3.34 ± 1.0	
Mama Izq.	3.07 ± 0.86	3.31 ± 1.3	3.88 ± 0.87	
Esternón	2.14 ± 0.94	2.24 ± 1.3	2.69 ± 0.83	
Ombli go	0.64 ± 0.89	1.35 ± 1.3	1.67 ± 0.92	

TABLA 4.14. *DP* en el Plano 3: Sup. Izq. con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 3: Sup. Izq.		18 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	3032	2552	2420	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	20.35 ± 2.0	45.67 ± 1.0	84.78 ± 1.5	
Ojo Izq.	34.02 ± 1.8	53.71 ± 7.39	113.92 ± 0.81	
Tiroides	3.45 ± 1.9	4.15 ± 0.75	7.77 ± 1.1	
Pulmón Sup. Der.	2.19 ± 0.90	2.66 ± 0.82	5.25 ± 0.95	
Pulmón Sup. Izq.	3.30 ± 1.0	6.39 ± 0.82	11.71 ± 0.87	
Mama Der.	1.69 ± 1.1	1.55 ± 1.1	3.13 ± 1.2	
Mama Izq.	0.88 ± 1.1	1.04 ± 1.7	1.75 ± 1.4	
Esternón	0.71 ± 1.0	0.76 ± 1.6	1.58 ± 1.1	
Ombli go	0.45 ± 1.0	0.53 ± 1.7	0.87 ± 1.1	

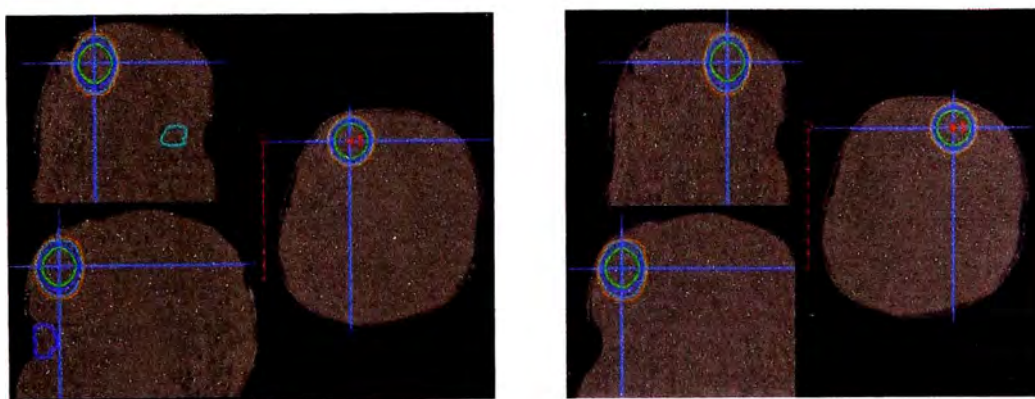


FIG. 4.11. Vistas del SPT de la distribución de isodosis. A la izquierda Plano 3: Sup. Der. y a la derecha Plano 3: Sup. Izq.

TABLA 4.15. *DP* en el Plano 4: Centro con prescripción de *D* de 18 Gy al 80%.

Plano 4: Centro		18 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	3944	3252	3020	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	17.14 ± 1.2	21.15 ± 0.77	41.56 ± 1.4	
Ojo Izq.	14.23 ± 1.2	20.74 ± 0.79	33.90 ± 0.98	
Tiroides	8.09 ± 1.2	8.65 ± 0.77	11.07 ± 1.2	
Pulmón Sup. Der.	7.43 ± 0.95	8.53 ± 0.78	10.09 ± 1.2	
Pulmón Sup. Izq.	6.74 ± 1.0	7.82 ± 0.78	9.43 ± 1.2	
Mama Der.	5.68 ± 1.2	7.06 ± 0.85	9.38 ± 1.2	
Mama Izq.	4.62 ± 0.92	7.06 ± 0.61	10.66 ± 0.79	
Esternón	2.66 ± 0.98	2.94 ± 0.65	4.11 ± 0.79	
Ombligo	1.05 ± 0.95	1.52 ± 0.69	2.10 ± 0.65	

TABLA 4.16. *DP* en el Plano 4: Centro con prescripción de *D* de 12 Gy al 80%.

Plano 4: Centro		12 Gy al 80%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	2628	2168	2012	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	10.68 ± 0.90	15.21 ± 0.62	27.69 ± 0.92	
Ojo Izq.	9.76 ± 0.87	13.77 ± 0.77	20.57 ± 0.77	
Tiroides	4.63 ± 0.93	6.04 ± 0.87	8.63 ± 0.80	
Pulmón Sup. Der.	2.94 ± 0.70	4.59 ± 0.85	7.37 ± 0.78	
Pulmón Sup. Izq.	3.59 ± 0.72	5.12 ± 0.91	5.56 ± 0.71	
Mama Der.	3.15 ± 0.75	5.13 ± 0.96	5.72 ± 0.78	
Mama Izq.	3.89 ± 0.69	5.61 ± 0.88	6.45 ± 0.84	
Esternón	2.26 ± 0.74	2.31 ± 0.95	2.42 ± 0.79	
Ombligo	0.23 ± 0.73	0.45 ± 0.92	0.50 ± 0.71	

TABLA 4.17. DP en el Plano 4: Centro con prescripción de D de 12 Gy al 50%.

Plano 4: Centro		12 Gy al 50%		
Cono	1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm	
UM	4208	3468	3220	
Posición	Dosis periférica (cGy)			
Ojo Der.	18.30 ± 0.91	23.98 ± 1.5	31.47 ± 0.91	
Ojo Izq.	19.02 ± 1.1	22.55 ± 1.6	28.64 ± 0.97	
Tiroides	9.95 ± 1.0	10.84 ± 1.6	12.07 ± 0.87	
Pulmón Sup. Der.	8.29 ± 1.1	9.03 ± 0.60	10.65 ± 0.94	
Pulmón Sup. Izq.	7.72 ± 1.1	8.35 ± 0.62	8.73 ± 0.99	
Mama Der.	4.21 ± 1.1	8.27 ± 0.65	8.53 ± 1.0	
Mama Izq.	5.23 ± 0.77	8.83 ± 0.72	10.94 ± 1.4	
Esternón	3.19 ± 0.95	3.46 ± 0.71	3.60 ± 1.5	
Ombligo	2.66 ± 1.1	2.99 ± 0.62	3.12 ± 1.5	

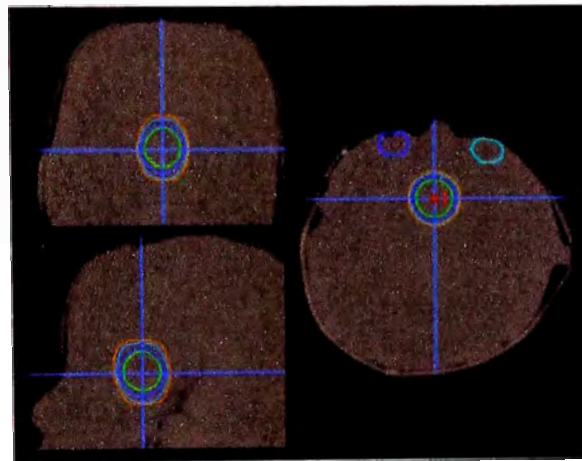


FIG. 4.12. Vistas del SPT de la distribución de isodosis del Plano 4: Centro.

4.4.2. Análisis de la influencia de posición del blanco en la cabeza

Para analizar la influencia de la posición del blanco en la cabeza del *fantoma*, se dividió esta, en cuatro planos, como ya se mencionó. Tabla 4.18 muestra el porcentaje mínimo y máximo de la dosis periférica (entre el colimador de menor tamaño hasta el mayor) con respecto a la prescripción de D dada en cada plano y la posición anatómica del *fantoma* en los 9 puntos donde se colocaron las películas radiocrómicas.

TABLA 4.18. Porcentaje de *DP* mínima y máxima con respecto a la *D* prescrita en diferentes posiciones del blanco en la cabeza del *fantoma*.

Plano	Prescripción	Posición	Posición Anatómica en el <i>fantoma</i>																	
			Ojo Der.		Ojo Izq.		Tiroides		Pulmón Sup. Der.		Pulmón Sup. Izq.		Mama Der.		Mama Izq.		Esternón		Ombligo	
			% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx	% <i>DP</i> mín	% <i>DP</i> máx
1	18 Gy al 80%	Inf.Der.	0.27	0.49	0.18	0.38	0.20	1.05	0.29	1.07	0.11	0.42	0.09	0.25	0.07	0.18	0.11	0.25	0.07	0.10
		Inf.Izq.	0.19	0.42	0.22	0.46	0.23	1.06	0.15	0.25	0.18	1.07	0.05	0.09	0.09	0.16	0.09	0.19	0.05	0.10
		Sup.Der.	0.23	0.52	0.55	1.39	0.10	0.34	0.25	0.73	0.09	0.27	0.06	0.13	0.04	0.26	0.03	0.08	0.03	0.07
		Sup.Izq.	0.28	0.81	0.25	0.61	0.10	0.28	0.10	0.18	0.28	0.65	0.06	0.15	0.03	0.12	0.01	0.08	0.01	0.07
2	18 Gy al 80%	Inf.Der.	0.36	0.85	0.24	0.61	0.29	0.91	0.38	1.06	0.20	0.42	0.11	0.25	0.10	0.18	0.10	0.18	0.07	0.10
		Inf.Der.2	0.26	0.54	0.10	0.27	0.15	0.40	0.16	0.39	0.14	0.21	0.07	0.09	0.05	0.09	0.04	0.08	0.03	0.06
		Inf.Izq.	0.24	0.66	0.44	0.89	0.32	1.21	0.23	0.38	0.31	0.92	0.11	0.18	0.11	0.18	0.11	0.20	0.10	0.18
		Inf.Izq.2	0.10	0.38	0.32	0.89	0.14	0.39	0.14	0.33	0.16	0.49	0.05	0.09	0.05	0.09	0.09	0.10	0.04	0.07
		Sup.Der.	0.48	2.94	0.71	2.22	0.09	0.22	0.11	0.59	0.07	0.17	0.04	0.12	0.05	0.17	0.04	0.10	0.03	0.07
		Sup.Izq.	0.61	2.08	0.89	2.71	0.20	0.31	0.18	0.25	0.43	0.59	0.16	0.25	0.10	0.19	0.07	0.16	0.05	0.08
3	18 Gy al 80%	Inf.Der.	1.13	6.70	0.95	3.02	0.20	0.31	0.31	0.60	0.18	0.26	0.10	0.15	0.14	0.17	0.10	0.12	0.03	0.07
		Inf.Izq.	0.90	3.77	1.51	5.06	0.15	0.35	0.10	0.23	0.15	0.52	0.07	0.14	0.07	0.14	0.04	0.08	0.03	0.07
4	18 Gy al 80%	Centro	0.63	1.85	0.76	1.51	0.36	0.49	0.33	0.45	0.30	0.42	0.25	0.42	0.21	0.47	0.12	0.18	0.05	0.10
	12 Gy al 80%	Centro	0.71	1.85	0.65	1.37	0.31	0.58	0.20	0.49	0.24	0.37	0.21	0.38	0.21	0.38	0.26	0.43	0.15	0.16
	12 Gy al 50%	Centro	0.76	1.31	0.79	1.19	0.21	0.41	0.11	0.38	0.16	0.35	0.12	0.34	0.22	0.46	0.11	0.30	0.03	0.15

4.4.3. Análisis de la influencia del tamaño de colimador

A continuación, las siguientes figuras muestran la dependencia de la *DP* con respecto al tamaño de colimador. Por otro lado, en el plano 4 por ser solo una posición (centro), se vio la dependencia con respecto a la prescripción de *D*.

4.4.3.1. Plano 1

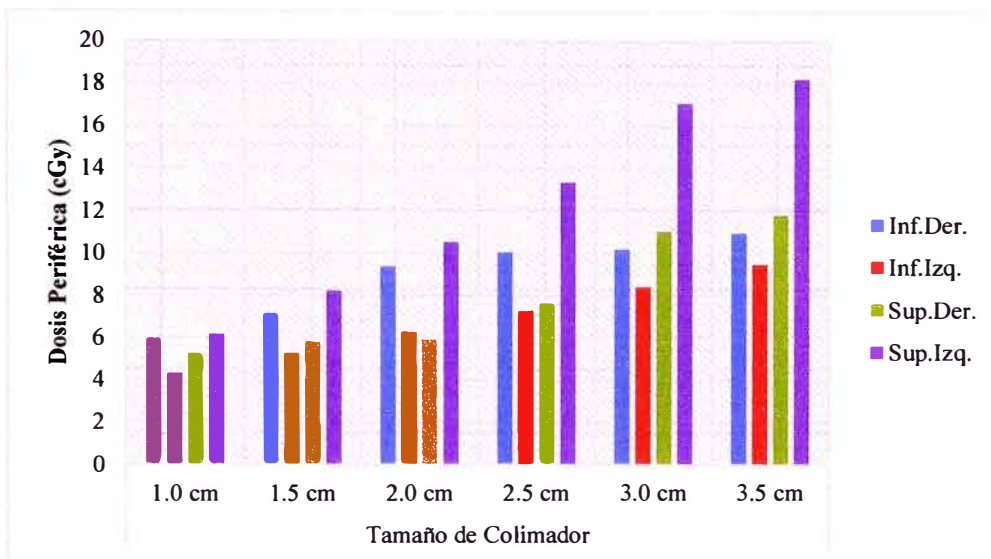


FIG. 4.13. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 1.

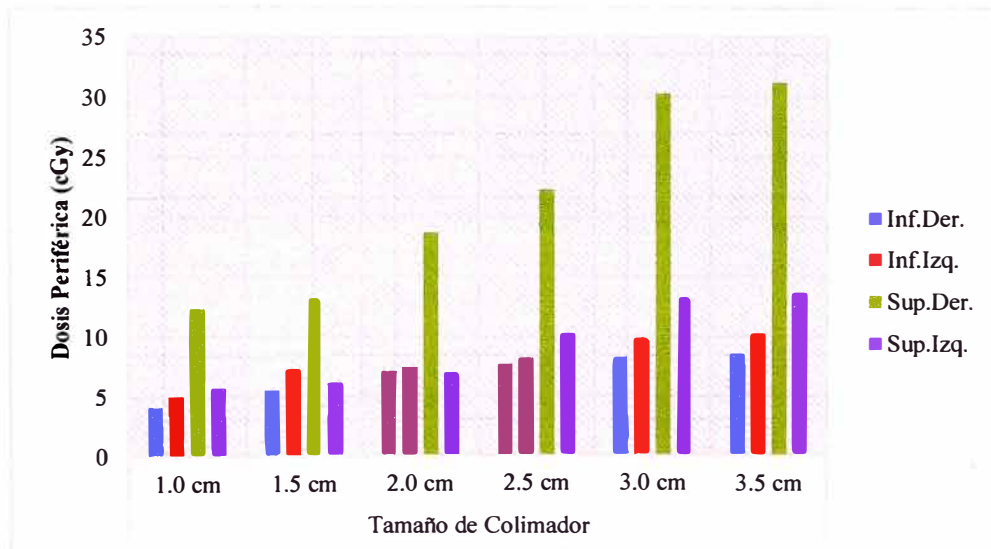


FIG. 4.14. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 1.

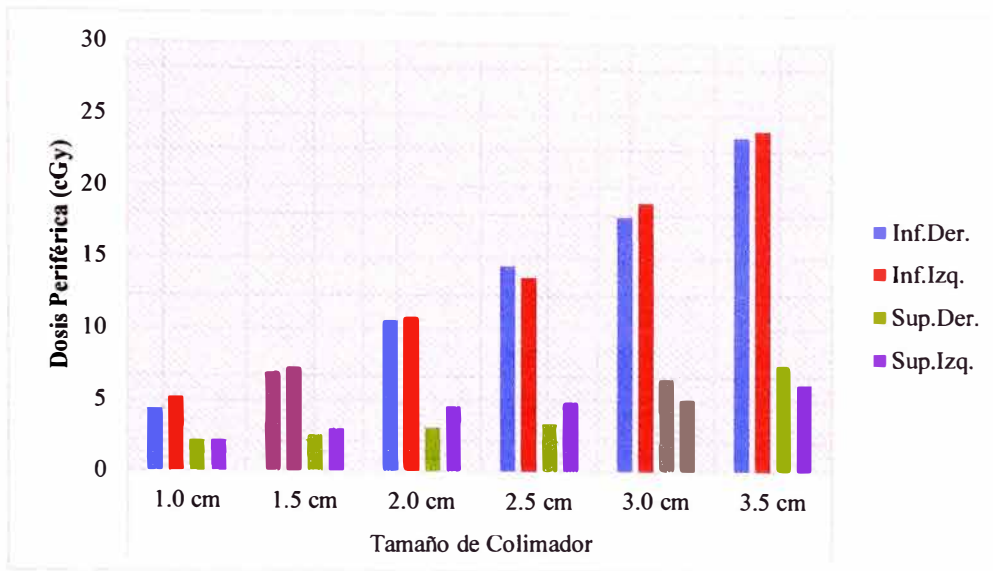


FIG. 4.15. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 1.

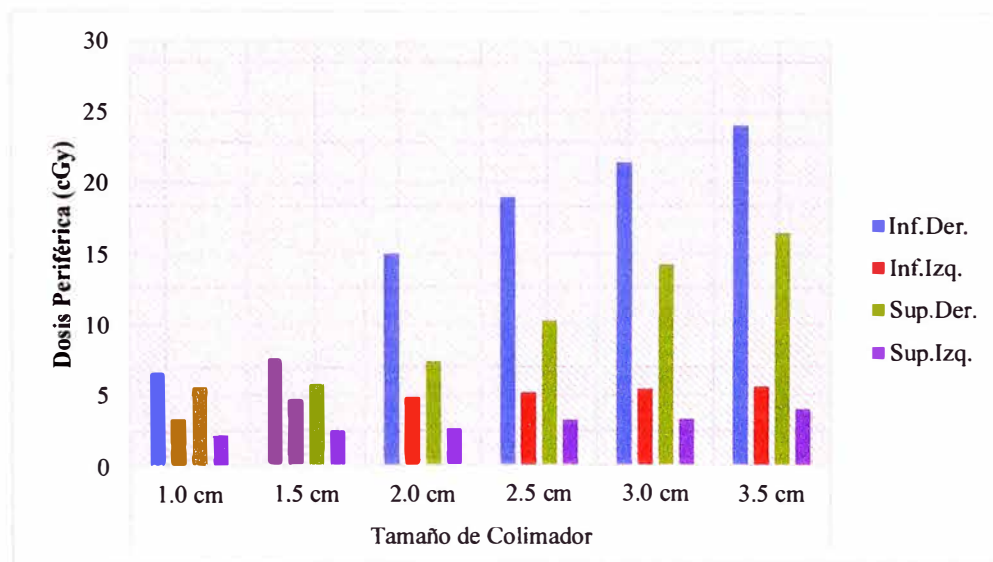


FIG. 4.16. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Der. para el Plano 1.

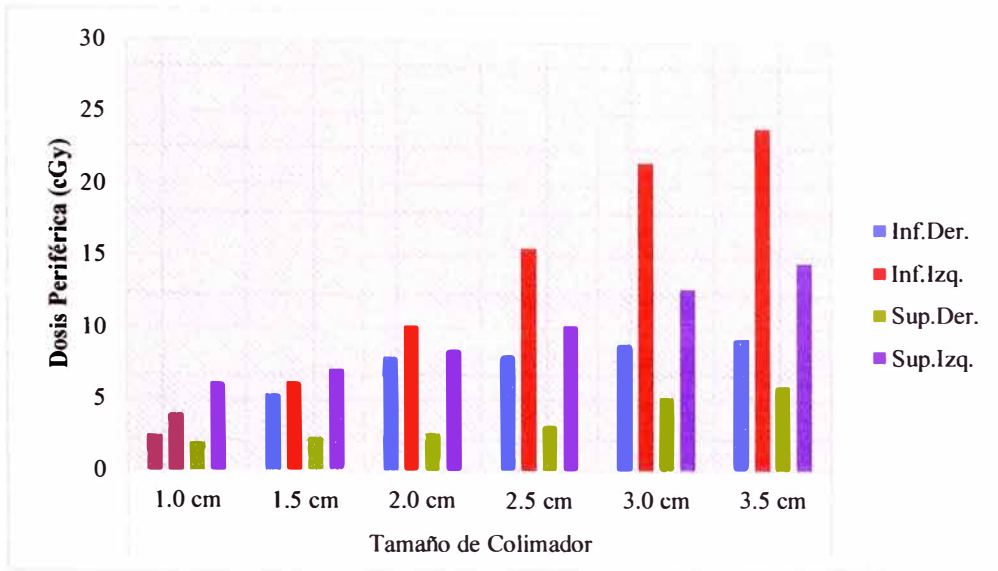


FIG. 4.17. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Izq. para el Plano 1.

