



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DEL
ESTADO DE MÉXICO

HOSPITAL REGIONAL DE ALTA
ESPECIALIDAD DE IXTAPALUCA



FACULTAD DE MEDICINA

*Determinación de las funciones dosimétricas de
una fuente de ^{192}Ir y verificación de la distribución
de dosis en aplicadores ginecológicos*

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN FÍSICA MÉDICA

P R E S E N T A

Joaquín Ignacio Escobar Arias

Comité de Tutores: M. en C. Eleni Mitsoura
M. en C. Miguel Valle González
M. en C. Ariel Abigail Carrera Martínez



TOLUCA, ESTADO DE MÉXICO

2024

Este trabajo se llevó a cabo en la Unidad de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca, Ixtapaluca, Estado de México.

Agradecimientos institucionales

Agradezco al Consejo Nacional de Humanidades, Ciencia y Tecnologías (CONAHCYT) por la beca otorgada durante estos dos años para la realización de mis estudios de maestría, con número de asignación 1229025.

Asimismo, extiendo mi agradecimiento al Sistema Institucional de Becas de la UAEMex por la Beca de Escolaridad de Estudios Avanzados, otorgada al inicio de cada semestre a lo largo de mi maestría.

ÍNDICE

Agradecimientos institucionales	4
Agradecimientos personales.....	5
Resumen	8
Abstract	9
Abreviaturas	10
Índice de Figuras	11
Índice de Gráficas.....	14
Índice de Tablas	15
Capítulo 1. Introducción.....	17
Capítulo 2. Estado de arte.....	19
2.1. Antecedentes	19
2.2. Pregunta investigación	24
2.3. Hipótesis.....	25
2.4. Objetivos	25
2.4.1. Objetivo general	25
2.4.2. Objetivos específicos.....	25
Capítulo 3. Marco teórico.....	27
3.1. Cáncer de cuello uterino.....	27
3.1.1. Anatomía	27
3.1.1.1. Útero.....	27
3.1.1.2. Cuello uterino.....	27
3.1.1.3. Drenaje linfático del útero y del cérvix	28
3.1.2. Cáncer de cuello uterino.....	29
3.1.3. Epidemiología	30
3.1.4. Causas.....	30
3.1.5. Estadificación	31
3.2. Generalidades de la braquiterapia	33
3.2.1. Clasificaciones de la braquiterapia.....	33
3.2.1.1. Técnica de implantación.....	34
3.2.1.2. Técnica de carga.....	34
3.2.1.3. Tasa de dosis	35
3.2.2. Fuente de ¹⁹² Ir.....	35
3.2.3. Aplicadores ginecológicos	38

3.3. Algoritmos para