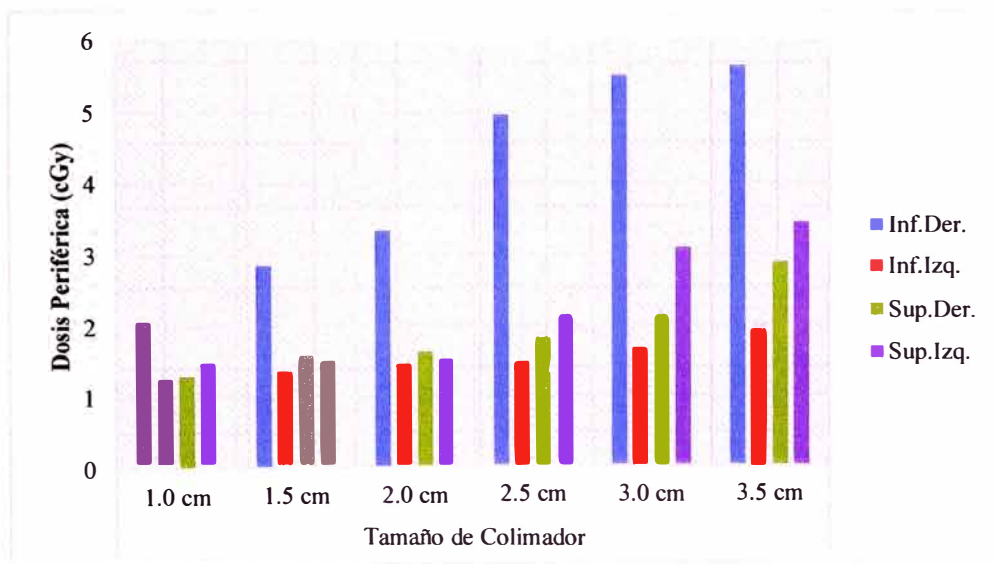


FIG. 4.18. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 1.

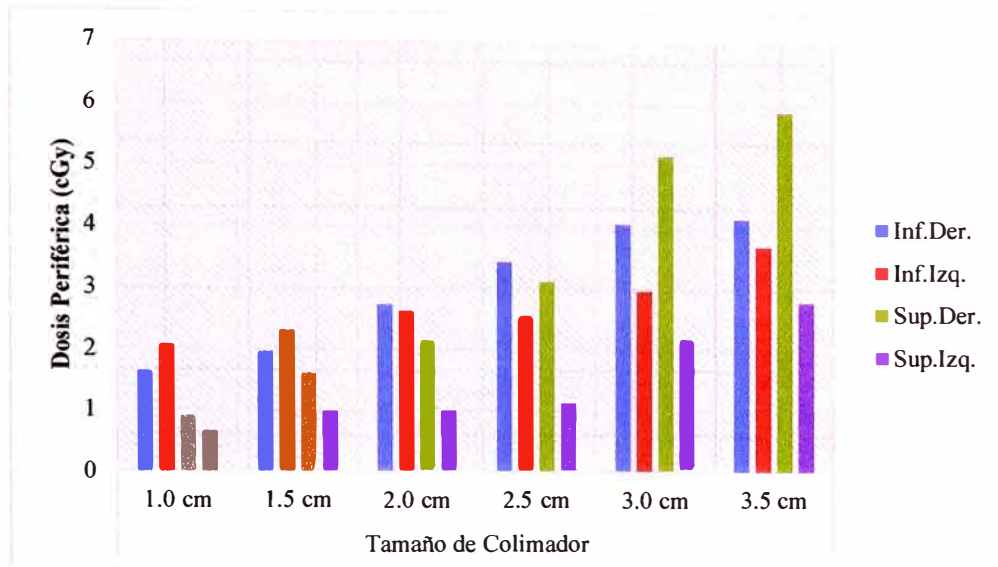


FIG. 4.19. Influencia de la posición del blanco en la DP con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el Plano 1.

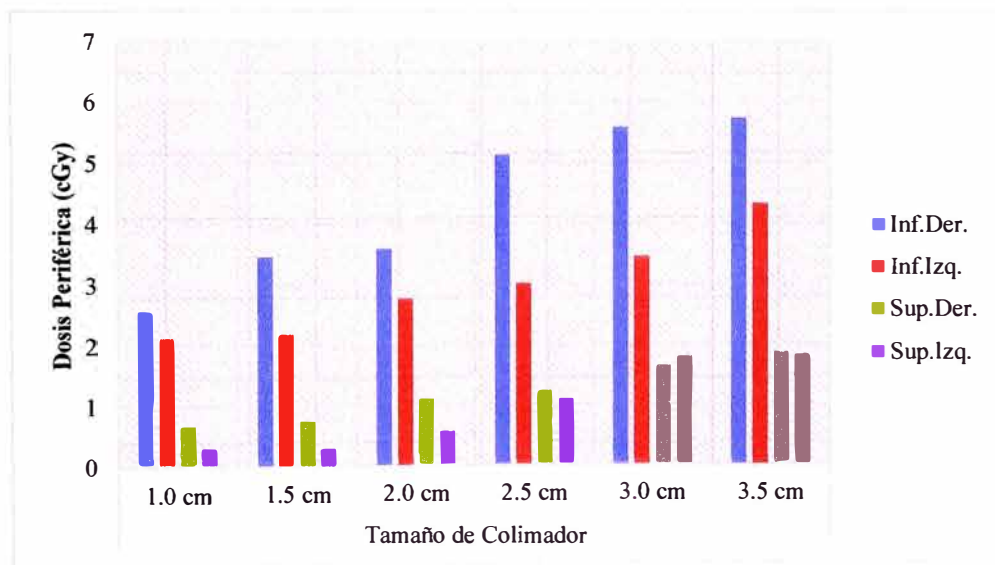


FIG. 4.20. Influencia de la posición del blanco en la DP con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el Plano 1.

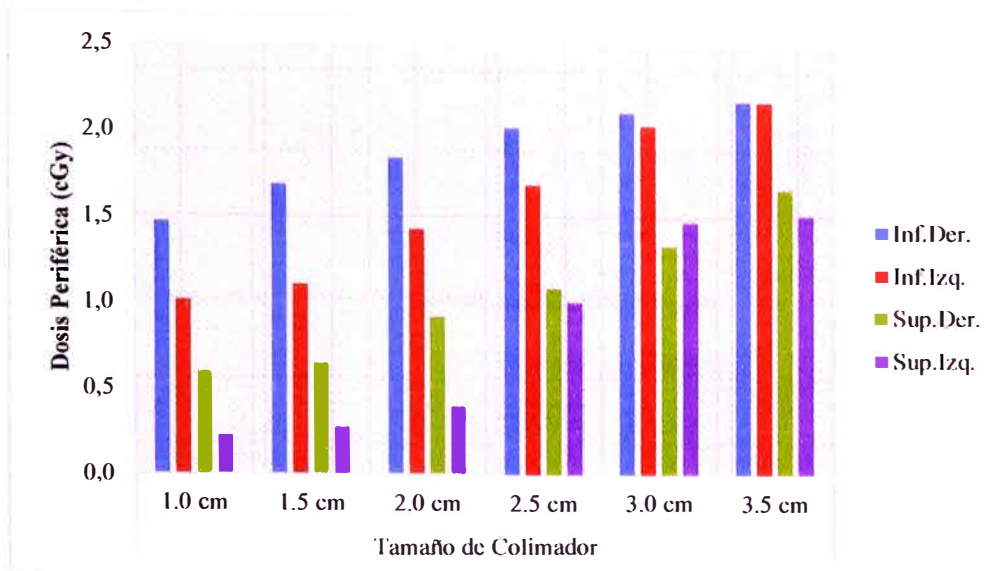


FIG. 4.21. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el Plano 1.

4.4.3.2. Plano 2

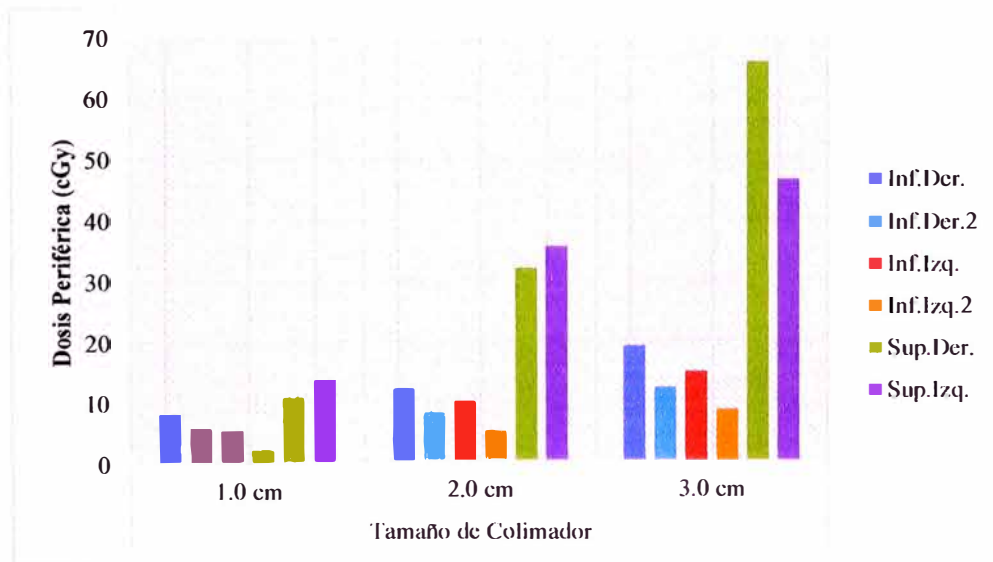


FIG. 4.22. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 2.

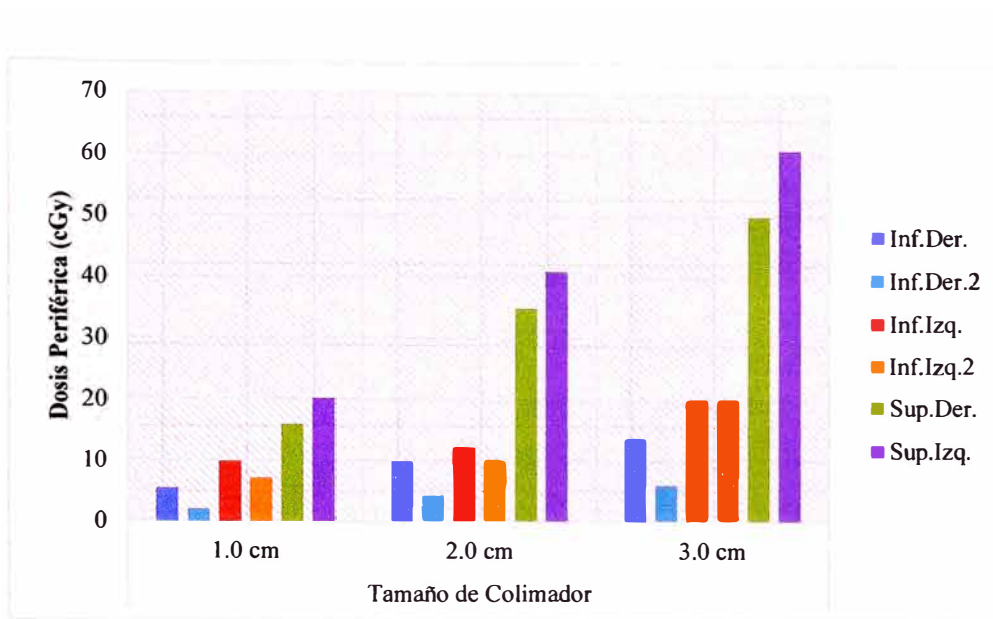


FIG. 4.23. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 2.

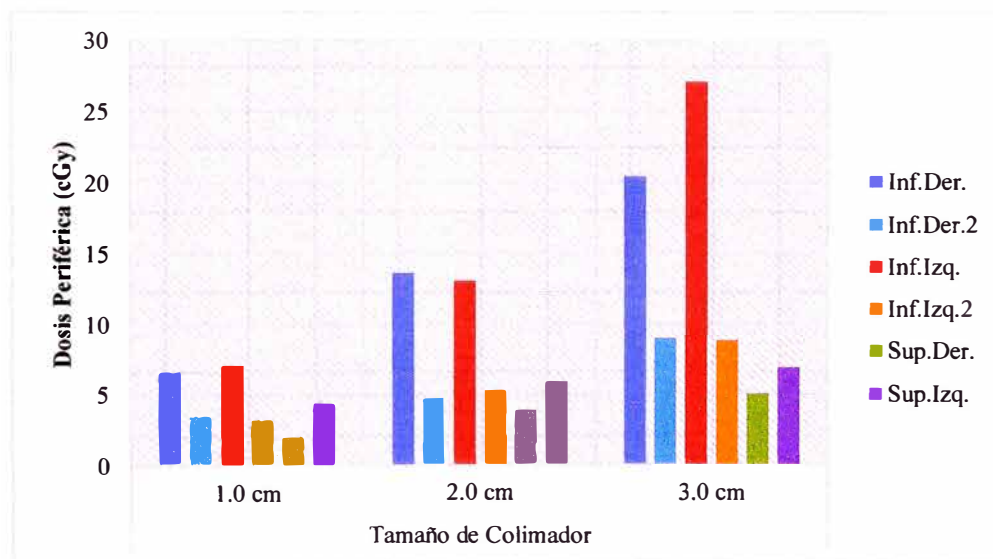


FIG. 4.24. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 2.

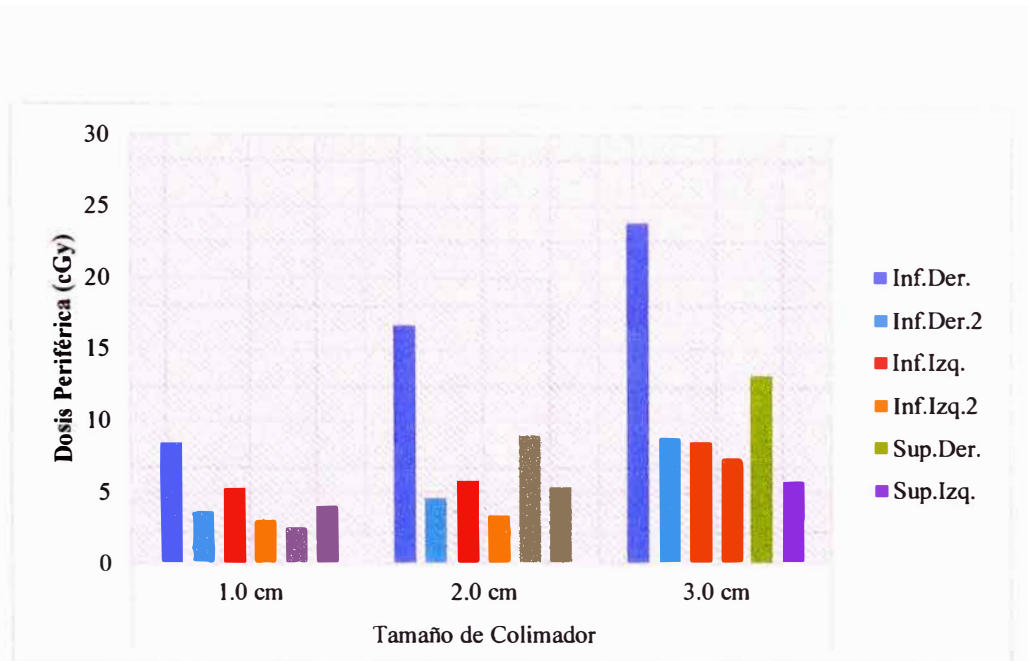


FIG. 4.25. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Der. para el Plano 2.

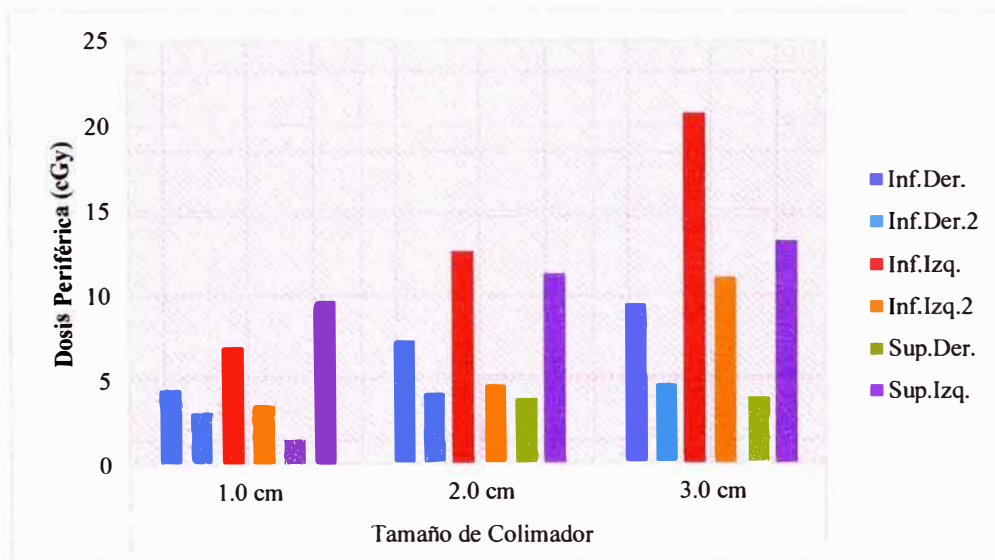


FIG. 4.26. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Izq. para el Plano 2.

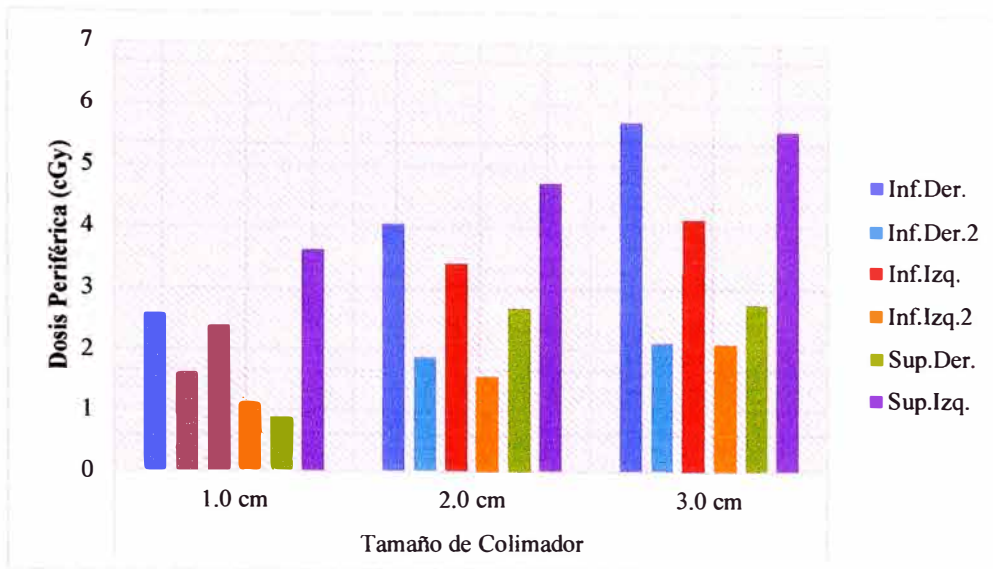


FIG. 4.27. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 2.

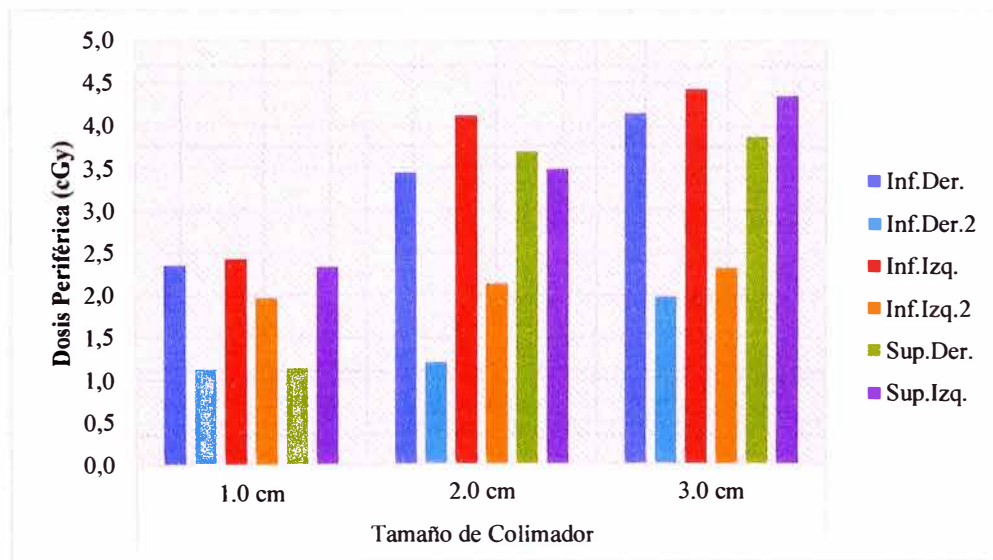


FIG. 4.28: Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el Plano 2.

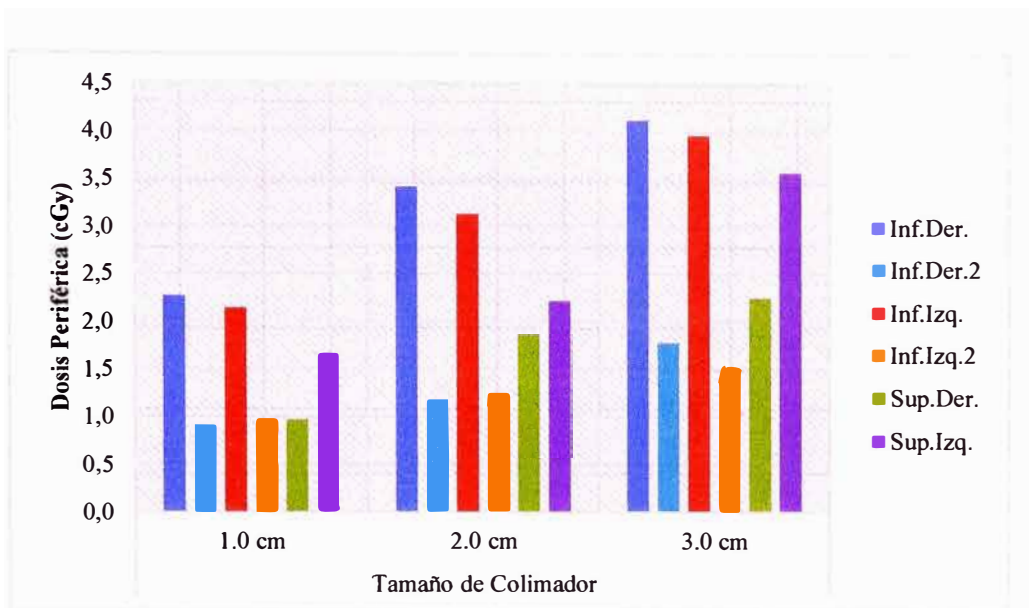


FIG. 4.29. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el Plano 2.

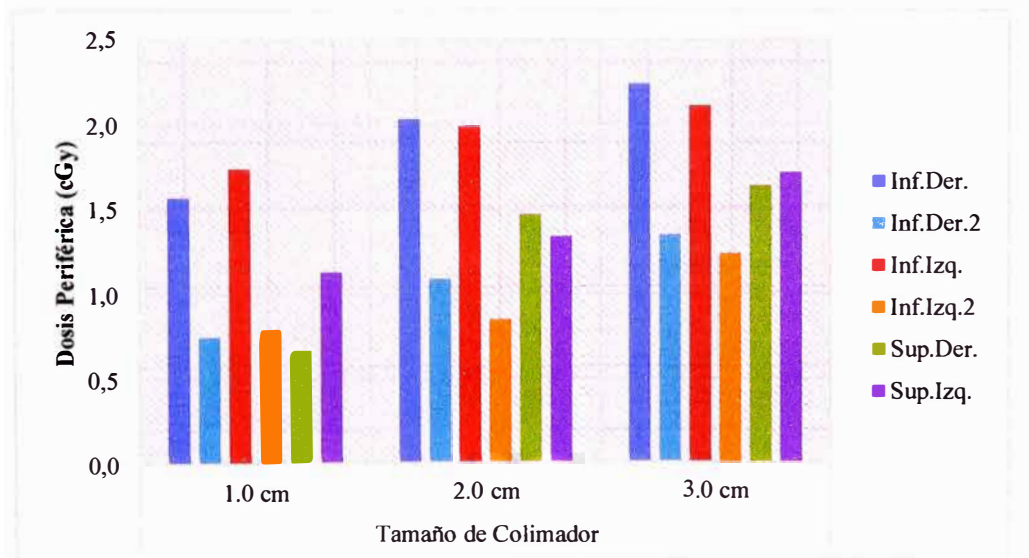


FIG. 4.30. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el Plano 2.

4.4.3.3. Plano 3

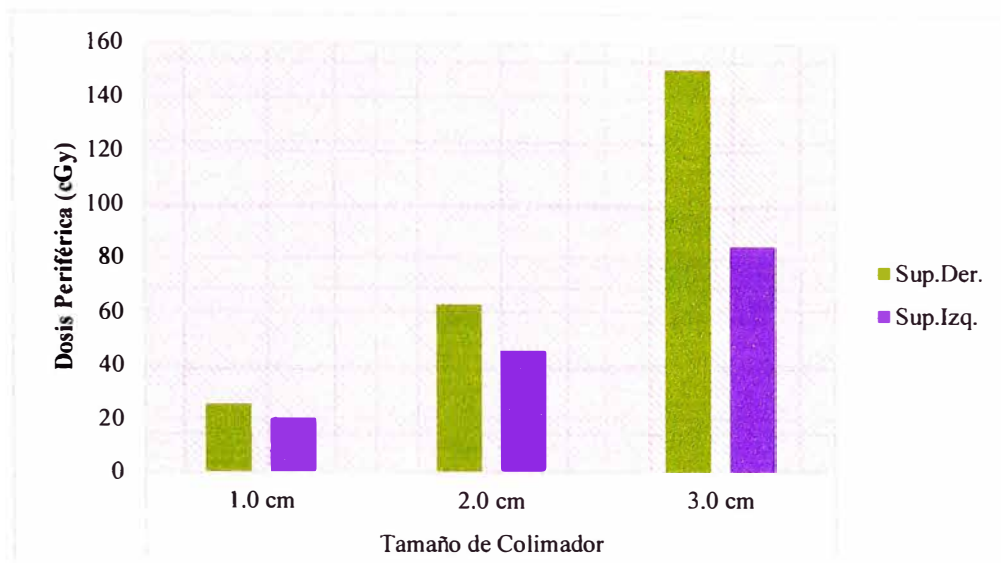


FIG. 4.31. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 3.

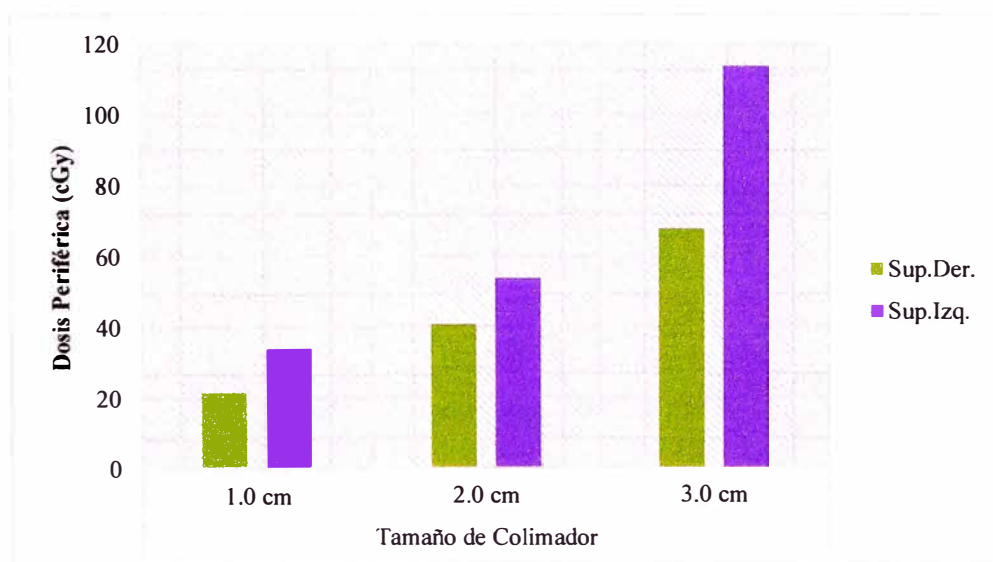


FIG. 4.32. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 3.

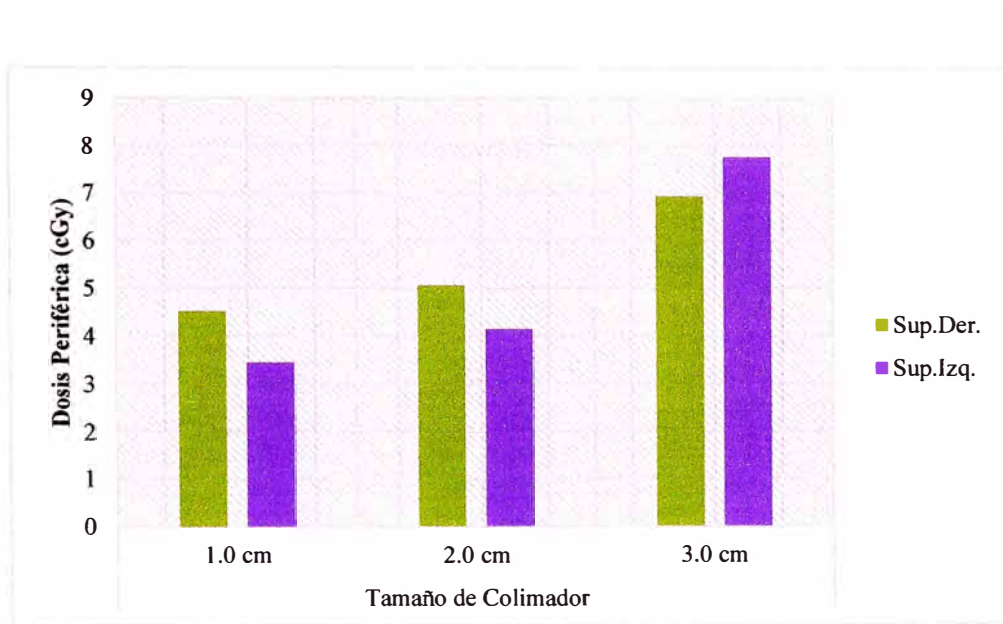


FIG. 4.33. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 3.

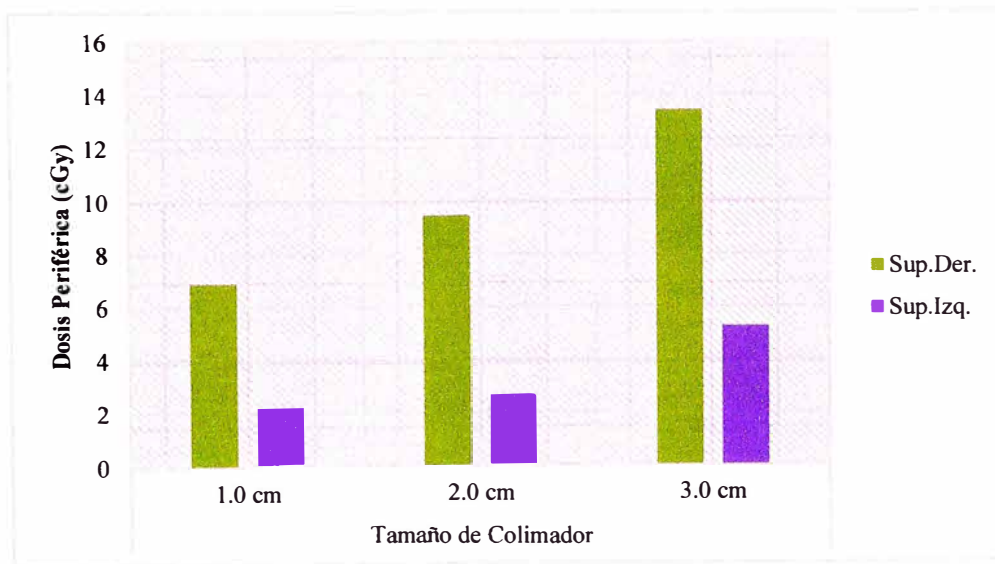


FIG. 4.34. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Der. para el Plano 3.

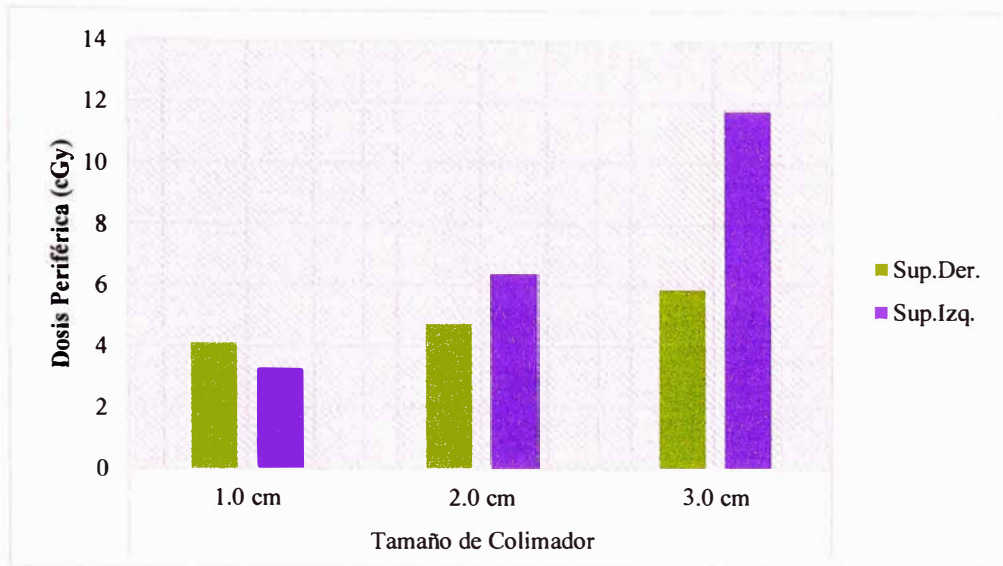


FIG. 4.35. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Izq. para el Plano 3.

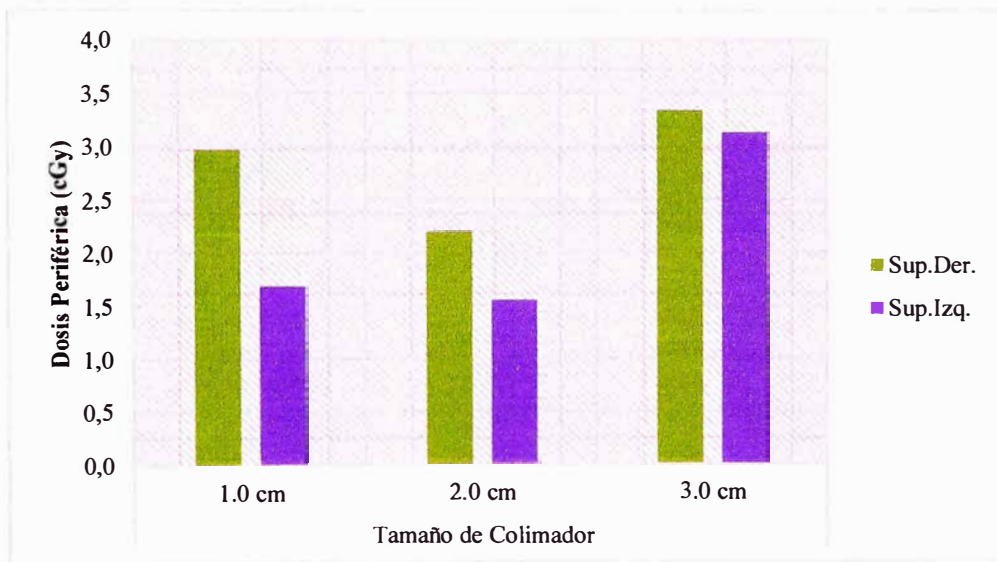


FIG. 4.36. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 3.

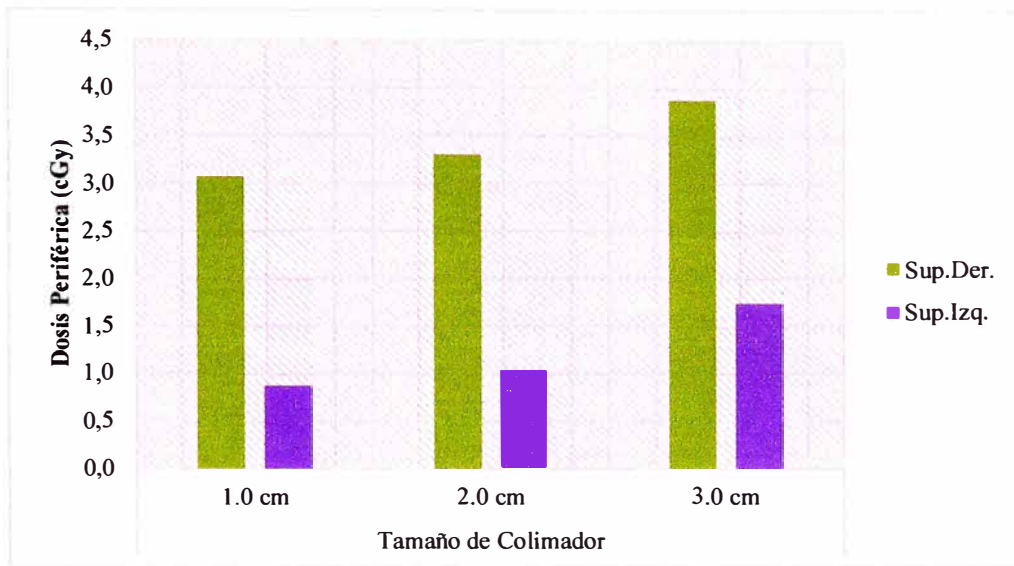


FIG. 4.37. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el plano 3.

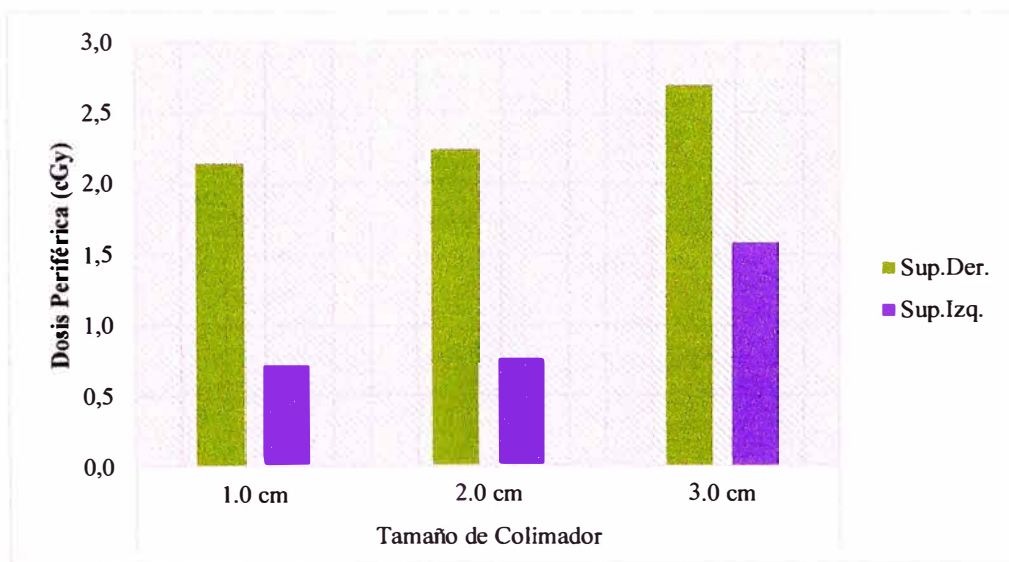


FIG. 4.38. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el plano 3.

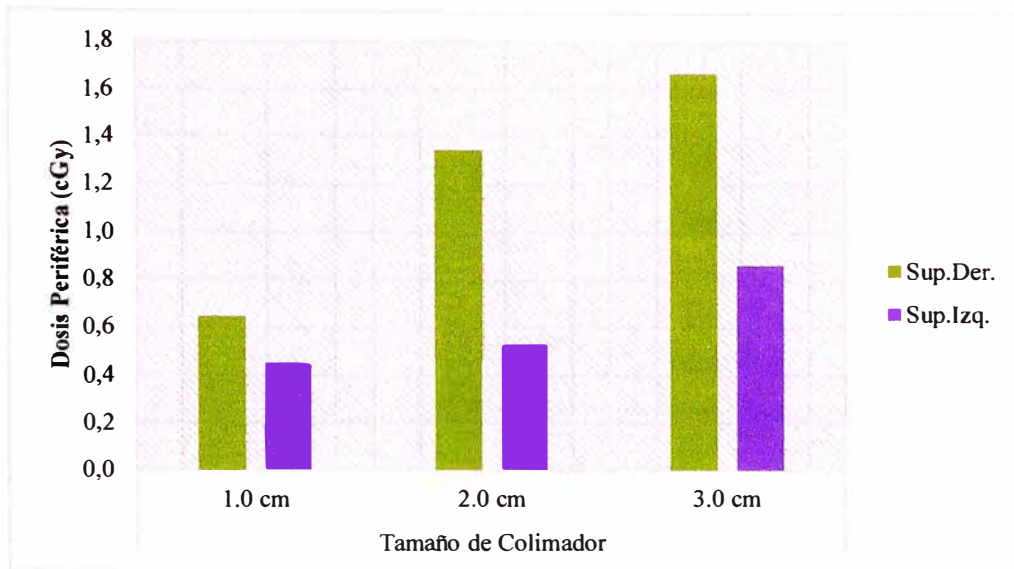


FIG. 4.39. Influencia de la posición del blanco en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el Plano 3.

4.4.3.4. Plano 4

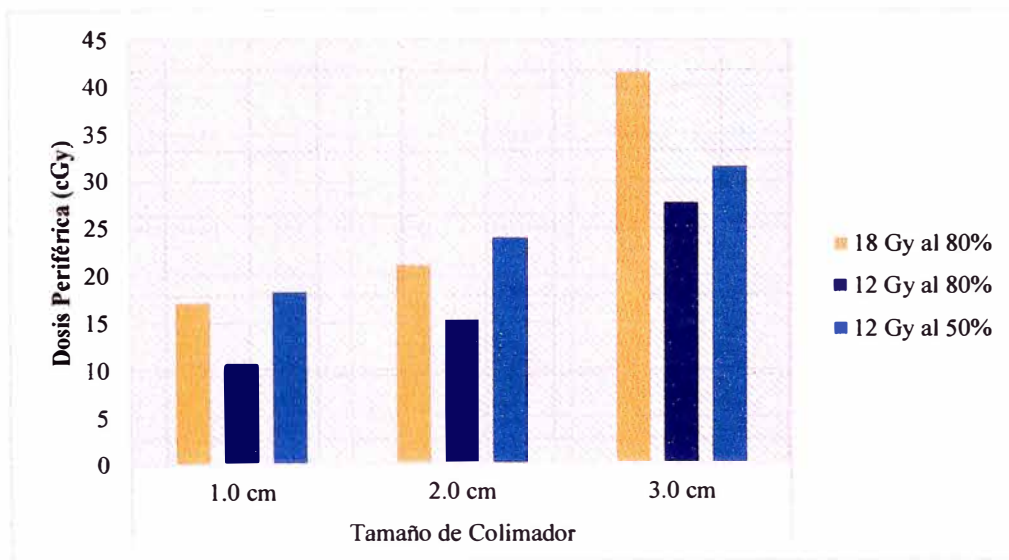


FIG. 4.40. Influencia de la prescripción de dosis en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Der. para el Plano 4.

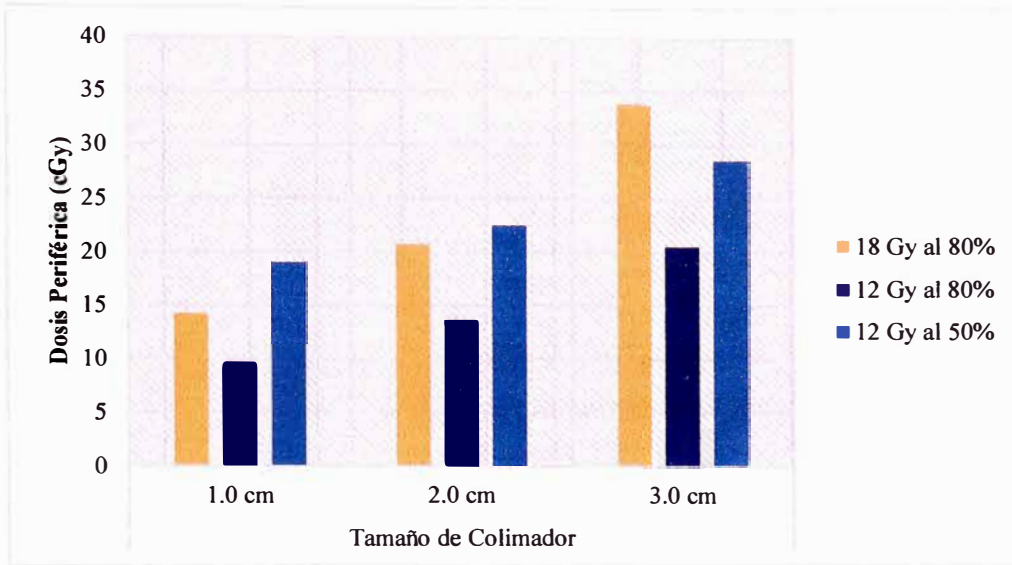


FIG. 4.41. Influencia de la prescripción de dosis en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ojo Izq. para el Plano 4.

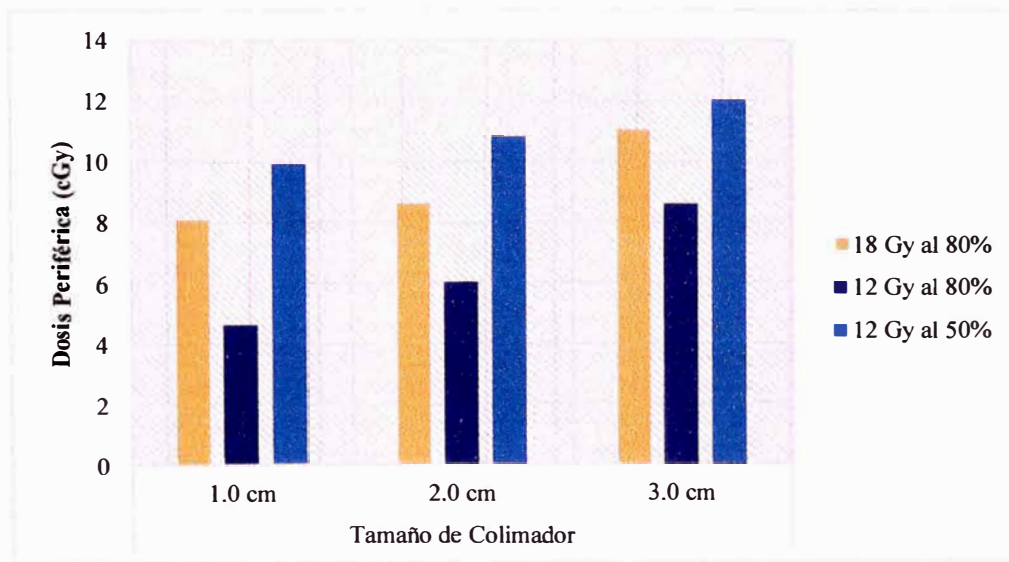


FIG. 4.42. Influencia de la prescripción de dosis en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Tiroides para el Plano 4.

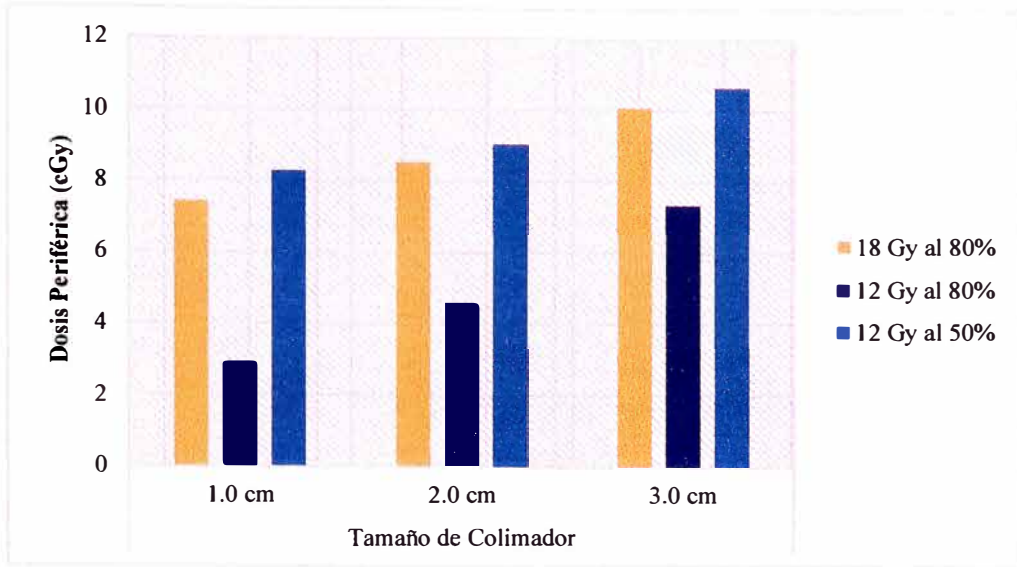


FIG. 4.43. Influencia de la prescripción de dosis en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Der. para el Plano 4.

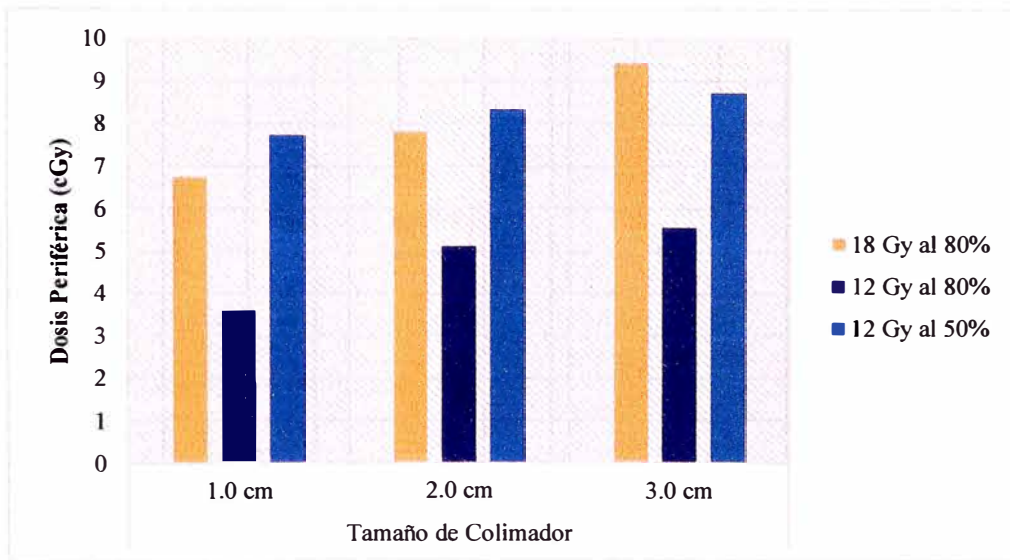


FIG. 4.44. Influencia de la prescripción de dosis en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Pulmón Sup. Izq. para el Plano 4.

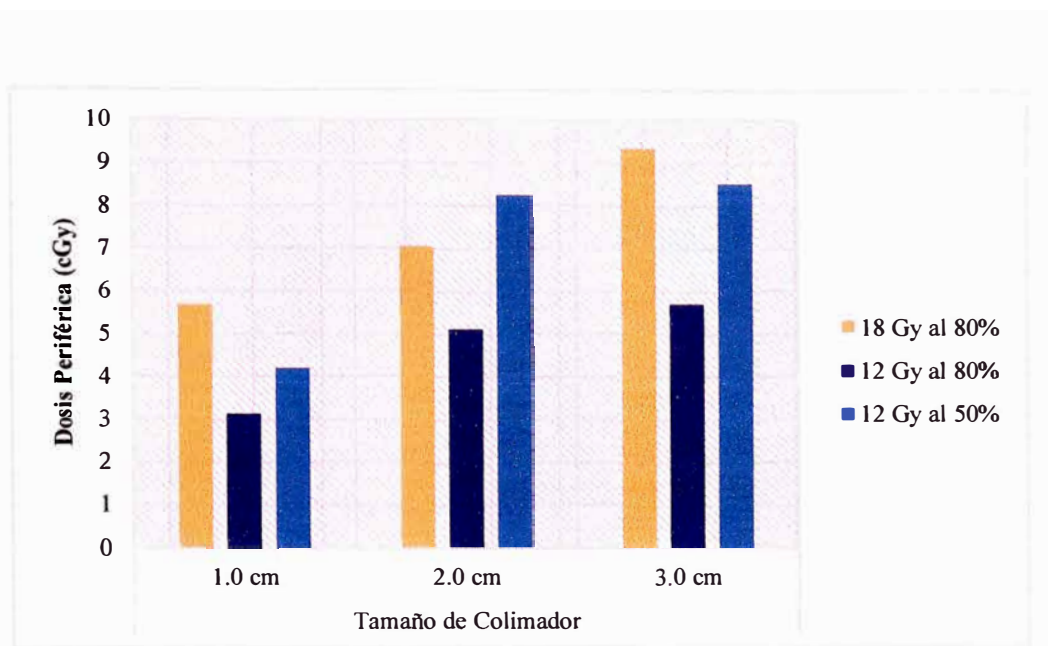


FIG. 4.45. Influencia de la prescripción de dosis en la DP con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Der. para el Plano 4.

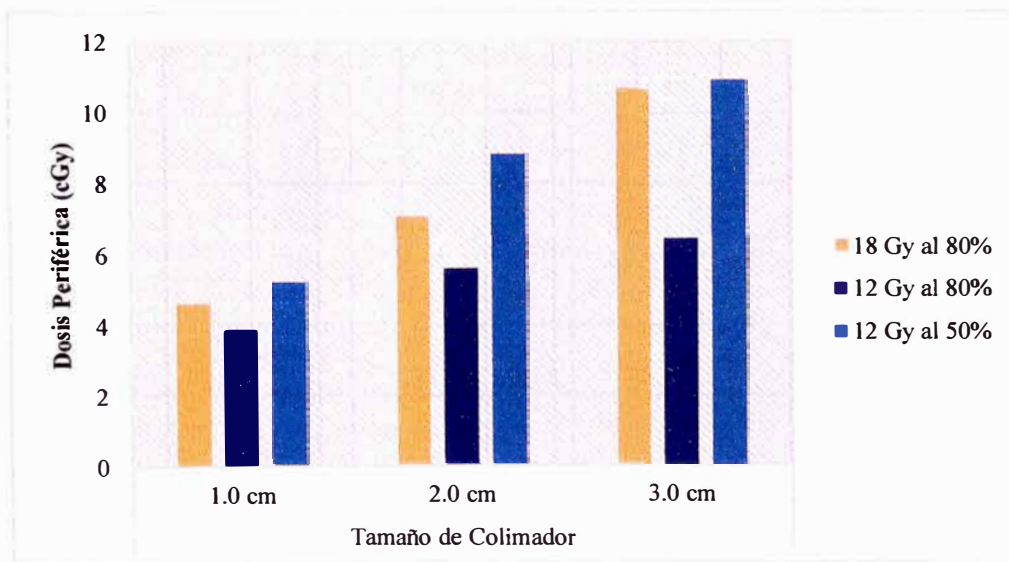


FIG. 4.46. Influencia de la prescripción de dosis en la DP con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en la Mama Izq. para el Plano 4.

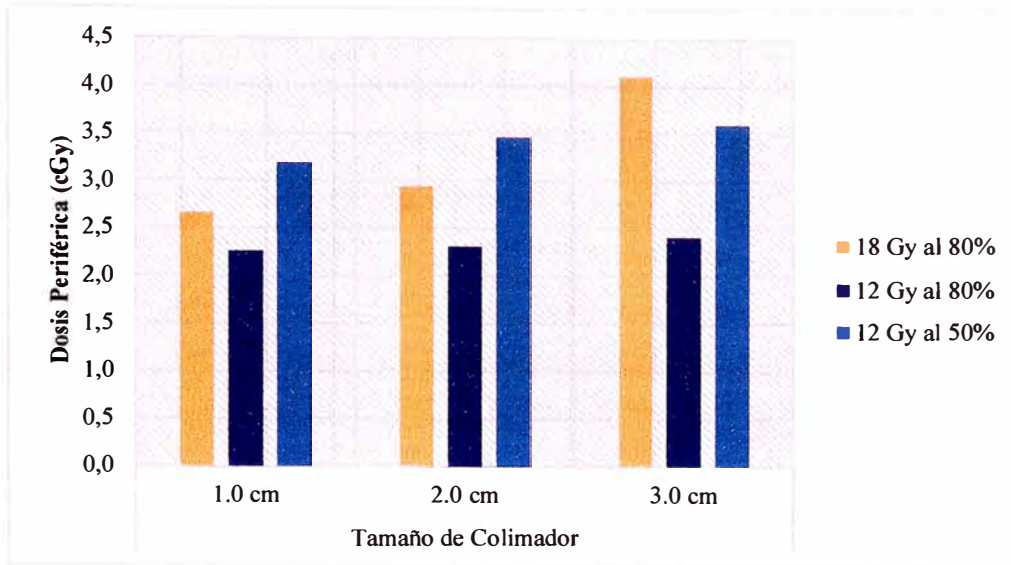


FIG. 4.47. Influencia de la prescripción de dosis en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Esternón para el Plano 4.

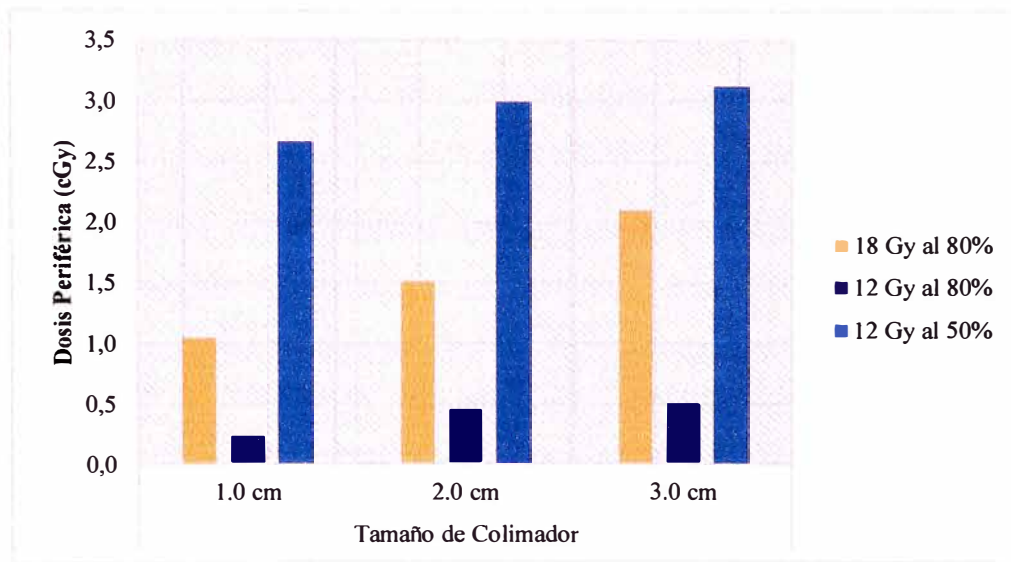


FIG. 4.48. Influencia de la prescripción de dosis en la *DP* con respecto al tamaño de colimador y la posición anatómica en el Ombligo para el Plano 4.

Del análisis de la *DP* en los 4 planos, se puede observar que en el Plano 1 la *DP* aumenta conforme aumenta el tamaño de colimador. Es así que en el ojo derecho se registra más *DP* en el lado Sup. Izq., de (6.19 ± 0.36) cGy a (17.09 ± 0.51) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente; en el ojo izquierdo se registra más *DP* en el lado Sup. Der., de (12.38 ± 0.85) cGy a (30.31 ± 0.92) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente; en la tiroides se registra mayor *DP* en los lados inferiores, para el lado Inf. Der., de (4.39 ± 0.64) cGy a (17.91 ± 1.3) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente y para el lado Inf. Izq. de (5.21 ± 1.1) cGy a (18.89 ± 0.70) cGy, para colimadores de 1 a 3 cm respectivamente; en el pulmón Sup. Der. se registra más *DP* en el lado Inf. Der., de (6.63 ± 1.0) cGy a (21.49 ± 1.2) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente y en el pulmón Sup. Izq. se registra más *DP* en el lado Inf. Izq., de (4.09 ± 1.3) cGy a (21.65 ± 0.61) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente.

Del Plano 2, de igual manera, se observa que la *DP* aumenta conforme aumenta el tamaño de colimador, en el ojo derecho se registra más *DP* en el lado Sup. Der., de (10.88 ± 0.87) cGy a (66.23 ± 0.57) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente; en el ojo izquierdo se registra más *DP* en el lado Sup. Izq., de (20.08 ± 1.1) cGy a (60.91 ± 1.6) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente y en la tiroides se registra mayor *D* en los lados inferiores, registrándose mayor *DP* en el lado Inf. Izq. de (7.10 ± 1.1) cGy a (27.14 ± 1.0) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente.

En el Plano 3 el comportamiento es similar con respecto a los dos planos anteriores, en el ojo derecho se registra más *DP* en el lado Sup. Der., de (25.47 ± 1.0) cGy a (150.81 ± 0.97) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente; en el ojo izquierdo se registra más *DP* en el lado Sup. Izq., de (34.02 ± 1.8) cGy a (113.92 ± 0.81) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente y en la tiroides se registra mayor *D* en el lado Sup. Izq. con una *DP* de (7.77 ± 1.1) cGy para el colimador de 3.0 cm. Como el Plano 3 está más lejano de la tiroides la *DP* es menor comparado con la *DP* en los Planos 1 y 2.

Por último, para el Plano 4 se analizó la influencia de la prescripción de *DP* con respecto al tamaño de colimador. De esta forma se puede observar que en el ojo derecho hay mayor *DP* en la prescripción de 18 Gy al 80%, de (17.14 ± 1.2) cGy a (41.56 ± 1.4) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente; en el ojo izquierdo hay mayor *DP* en la

prescripción de 18 Gy al 80%, de (14.23 ± 1.2) cGy a (33.90 ± 0.98) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente. Sin embargo, en la tiroides hay mayor *DP* en la prescripción de 12 Gy al 50%, de (9.95 ± 1.0) cGy a (12.07 ± 0.87) cGy, para colimadores de 1.0 a 3.0 cm respectivamente.

Los resultados son comprobables con los mencionados en el ítem 2.3.1.

4.4.4. Análisis de la dosis periférica como función de la distancia cráneo caudal

En las figuras del 4.49 al 4.63 se muestra la *DP* como función de la distancia desde el centro del blanco hasta las posiciones donde se colocaron las películas, además de diferentes tamaños de colimador (desde 1.0 a 3.5 cm para el plano 1, y desde 1.0 a 3.0 cm para los demás planos). Para esto se analizaron 3 posiciones en el *fantoma*: tiroides, esternón y ombligo. Para cada plano las distancias desde el blanco a las posiciones varia; como se está considerando la distancia craneocaudal (DCC, coordenadas z del sistema estereotáctico), se ve las diferencia en las parte superior e inferior de cada plano.

4.4.4.1. Plano 1

TABLA 4.19. *DP* con respecto a la DCC en el Plano 1: Inf. Der.

Plano 1: Inf. Der.		18 Gy al 80%					
Cono		1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis Periférica (cGy)					
Tiroides	9.4	4.39 ± 0.64	7.01 ± 0.83	10.66 ± 1.2	14.45 ± 1.0	17.91 ± 1.3	23.55 ± 0.72
Esternón	23.4	2.54 ± 0.98	3.46 ± 0.78	3.59 ± 1.1	5.13 ± 2.2	5.59 ± 0.65	5.74 ± 0.96
Ombligo	42.4	1.47 ± 1.0	1.69 ± 1.1	1.85 ± 0.86	2.02 ± 0.69	2.12 ± 0.64	2.18 ± 0.54

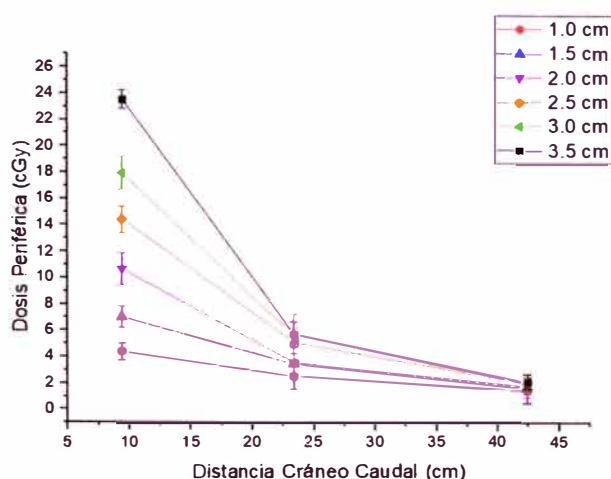


FIG. 4.49. Dependencia de la *DP* como función de la *DCC* para el Plano 1: Inf. Der.

TABLA 4.20. *DP* con respecto a la *DCC* en el Plano 1: Inf. Izq.

Plano 1: Inf. Izq.		18 Gy al 80%					
Cono		1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis Periférica (cGy)					
Tiroides	9.4	5.21 ± 1.1	7.29 ± 0.62	10.89 ± 0.58	13.65 ± 0.89	18.89 ± 0.70	23.96 ± 0.33
Esternón	23.4	2.10 ± 0.89	2.19 ± 1.0	2.76 ± 0.70	3.01 ± 0.74	3.45 ± 1.7	4.33 ± 0.39
Ombliigo	42.4	1.02 ± 0.80	1.11 ± 1.0	1.43 ± 0.65	1.69 ± 1.0	2.04 ± 1.7	2.18 ± 1.2

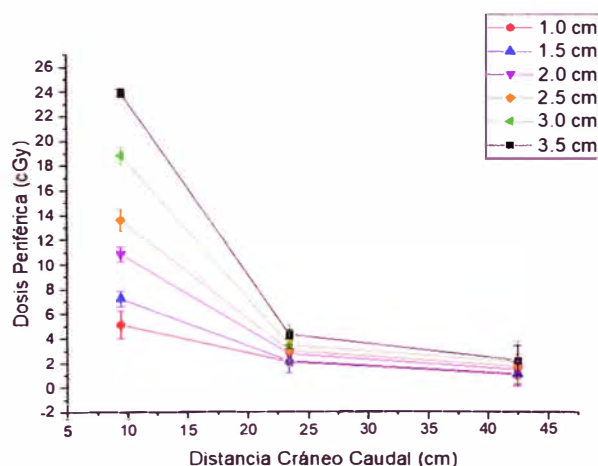


FIG. 4.50. Dependencia de la *DP* como función de la *DCC* para el Plano 1: Inf. Izq.

TABLA 4.21. DP con respecto a la DCC en el Plano 1: Sup. Der.

Plano 1: Sup. Der.		18 Gy al 80%					
Cono		1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis Periférica (cGy)					
Tiroides	16.4	2.23 ± 0.71	2.56 ± 0.80	3.12 ± 0.51	3.42 ± 0.84	6.59 ± 0.87	7.56 ± 1.2
Esternón	34.4	0.66 ± 1.0	0.75 ± 1.0	1.10 ± 0.56	1.23 ± 0.77	1.65 ± 1.1	1.86 ± 0.86
Ombligo	53.4	0.60 ± 1.0	0.65 ± 1.1	0.92 ± 0.85	1.09 ± 0.90	1.34 ± 1.0	1.67 ± 0.57

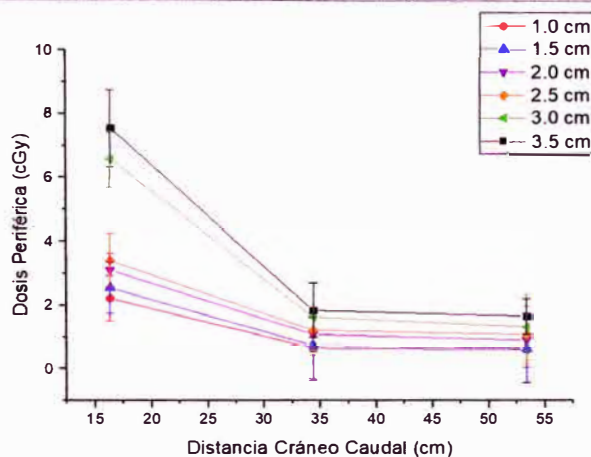


FIG. 4.51. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 1:Sup. Der.

TABLA 4.22. DP con respecto a la DCC en el Plano 1: Sup. Izq.

Plano 1: Sup. Izq.		18 Gy al 80%					
Cono		1.0 cm	1.5 cm	2.0 cm	2.5 cm	3.0 cm	3.5 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis Periférica (cGy)					
Tiroides	16.4	2.21 ± 0.45	3.05 ± 0.11	4.60 ± 0.78	4.95 ± 0.12	5.10 ± 0.60	6.19 ± 0.52
Esternón	34.4	0.29 ± 1.3	0.31 ± 0.15	0.56 ± 1.0	1.09 ± 0.22	1.79 ± 0.96	1.82 ± 0.32
Ombligo	53.4	0.23 ± 1.2	0.28 ± 0.32	0.40 ± 1.0	1.01 ± 0.35	1.48 ± 0.93	1.52 ± 0.26

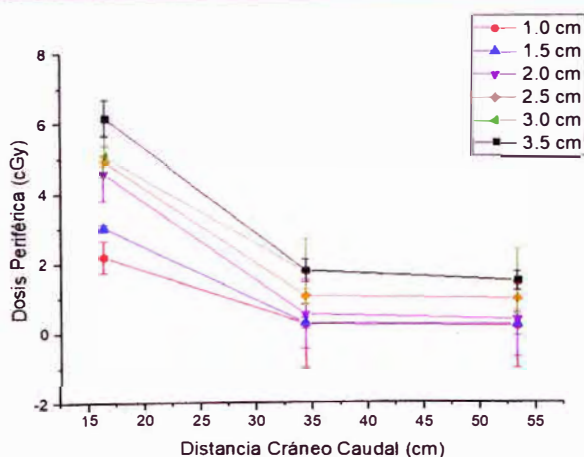


FIG. 4.52. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 1: Sup. Izq.

4.4.4.2. Plano 2

TABLA 4.23. *DP* con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Der.

Plano 2: Inf. Der.		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	9.4	6.57 ± 0.85	13.64 ± 0.50	20.44 ± 0.78
Esternón	23.4	2.27 ± 0.85	3.42 ± 0.77	4.12 ± 0.61
Ombliigo	42.4	1.57 ± 0.78	2.03 ± 0.84	2.24 ± 0.88

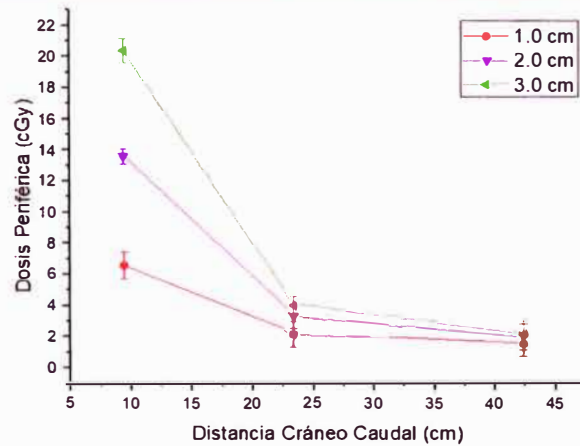


FIG. 4.53. Dependencia de la *DP* como función de la DCC para el Plano 2: Inf. Der.

TABLA 4.24. *DP* con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Izq.

Plano 2: Inf. Izq.		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	9.4	7.10 ± 1.1	13.08 ± 0.71	27.14 ± 1.0
Esternón	23.4	2.14 ± 1.3	3.13 ± 0.75	3.96 ± 0.97
Ombliigo	42.4	1.74 ± 1.4	1.99 ± 1.0	2.11 ± 0.90

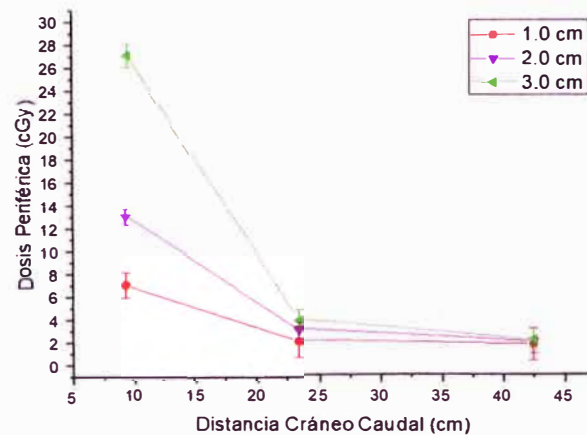


FIG. 4.54. Dependencia de la *DP* como función de DCC para el Plano 2: Inf. Izq.

TABLA 4.25. DP con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Der.2.

Plano 2: Inf. Der. 2		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	9.4	3.46 ± 1.1	4.71 ± 0.81	8.95 ± 1.3
Esternón	23.4	0.93 ± 1.0	1.19 ± 0.74	1.78 ± 0.95
Ombligo	42.4	0.75 ± 1.0	1.09 ± 0.72	1.35 ± 0.88

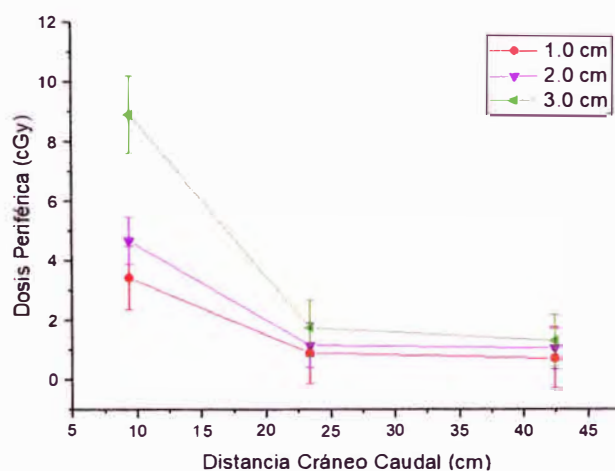


FIG. 4.55. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 2: Inf.Der.2

TABLA 4.26. DP con respecto a la DCC en el Plano 2: Inf. Izq. 2.

Plano 2: Inf. Izq. 2		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	9.4	3.16 ± 1.1	5.31 ± 0.60	8.79 ± 0.72
Esternón	23.4	0.98 ± 0.88	1.25 ± 1.1	1.54 ± 0.88
Ombligo	42.4	0.79 ± 0.94	0.85 ± 1.38	1.24 ± 0.85

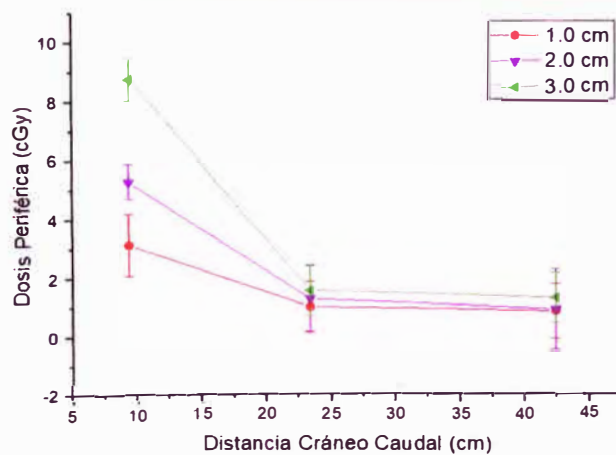


FIG. 4.56. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 2: Inf.Izq.2.

TABLA 4.27. DP con respecto a la DCC en el Plano 2: Sup. Der.

Plano 2: Sup. Der.		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	16.4	1.98 ± 0.94	3.88 ± 1.3	5.05 ± 0.45
Esternón	34.4	0.97 ± 1.3	1.87 ± 0.91	2.25 ± 1.2
Ombligo	53.4	0.67 ± 1.2	1.47 ± 0.82	1.64 ± 1.1

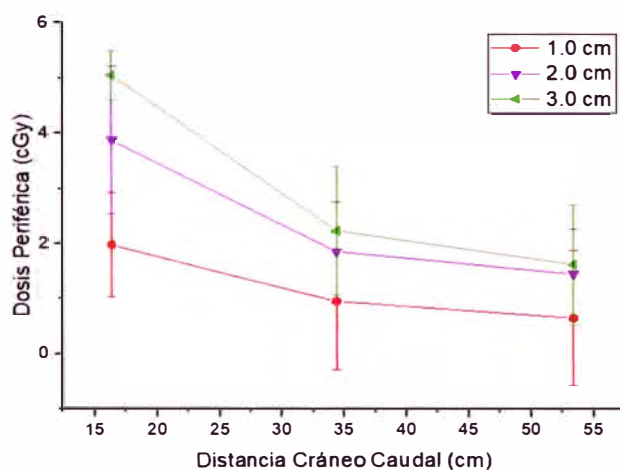


FIG. 4.57. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 2: Sup.Der.

TABLA 4.28. DP con respecto a la DCC en el Plano 2: Sup. Izq.

Plano 2: Sup. Izq.		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	16.4	4.41 ± 0.98	5.90 ± 1.1	6.89 ± 1.4
Esternón	34.4	1.67 ± 0.78	2.22 ± 0.82	3.57 ± 0.93
Ombligo	53.4	1.13 ± 0.75	1.34 ± 0.87	1.72 ± 0.99

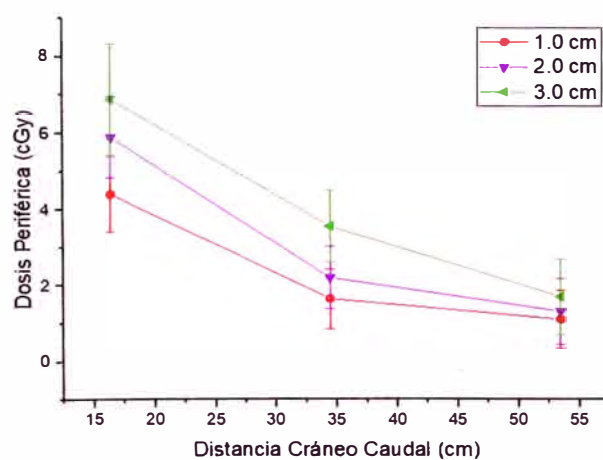


FIG. 4.58. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 2: Sup.Izq.

4.4.4.3. Plano 3

TABLA 4.29: DP con respecto a la DCC en el Plano 3: Sup. Der.

Plano 3: Sup. Der.		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	16.4	4.53 ± 1.0	5.07 ± 0.86	6.95 ± 0.97
Esternón	34.4	2.14 ± 0.94	2.24 ± 1.3	2.69 ± 0.83
Omblico	53.4	0.64 ± 0.89	1.35 ± 1.3	1.67 ± 0.92

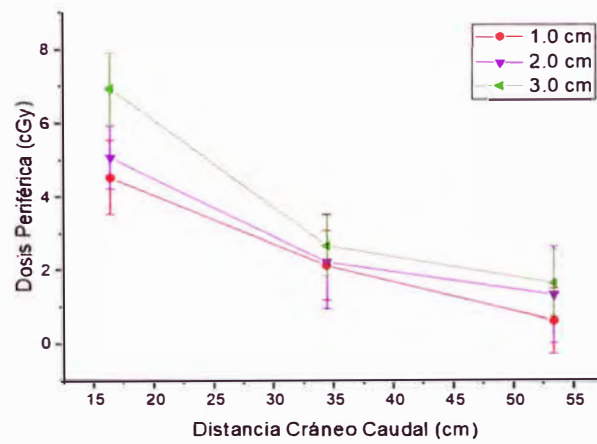


FIG. 4.59. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 3: Sup.Der.

TABLA 4.30. DP con respecto a la DCC en el Plano 3: Sup. Izq.

Plano 3: Sup. Izq.		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	16.4	3.45 ± 1.9	4.15 ± 0.75	7.77 ± 1.1
Esternón	34.4	0.71 ± 1.0	0.76 ± 1.6	1.58 ± 1.1
Omblico	53.4	0.45 ± 1.0	0.53 ± 1.7	0.87 ± 1.1

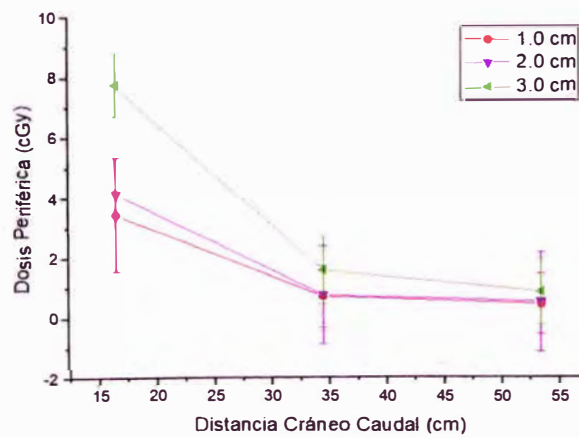


FIG. 4.60. Dependencia de la DP como función de la DCC para el Plano 3: Sup.Izq.

4.4.4.4. Plano 4

TABLA 4.31: *DP* con respecto a la DCC en el Plano 4: Centro (18 Gy al 80%).

Plano 4: Centro		18 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	9.4	8.09 ± 1.2	8.65 ± 0.77	11.07 ± 1.2
Esternón	23.4	2.66 ± 0.98	2.94 ± 0.65	4.11 ± 0.79
Ombligo	42.4	1.05 ± 0.95	1.52 ± 0.69	2.10 ± 0.65

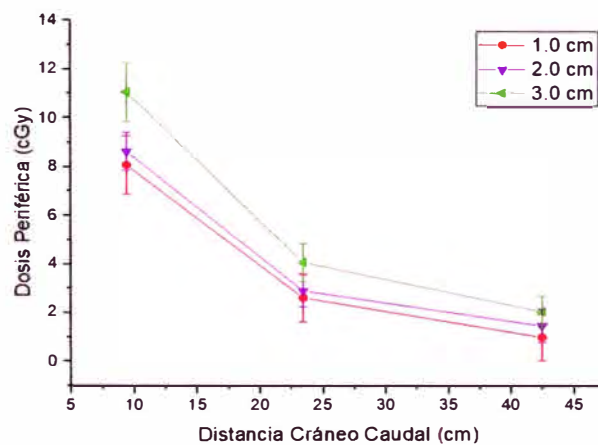


FIG. 4.61. Dependencia de la *DP* como función de la DCC para el Plano 4: Centro.

TABLA 4.32. *DP* con respecto a la DCC en el Plano 4: Centro (12 Gy al 80%).

Plano 4: Centro		12 Gy al 80%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	9.4	4.63 ± 0.93	6.04 ± 0.87	8.63 ± 0.80
Esternón	23.4	2.26 ± 0.74	2.31 ± 0.95	2.42 ± 0.79
Ombligo	42.4	0.23 ± 0.73	0.45 ± 0.92	0.50 ± 0.71

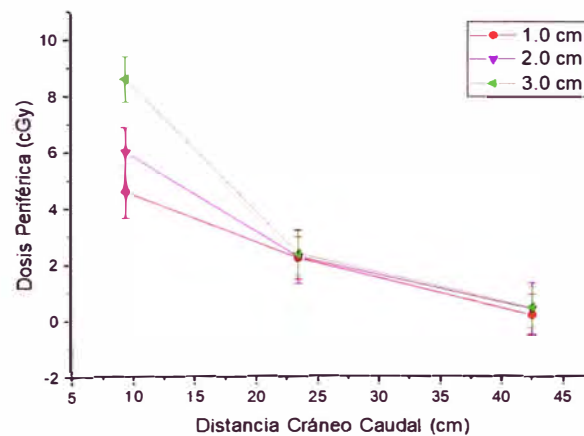


FIG. 4.62. Dependencia de la *DP* como función de la DCC para el Plano 4: Centro.

TABLA 4.33. *DP* con respecto a la DCC en el Plano 4: Centro (12 Gy al 50%).

Plano 4: Centro		12 Gy al 50%		
Cono		1.0 cm	2.0 cm	3.0 cm
Posición	DCC (cm)	Dosis periférica (cGy)		
Tiroides	9.4	9.95 ± 1.0	10.84 ± 1.6	12.07 ± 0.87
Esternón	23.4	3.19 ± 0.95	3.46 ± 0.71	3.60 ± 1.5
Ombbligo	42.4	2.66 ± 1.1	2.99 ± 0.62	3.12 ± 1.5

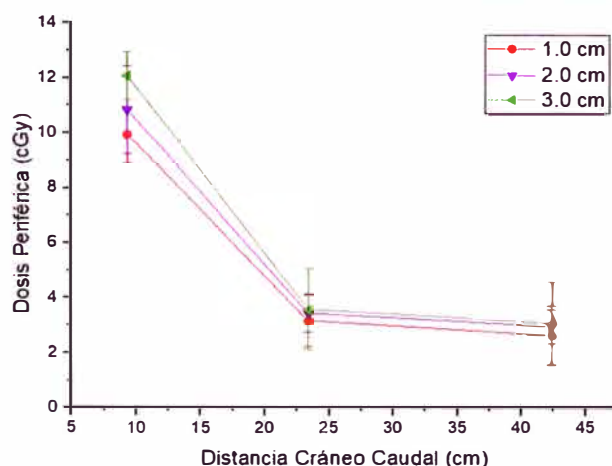


FIG. 4.63. Dependencia de la *DP* como función de la DCC para el Plano 4: Centro.

Como se puede observar en las figuras hay una rápida caída de *D* mientras aumenta la distancia desde el blanco. De las tablas mostradas (Tablas 4.19 a 4.33) se ve que la *DP* en la tiroides en los lados inferiores de la cabeza se encuentran un porcentaje de 0.14-1.21% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy y en los lados superiores en un rango de 0.01-0.35% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy para tamaños de colimadores desde 1.0 a 3.5 cm. En el plano del centro la *DP* en la tiroides se encuentran un porcentaje de 0.31-0.50% con respecto a una *D* prescrita de 12 Gy y de 0.36-0.49% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy.

Por otra parte, en la parte media del esternón, se tiene una *DP* en los lados inferiores de la cabeza en un porcentaje de 0.04-0.26% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy y en los lados superiores en un rango de 0.01-0.16% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy para tamaños de colimadores desde 1.0 a 3.5 cm. En el plano del centro la *DP* en la parte media del esternón se encuentran un porcentaje de 0.15% con respecto a una *D* prescrita de 12 Gy y de 0.12-0.18% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy.

Finalmente, en el ombligo del *fantoma*, se obtuvo una *DP* en los lados inferiores de la cabeza en un porcentaje de 0.03-0.10% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy y en los lados superiores en un rango de 0.01-0.08% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy para tamaños de colimadores desde 1.0 a 3.5 cm. En el plano del centro la *DP* se encuentran un porcentaje de 0.02-0.13% con respecto a una *D* prescrita de 12 Gy y de 0.05-0.09% con respecto a una *D* prescrita de 18 Gy.

CAPÍTULO V

CONCLUSIONES

1. Las películas radiocrómicas gafchromic EBT2, resultaron ser óptimas para la medición de dosis periférica por las características que tienen, como la poca dependencia energética (entre 1% y 2% para una misma dosis) y además de ser adecuadas para colocarlas en la superficie del *fantoma*.
2. La curva de calibración de las películas radiocrómicas EBT2, para la energía de 6 MV en un rango de dosis absorbida de 0–85.2 cGy, tuvo una máxima incertidumbre de 1.8% (2μ). Tomando en cuenta que la mayor incertidumbre en las mediciones de dosis en películas se debe a la técnica de escaneo o de exploración utilizado, esta se puede reducir significativamente si se sigue un protocolo de exploración riguroso como el usado en este trabajo.
3. La dosis periférica reproduce una dependencia proporcional con respecto a las unidades de monitor, debido a que hay un incremento en la radiación por fuga y dispersión por cabezal del acelerador al aumentar éstas.
4. Mientras más grande el colimador mayor es la dosis periférica. Además, haces de fotones que entran y salen del blanco en técnicas como la utilizada (arcos no coplanares), conlleva a que un mayor volumen de tejido sano este expuesto a recibir dosis bajas. Se encontró mayor dosis periférica en el colimador de 3.0 cm en el plano

3 superior derecho con un 6.7% de una dosis prescrita de 18 Gy al 80% en la posición anatómica del ojo derecho del *fantoma*.

5. A mayor distancia del isocentro, la dosis periférica disminuye. Muestra de ello es la mayor dosis periférica registrada en el plano 2 inferior izquierdo, con un 1.21% de la dosis prescrita en la tiroides (distancia cráneo caudal de 9.4 cm con respecto al blanco) y de 0.09% de la dosis prescrita en el ombligo (distancia cráneo caudal de 42.4 cm con respecto al blanco), ambos para el colimador de 3.0 cm y dosis prescrita de 18 Gy al 80%.
6. En los resultados del análisis de la dosis periférica como función de la distancia cráneo caudal, se encontró que la dosis periférica en la tiroides en los planos inferiores de la cabeza se encuentran un porcentaje de 0.14-1.24% y en los planos superiores en un rango de 0.01-0.35% de la dosis prescrita (18 Gy al 80%) para tamaños de colimadores desde 1-3.5 cm. Aunque en algunas zonas del encéfalo, la dosis en tiroides es baja (posible riesgo de efecto estocástico bajo); todavía no hay publicaciones que recomienden evitar irradiar la glándula de tiroides en el plan de tratamiento, y más aún si el plan de tratamiento conlleva a tratar enfermedades benignas, como las malformaciones arteriovenosas cerebrales.
7. Se puede optimizar la planificación de los tratamientos en radiocirugía evitando o minimizando haces de salida hacia el cristalino, tiroides, y zona torácica.
8. La dosis periférica es de suma importancia, ya que con ello se puede minimizar la irradiación a órganos más radiosensibles y que puedan tener una probabilidad de incremento de riesgo de cáncer, sobre todo en pacientes con larga esperanza de vida.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J. Brenner et al., Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A. **100**, 24 (2003) 13761–13766.
- [2] S. Webb, *The Physics of Tridimensional Radiation Therapy. Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning* (Institute of Physics, London, 1993).
- [3] J. Samblás, *Radiocirugía. Fundamentos, avances tecnológicos, indicaciones y resultados* (Aran, Madrid, 2012).
- [4] Gamma Knife Center. Recuperado de: <http://gamma-knife.or.kr/02/01.php>
- [5] TECDOC 398, International code of practice, IAEA, Austria, 2005.
- [6] C. V. Ramírez, Gac Méd Méx. 139 (2003) 572-578.
- [7] M. Phillips, *Physical aspects of stereotactic radiosurgery* (Springer, New York, 1997).
- [8] B. Pike, E.B. Podgorsak, T.M. Peters, C. Pia, A. Oliver, and L. Souhami, Med. Phys. **17**, 2 (1990) 296-304.
- [9] E.B. Podgorsak, *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Student* (IAEA, Austria, 2005).
- [10] Task Group 42, AAPM Report No. 54, 1995.
- [11] G.T. Szeifert, D. Kondziolka, M. Levivier, L.D. Lunsford, *Radiosurgery and Pathological Fundamentals. Progress in Neurological Surgery* (Karger, Switzerland, 2007).
- [12] R. Alfonso. Recuperado de: <http://mariecurie.com.ar/eventos/2013-06-4toCongresoRadioYBraqui/Fisicos/Miercoles/1.%20Dosimetria%20de%20haces/Dr.%20Alfonso.pdf>
- [13] M.M. Aspradakis, J.P. Byrne, H. Palmans, S. Duane, J. Conway, A.P. Warrington, K. Rosser, IPEM Report No. 103, 2010.
- [14] F. Khan, *The Physics of Radiation Therapy* (Lippincott Williams and Wilkins, Baltimore, 2003).

- [15] R. Stern, R. Heaton, M. Fraser, S. Goddu, T. Kirby, K. Lam, A. Molineu, T. Zhu, *Med. Phys.* **38**, 1 (2011) 504-530.
- [16] TECDOC 430, International code of practice, IAEA, Austria, 2004.
- [17] J.C. Da Cruz, Ph.D. teses, Universidade Federal de São Paulo, 2002.
- [18] S. Guzmán, Ph.D. teses, Universidade de São Paulo, 2006.
- [19] E. Di Betta, L. Fariselli, A. Bergantin, F. Locatelli, A. Del Vecchio, S. Broggi, M. Fumagalli, *Med. Phys.* **37**, 7 (2010) 3587-3594.
- [20] M. Majali, Jordan Atomic Energy Committee (unpublished).
- [21] XG. Xu, B. Badnarz, L. Paganetti, *Phys. Med. Biol.* **53**, 13 (2008) 193-241.
- [22] M. Maarouf, H. Treuer, M. Kocher, J. Voges, A. Gierich, V. Sturm, *Strahlentherapie Onkol.* **181**, 7 (2005) 463-467.
- [23] V. Vlachopoulou, C. Antypas, H. Delis, A. Tzouras, N. Salvaras, D. Kardamakis, G. Panayiotakis, *Radiat. Oncol.* **6** (2011) 157.
- [24] M. De Saletе, H. Jamil, S. Azevedo, *Radiol. Bras.* **45**, 2 (2012) 83-86.
- [25] S. Miljanić, H. Hršak, Z. Knežević, M. Majer, Z. Heinrich, *Radiation Measurements* **55** (2013) 38-42.
- [26] C.C. Bonato, H.B. Dias, M.D.A. Alves, L.O. Duarte, T.M. Dias, M.O. Dalenogare, C.C. Viegas, R.H. Elnecape, *Radiat. Oncol.* **9** (2014) 40.
- [27] H. Ammar, E. Eldebawy, E. Maarouf, W. Khalil, M. Zaghloul, *Int. J Cancer Ther Oncol.* **2**, 4 (2014) 1-12.
- [28] S. Levitt, *Radiobiology of Stereotactic Radiosurgery and Stereotactic Body Radiation Therapy. Technical Basis of Radiation Therapy* (Springer, Berlin Heidelberg, 2012).
- [29] ML. Taylor, Ph.D. thesis, RMIT University, 2010.
- [30] R. Arráns et al., *Rev. Fis. Med.* **10** (2009) 83-104.
- [31] A. Adrada, Msc. tesis, Universidad Nacional de Cuyo, 2011.
- [32] M. Williams, P. Metcalfe. in *Radiochromic film dosimetry and its applications in radiotherapy*, proceedings of Concepts and Trends in Medical Radiation Dosimetry (University of Wolongong, Australia, 2011).
- [33] M. Butson et al., *Australas Phys. Eng. Sci. Med.* **32**, 4 (2009) 196-202.
- [34] Sociedad española de física médica, *Fundamentos de física médica: Volumen 1 medida de la radiación* (ADI, Madrid 2012).
- [35] ICRU, ICRU Report No. 48, 1992.

- [36] Gafchromic. International Speciality Products. Recuperado de:
http://online1.ispcorp.com/en-US/gafchromic/SupportingDocuments/GafChromic_EBT-2_20101007.pdf (2010).
- [37] S. Devic, S. Aldelaijan H. Mohammed, N. Tomic, LH Liang, F. DeBlois, J. Seuntjens, *Med. Phys.* **37**, 5 (2010) 2208- 2214.
- [38] S. Maayers, Msc. thesis, University of Wollongong, 2011.
- [39] L. Paelinck, A. Ebongue, W. De Neve, C. De Wagter, *Radiother. Oncol.* **84** (2007) 194-195.
- [40] H. Bouchard, F. Lacroix, G. Beaudoin, J. Carrier, I. Kawrakow, *Med. Phys.* **36**, 6 (2009) 1931-1946.
- [41] S. Devic, J. Seuntjens, E. Sham, E. Podgorask, C. Ross, A. Kirov, C. Soares, *Med. Phys.* **32**, 7 (2005) 2245-2253.
- [42] K. Fricker, Msc. thesis, University of Canterbury, 2012.
- [43] W. McLaughlin, Y. Chen, C. Soares, A. Miller, G. Van Dyke, D. Lewis, *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A.* **302**, 1 (1991) 165-176.
- [44] Task Group 55, AAPM Report No. 63, 1998.
- [45] B. Ferreira, M. Lopez, M. Capela, *Phys. Med. Biol.* **54**, 4 (2009) 1073-1085.
- [46] M. Carrasco, F. Luis, M. Baeza, M. Herrador, Protocolo de uso de películas radiocrómicas para verificaciones dosimétricas en radioterapia. Análisis de factores influyentes, Servicio de Radiofísica de los Hospitales Universitarios Virgen del Rocío de Sevilla.
- [47] M. Butson et al., *Phys. Med. Biol.* **43**, 8 (1998) 2407–2412.
- [48] M. Núñez, *Alasbimn Journal* **48**, 12 (2010) 1-19.
- [49] S. Nieva, Slide Share. 2013. Recuperado de:
<https://es.slideshare.net/silvianievaramos/tema-0-dca>.
- [50] L. Richley, AC. John, H. Coomber, S. Fletcher, *Phys. Med. Biol.* **55**, 9 (2010) 2601-2617.
- [51] T. Aland, T. Kairn, J. Kenny, *Phys. Eng. Sci. Med.* **34**, 2 (2011) 251-260.
- [52] M. Butson et al., *Radiation Measurements* **45**, 7 (2010) 836-839.
- [53] P. Sánchez, Introducción a la Física de la Radioterapia, Unidad de Radiofísica Hospital Central de Asturias (no publicado).
- [54] R. Fernández, *Rev. Mex. Neuroci.* **4**, 1 (2003) 39-46.

- [55] R. Garza, E. Cavazos, D. Tamez, Surg. Neurol. **27**, 2 (1987) 131-140.
- [56] M.J. Lanser, S.A. Sussman, K. Frazer, Otolaryngol Clin. North Am. **25**, 3 (1992) 499-520.
- [57] C. Paula et al., Elsevier **58**, 3 (2007) 75-122.
- [58] Baptist Health South Florida. Recuperado de: <https://baptisthealth.net/sp/servicios-de-salud/gamma-knife/paginas/neurinoma-del-acustico.aspx>
- [59] Dr. Leonardo Lustgarten. Recuperado de: <http://www.leonardolustgarten.com/neurinomas-del-acustico/>
- [60] S. Villa, Elsevier **48**, 6 (2001) 153-181.
- [61] F. Fullana, Arch. Soc. Esp. Oftalmol **84**, 9 (2009).
- [62] GA. Alexioua, P. Gogoub, S. Markoulac, AP. Kyritsis, Clin. Neurol. Neurosurg. **112**, 3 (2010) 177-182.
- [63] A. Vecchio, Universitas Medica **56**, 2 (2014) 212-225.
- [64] D. Ding, RM. Starke, J. Hantzmon, Neurosurg. Focus. **35**, 6 (2013).
- [65] Meningioma Cerebral. Recuperado de: <http://meningiomacerebral.com.br/>
- [66] Mount Sinai Hospital. Recuperado de: <http://www.mountsinai.org/patient-care/service-areas/neurosurgery/areas-of-care/meningioma/types-of-meningiomas/olfactory-groove-meningioma>
- [67] E. Comes, A. Ramis, M. Centelles, E. Grivé, protocolo de Metástasis Cerebrales, Hospital del Sagrat Cor de Barcelona, Annals del Sagrat Cor, 2010.
- [68] Instructions for SRS quality audit system (private communication).

ANEXOS

ANEXO A: Acelerador Lineal

Los *linac* (acelerador lineal de electrones) son unidades capaces de emitir múltiples energías de electrones y de RX para seleccionar la más adecuada a cada tratamiento. El principio de un *linac* es acelerar los electrones hasta que tienen una energía cinética entre 3-25 MeV. Los electrones son generados en un cañón de electrones y son eyectados a una guía de ondas, donde son acelerados mediante ondas electromagnéticas de alta frecuencia de tal manera que se crea un campo eléctrico con componente paralelo a la guía de ondas. Los electrones acelerados son dirigidos a un blanco de alto Z (por lo general en tungsteno), en donde la energía cinética de los electrones es convertida en radiación de frenado de rayos X. Esta radiación es emitida en todas las direcciones del espacio, pero de acuerdo con las necesidades clínicas estos haces se logran confinar por medio de colimadores [11]. En la Fig. A.1 se pueden observar las componentes básicas de un *linac*.

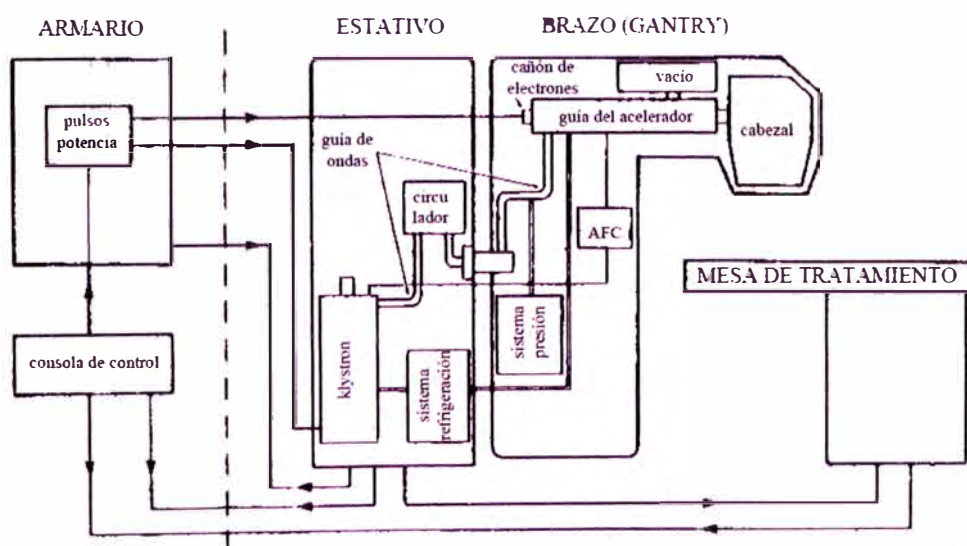


FIG. A.1. Componentes básicos de un acelerador lineal [53].

ANEXO B: Enfermedades tratadas con radiocirugía

Las enfermedades más comunes tratadas con radiocirugía son:

B.1. Malformaciones arteriovenosas (MAV)

Una MAV es una patología congénita (el paciente nace con ella), que consiste en un nido conformado por arterias y venas anormales conectadas entre sí directamente sin la interposición de capilares, originando que tejido cerebral circundante no reciba nutrición.

Las MAV se pueden encontrar en cualquier parte del sistema nervioso central con una frecuencia proporcional al volumen del tejido cerebral presente. Entre el 70-93% son supratentoriales y generalmente deriva de la irrigación arterial de cerebral media aunque en menos frecuencia por arteria comunicante anterior y posterior. Las localizaciones más frecuentes pueden apreciarse en la Tabla B.1.

TABLA B.1: Localizaciones más frecuentes de las MAV intracraneales [54].

Hemisféricas	Parietal (27%)
	Frontal (22%)
	Temporal (18%)
	Occipital (5%)
Fosa posterior	Cerebelosas (5%)
	Tallo Cerebral (2%)
Intraventriculares (18%)	
Otras (3%)	

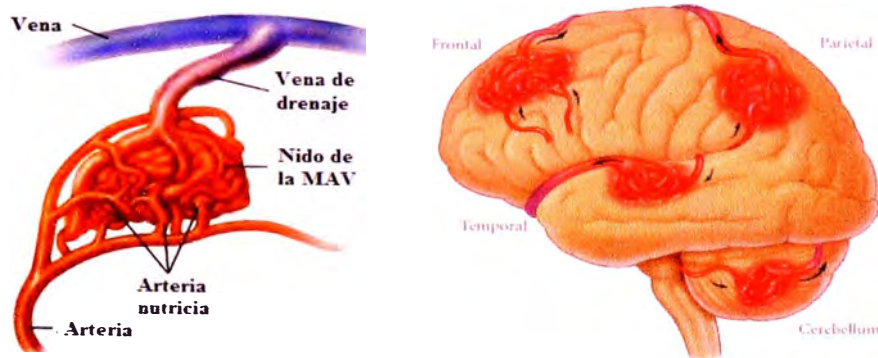


FIG. B.1. A la izquierda formación de una MAV y a la derecha localizaciones más comunes de una MAV [55].

B.2. Neurinoma del acústico

Los neurinomas del acústico (también conocidos como Schwannomas vestibulares) son tumores benignos originados de las células de Schwann pertenecientes a la porción vestibular del octavo par craneal (ver Fig. B.2). Pueden localizarse en el conducto auditivo interno y/o en el ángulo pontocerebeloso. Representan aproximadamente el 6% de todos los tumores intracraneales y son los más frecuentes a nivel del ángulo pontocerebeloso. Aunque la microcirugía sigue siendo el tratamiento de elección para los neurinomas del acústico, la radiocirugía es considerada como una alternativa válida en pacientes seleccionados (edad avanzada, comorbilidad asociada, pequeño tamaño, hipoacusia contralateral, entre otros). La *D* aplicada es de 12-13 Gy [56,57].

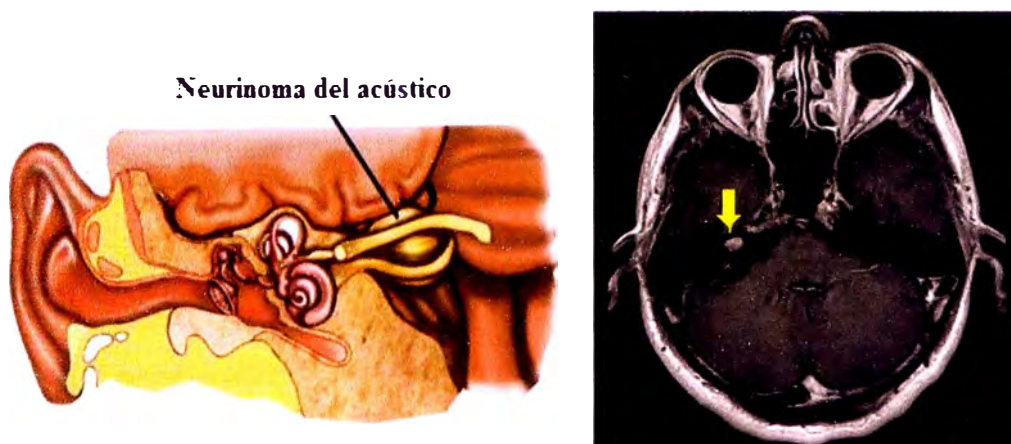


FIG. B.2. A la izquierda una imagen ilustrativa del neurinoma del acústico [58] y a la derecha una imagen de RM con contraste, que es la prueba diagnóstica de elección [59].

B.3. Adenomas de Hipófisis

La hipófisis es un órgano del tamaño de un fríjol ubicado en la línea media de la base del cerebro, justo detrás del puente nasal, en un nicho óseo llamado la “silla turca” (ver Fig. B.3). A veces, se llama a la hipófisis "glándula endocrina principal" porque elabora hormonas que afectan la función de muchas partes del cuerpo. También controla las hormonas que producen muchas otras glándulas del cuerpo. Los adenomas de la hipófisis son tumores benignos comunes que ocurren en un 10-15% de los tumores intracraneales. La mayoría de pacientes se presentan con efecto de masa, trastorno hormonal o déficit visual.

Evidentemente, la dosificación es importante para conseguir un control local aceptable. Entre 10-14 Gy, dependiendo de la D que recibirá el quiasma óptico, son suficientes en radiocirugía de D única para dicho control [60].

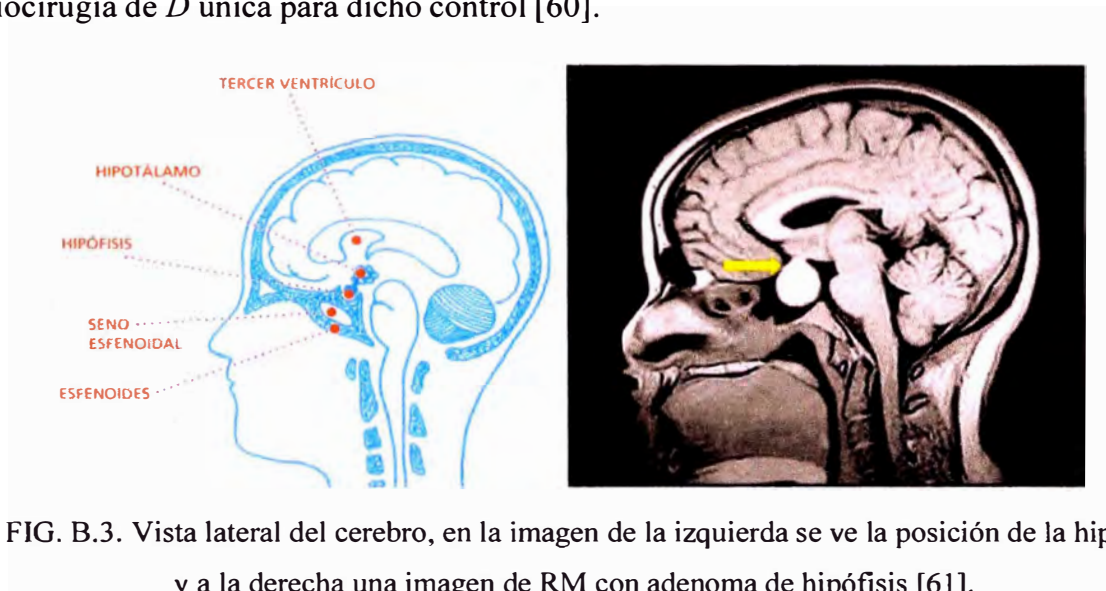


FIG. B.3. Vista lateral del cerebro, en la imagen de la izquierda se ve la posición de la hipófisis y a la derecha una imagen de RM con adenoma de hipófisis [61].

B.4. Meningioma

El meningioma tiene el segundo lugar en frecuencia entre los tumores intracraneales. Se trata del tumor intracraneal benigno más común, que corresponde a 13-26% de los tumores primarios intracraneales. Estos se originan en las meninges o capas que cubren el cerebro (ver Fig. B.4). La publicación “The role of radiosurgery in the management of WHO grade II and III intracranial meningiomas”, hace una revisión de estudios de tumores de meningiomas tratados en un rango de D de 14-21 Gy (dependiendo del volumen a tratar).

En ellos hay tumores con tamaños que oscilan entre 2.2 a 14.6 cm³, para un total de 647 pacientes [62, 63, 64].

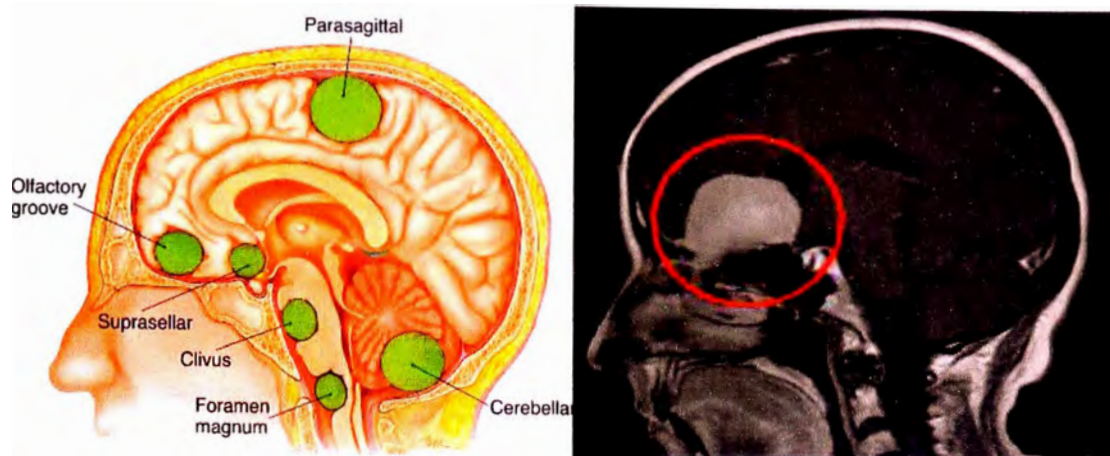


FIG. B.4. A la izquierda localizaciones más frecuentes de los meningiomas [65] y a la derecha vista de una RM del meningioma del surco olfatorio [66].

B.5. Metástasis cerebrales

La metástasis es el proceso por el cual células tumorales salen del tumor primario, y viajan a sitios distantes por el sistema circulatorio y establece un tumor secundario. En este caso las metástasis cerebrales son tumores que se desarrollan en el cerebro, pero que provienen de un tejido u órgano situado fuera de él. Actualmente las metástasis cerebrales son el tipo más común de tumores intracraneales y además representan la complicación más frecuente y el tumor intracraneal más común en adultos. Diversos estudios reflejan que aparecen en un 10-40% en los estadios avanzados [67].

Los tumores más frecuentemente asociados con metástasis cerebrales son el cáncer de pulmón, en especial el de células pequeñas, el cáncer de mama y el melanoma. Las metástasis meníngicas (durales o leptomeníngicas) ocurren en un 5-8% de los tumores sólidos. Por otro lado, las metástasis medulares ocurren en un 5-10% de las neoplasias sistémicas, siendo las más frecuentemente asociadas las de mama, pulmón y próstata. En la Tabla B.2 se muestran localizaciones de las metástasis cerebrales [67].

El pronóstico es pobre y raramente, una vez diagnosticadas las metástasis, la supervivencia es superior al año de vida aunque, gracias a las novedades en el diagnóstico y tratamiento, se está incrementando la supervivencia, y es en muchos casos el tumor

primario, y no la complicación metastásica, la causa de la muerte [67]. Existen cuatro grandes grupos de tratamientos:

- Cirugía: en general, se destina a pacientes con una única metástasis y buen estado general;
- Radioterapia holocraneal: para pacientes con múltiples metástasis, con pobre estado funcional o con tumor sistémico activo o incontrolado no candidatos a cirugía o radiocirugía;
- Radiocirugía estereotáxica: para pacientes con lesiones que tienen un tamaño reducido, forma esférica y con distintos márgenes radiográficos y patológicos. Se puede combinar con radioterapia holocraneal, con buenos resultados, sobre todo en las metástasis únicas;
- Quimioterapia: para pacientes con metástasis generales en los que las otras alternativas han fracasado.

TABLA B.2: Localizaciones de las metástasis cerebrales [67].

Localización
Supratentoriales 80 – 85% (unión corteza-sustancia blanca)
Fosa posterior 15%
Ganglios basales
Meninges (Meningitis carcinomatosa)
Plexo coroideo
Hipófisis
Pineal

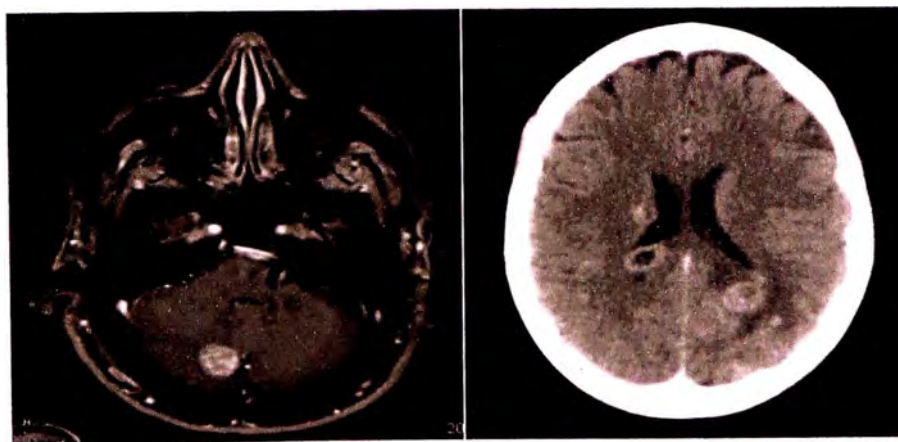



FIG. B.5. Metástasis única cerebelosa de cáncer de recto, obtenida con RM y a la derecha metástasis múltiples de cáncer de pulmón [67].

ANEXO C: Certificados de calibración


Los certificados de calibración de los instrumentos utilizados son:

C.1. Certificado de calibración de la CI PTW TN31003, serie 1969



**Accredited
Dosimetry
Calibration
Laboratory**

Ionization Chamber Calibration
Dose to Water
September 15, 2015 *Test Number T152292*



**ACCREDITED
CALIBRATION CERT #156601**

CHAMBER:
Mfr: PTW
Model: TN31003
Serial: 1969

SUBMITTED BY:
Tomografía Medica SAC

Santiago de Surco, Lima, Peru

ORIENTATION/CONDITIONS: **ATMOSPHERIC COMMUNICATION:** OPEN

Black line toward source
in 1 mm thick PMMA (acrylic) tube supplied by the ADCL.

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

POLARIZING POTENTIAL - 300 V (negative charge collected) **LEAKAGE:** $- 7 \times 10^{-15}$ A

CALIBRATION CONDITIONS	SCD (cm)	DOSE RATE	CALIBRATION COEFFICIENT	UNCERT. LOG
Co-60 in water 5 cm deep	100	0.65 Gy/min	$N_{D,w} = 9.611 \times 10^7$ Gy/C	1.3% W-69

Comments
Refer to Appendix A of this report for details on ionization chamber calibrations.
Note: The Calibration Coefficient has been corrected to 22 degrees C and 760 mm Hg.
Procedure: AAPM39. Temp.: 21 C; Press.: 757 mmHg; 50% RH.

Calibrated By: Juci Stabin
Title: Health Physicist, Ph.D.

Reviewed By: [Signature]
Title: DIRECTOR

Checked By: [Signature]

Prepared By: JS

Form C3

C.2. Certificado de calibración de electrómetro PTW UNIDOS Webline T10023, serie 000293

NACHWEIS DER KALIBRIERUNG *Certificate of Calibration*

Interne Ref. Nr. / Internal Ref. No. 1520328



PTW-Freiburg, Lörracher Str. 7, 79115 Freiburg, Germany ☎ +49-(0)761-49055-0 FAX +49-(0)761-49055-70 E-Mail info@ptw.de

Elektrometer / Electrometer : UNIDOS webline [REF] T10023 [SN] 000293

Hiermit wird bestätigt, dass das oben genannte Messsystem unter Beachtung eines Qualitätssicherungssystems nach **DIN EN ISO 9001:2008** kalibriert wurde.

Die für die Kalibrierung verwendeten Messeinrichtungen werden regelmäßig kalibriert und sind rückführbar auf die nationalen Normale der Physikalisch Technischen Bundesanstalt (PTB).

Das Gerät entspricht vollständig den Spezifikationen des Datenblatts und der Gebrauchsanweisung.

Das Gerät ist erfolgreich auf seine elektrische Sicherheit gemäß IEC 61010-1 und IEC 60601-1 geprüft worden.

Die für diesen Vorgang angefertigte Dokumentation kann bei Bedarf eingesehen werden.

Linearitätsabweichung im Messbereich $\leq \pm 0,25\%$

Wiederholbarkeit im Messbereich $\leq \pm 0,25\%$

Nullpunktwanderung $\leq \pm 1$ Count (bei 1 fA, 50 fA, 5 pA)

Abweichung der Kammerspannung vom Sollwert $\leq \pm 1$ V (bei 0 V $\leq \pm 0,5$ V)

Abweichung der Verhältnisse zweier Kammerspannungen $\leq \pm 2\%$

Elektrometer-Kalibrierfaktor $k_{\text{elec}} = 1,000 \pm 0,5\%$

We hereby confirm that the above mentioned measuring system was calibrated according to DIN EN ISO 9001:2008 under the observation of a certified quality assurance system.

The measuring installations used for calibration are regularly calibrated. The calibration of these systems is traceable to standards of the German National Laboratory (PTB).

The instrument fully complies with the specifications given in the data sheet and the user manual.

The instrument has been successfully checked for electrical safety acc. IEC 61010-1 und IEC 60601-1.

The documents established for this procedure are available for inspection on request.

Non-linearity in total measuring range $\leq \pm 0,25\%$

Repeatability in total measuring range $\leq \pm 0,25\%$

Zero drift $\leq \pm 1$ count (at 1 fA, 50 fA, 5 pA)

Deviation of nominal bias voltage $\leq \pm 1$ V (at 0V $\leq \pm 0,5$ V)

Deviation of the relations between 2 bias voltages was $\leq \pm 2\%$

Electrometer Calibration Factor $k_{\text{elec}} = 1,000 \pm 0,5\%$

Freiburg, 27-Jan-2015

PTW-Freiburg
Physikalisch-Technische
Werkstätten Dr. Pychlau GmbH

(Unterschrift/Signature)

ANEXO D: Sistema de auditoría de calidad de radiocirugía MD Anderson

El objetivo de este sistema de auditoría de calidad es verificar la dosis y su distribución, así como la localización de la dosis relativa al blanco (tumor) simulado.

Este sistema cuenta con un *fantoma* de cabeza con dos insertos: un inserto de imagen que contiene una esfera de nylon suspendido en agua que simula un blanco y un inserto de dosimetría que contiene dos laminas ortogonales de película gafchromic que pasa a través del centro del blanco y dos TLDs dentro de 0.5 cm del centro del blanco, como se puede observar en la Fig. D.1) [68].

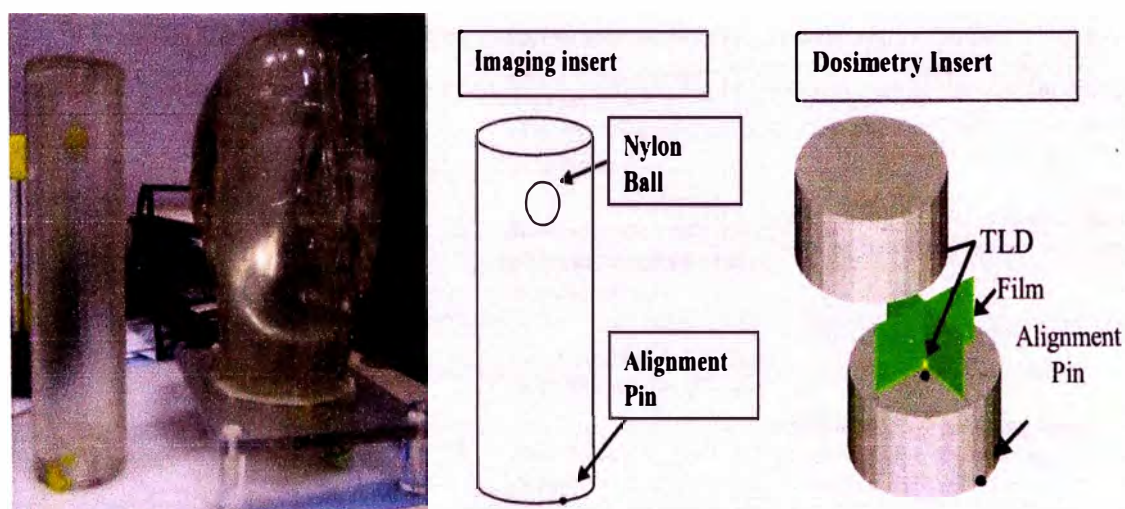


FIG. D.1. A la izquierda se puede observar el fantoma de cabeza. A la derecha esquema de los dos insertos del fantoma de cabeza [68].

El procedimiento para hacer efectivo este sistema de auditoría es el siguiente:

D.1. Imagen

Se llena el *fantoma* de cabeza con agua, tratando de minimizar el aire que pueda quedar atrapado en este. De igual manera llenar el inserto de imagen con agua y luego colocarlo en el interior del *fantoma*. Posteriormente se coloca el inmovilizador de cabeza, cuidando que

el blanco se encuentre aproximadamente entre las partes superiores de las orejas. Se puede realizar la adquisición de imágenes ya sea en TC o RM, o ambas y realizar una fusión de imágenes. En nuestro caso se hizo una adquisición de imágenes en TC.

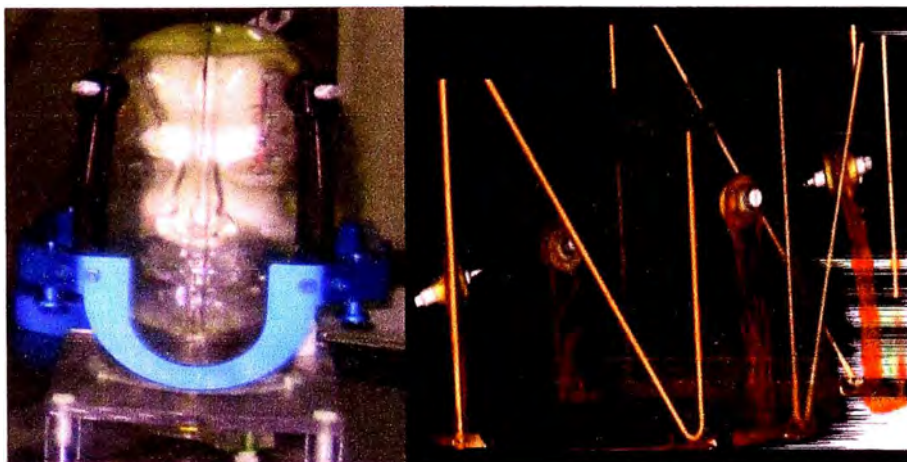


FIG. D.2. A la izquierda el fantoma con el inmovilizador de cabeza, y a la derecha la reconstrucción en 3D de imágenes tomográficas adquiridas al fantoma con el inserto de imagen.

D.2. Planificación

El centro de la esfera de nylon del inserto de imagen define el centro del volumen blanco. Se hace un plan de tratamiento que cubra el volumen blanco mientras que se protegen los otros tejidos. Para asegurar la óptima precisión de la evaluación de este sistema de auditoria, el MD Anderson da ciertas restricciones en la planificación del tratamiento [68], estas son:

- La máxima dosis a la película debería ser aproximadamente 30 Gy (100% línea de isodosis), con *linac* adaptado a radiocirugía se puede alcanzar cubriendo el blanco con 25 Gy (línea de prescripción de isodosis >85%);
- La dosis al TLD (en el centro del blanco) debería ser aproximadamente 30 Gy.

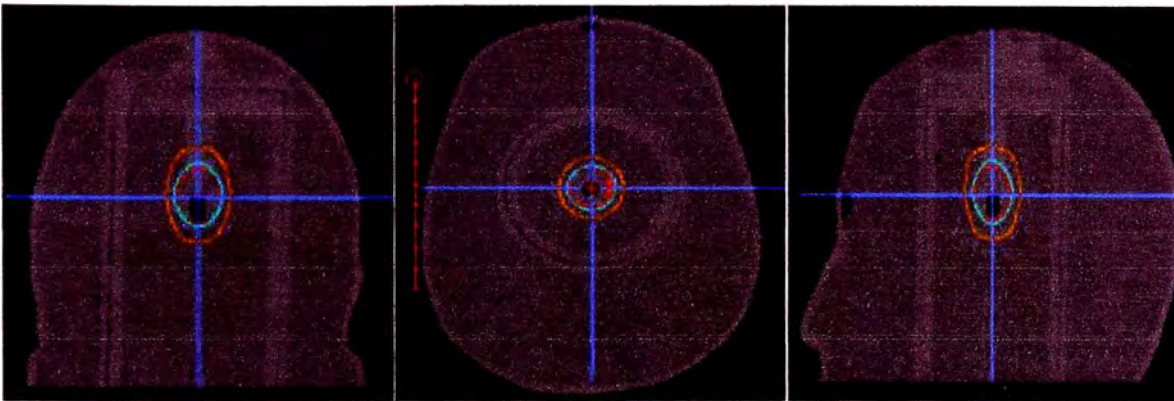


FIG. D.3. Vista coronal, axial y sagital de la planificación del fantoma con el SPT Simuplan.

D.3. Tratamiento

El MD Anderson recomienda tratar este *fantoma* como si fuese un paciente real. Para la realización del tratamiento se retira el inserto de imagen para seguidamente insertar el inserto de dosimetría, enganchando la lámina de seguridad. Por último se irradia el *fantoma* de acuerdo al plan realizado.

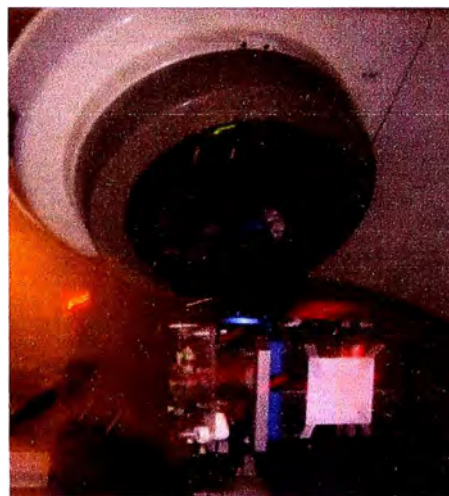
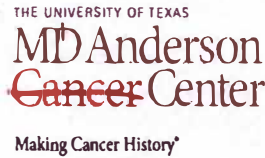


FIG. D.4. Tratamiento del fantoma MD Anderson.

Terminado el tratamiento, se remueve el inserto de dosimetría, posteriormente se llena una ficha de datos que viene con la caja de *fantoma* e insertos y es enviado al MD Anderson en la Universidad de Texas, para que posteriormente envíen un reporte. El reporte enviado incluye: la dosis en el centro del blanco (bola de nylon) medido por TLD y perfiles de dosis medidos por película (ver Fig. D.5). De acuerdo al informe, los valores obtenidos de la

planificación están dentro de los criterios establecidos por el MD Anderson Cancer Center, garantizando de esta manera que se está dando un tratamiento óptimo.



MD Anderson Dosimetry Lab
1515 Holcombe Blvd., Unit #607
Houston, Texas 77030
(713) 792-3233

**REVISED
REPORT OF STEREOTACTIC RADIOSURGERY
HEAD PHANTOM IRRADIATION**

Date of Report: July 2, 2014
Institution: Instituto de Radiocirugia del Peru SAC
Physicist: John Herrera / Davis Tolentino
Radiation Machine: Varian, Clinac 2100CD (1202)
Treatment Planning System: SimuPlan SimuPlan (3D/IMRT/Brachy)
Date of Irradiation: April 26, 2014

Description of procedure:

An anthropomorphic head phantom containing a 1.9 cm diameter spherical target was mounted in a head frame, imaged and irradiated with a single isocenter to a maximum dose of approximately 30 Gy. Two TLD capsules provided point dose information near the center of the target. Two orthogonal sheets of GAFChromic™ Dosimetry Media provided dose profiles along the principal axes of the phantom through the center of the target. The dose profiles allowed measurement of the diameter of the prescription isodose surface along the three principal axes in addition to an evaluation of the delivered dose distribution relative to the target location. The results are presented in summary below and the detailed report is attached. The dosimetric precision of the TLD is $\pm 3\%$, and the spatial precision of the film and densitometer system is ± 1 mm.

Summary of TLD and film results:

	Ratio	Criteria ^(a)
Dose to the center of the target (IROC-H/Institution)	1.00	0.95 – 1.05
Treated Volume ^(b)	1.14	0.75 – 1.25 ^(c)
Ratio of measured Treated Volume to Target Volume ^(d)	1.53	1.00 – 2.00
Min Dose to Target (Minimum Dose/Prescription Dose) ^(e)	1.00	> 0.90

- (a) Criteria are adapted from the RTOG QA guidelines. Int. J. Onc. Biol. Phys. 27, 1231-39, 1993
- (b) The treated volume is assumed to be an ellipsoid with diameters taken from the "Film Results" table
- (c) Average discrepancy of approximately 2 mm on each diameter.
- (d) The target is the 1.9 cm. sphere.
- (e) Minimum dose is taken from the 3 dose profiles.

TLD and Film Analysis by: Paola Alvarez and Trang Nguyen

Report Checked by:

David S. Followill, Ph.D.
Chief, Section of Outreach Physics

CARING INTEGRITY DISCOVERY
A Comprehensive Cancer Center Designated by the National Cancer Institute

FIG. D.5. Reporte de irradiación de fantoma de cabeza de radiocirugía estereotáctica.

The information provided to you in this report should be considered as a quality assurance peer review and should only be used as a supplement to your institution's own commissioning and quality assurance measurements. Changes should be made by your institution only after you have determined that changes are warranted. Changes should not be made on the basis of this report alone. Such changes, if necessary, should be deliberate, and with the full knowledge of all individuals concerned.

TLD Results:

Dose to TLD Capsules (cGy)		Institution Dose (cGy)		Average Ratio Measured/Institution
Upper	Lower	Upper	Lower	
2776	2753	2818	2723	1.00

Film Results:

Measured Along	Field Size (18.56 Gy)			Offset (18.56 Gy) *
	Measured (cm)	Institution (cm)	Measured - Institution	
Right/Left Profile (x)	2.0	2.0	0.0	0.0
Anterior/Posterior Profile (y)	2.1	2.0	0.1	0.1
Superior/Inferior Profile (z)	2.5	2.3	0.2	0.1

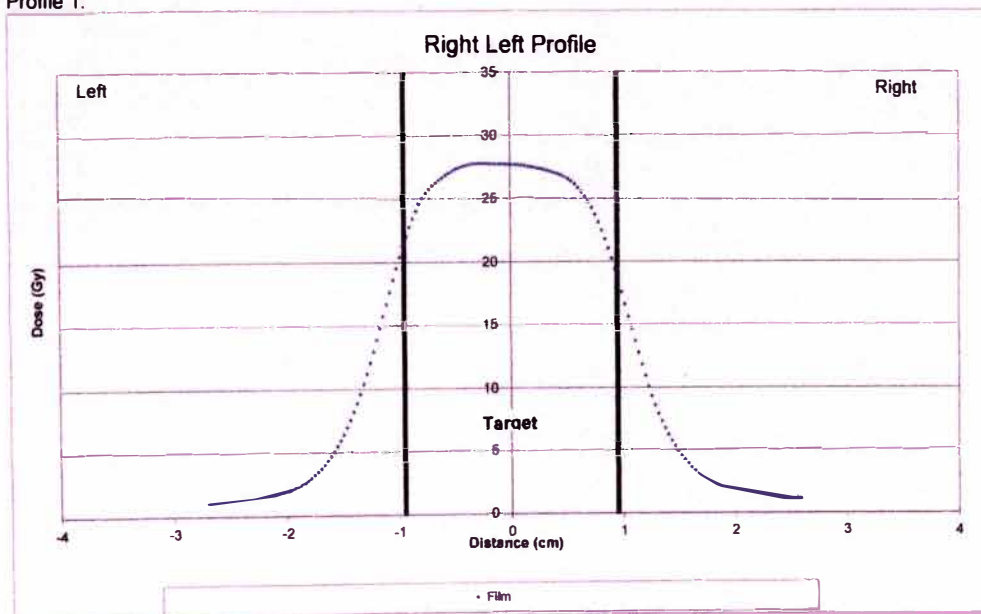
Treated Volume	5.50	4.82
----------------	------	------

* Offset is the distance between the center of the specified isodose line and the center of the physical target.

** Treated Volume = $(\pi \cdot x \cdot y \cdot z) / 6$

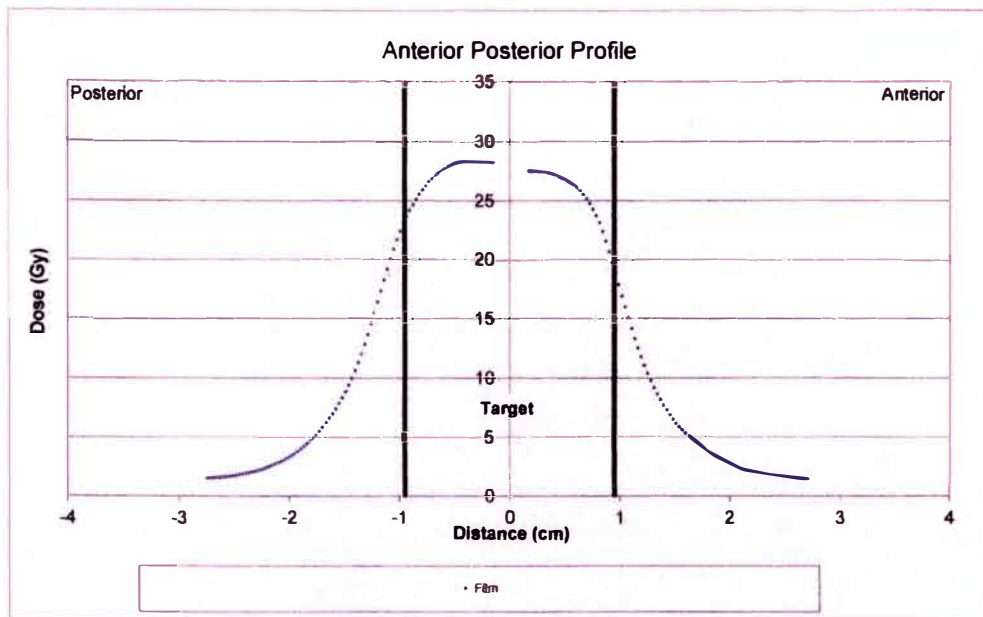
Measured profiles along principal axes through the isocenter:

Profile 1:



Instituto de Radiocirugia del Peru SAC

Profile 2:



Profile 3:

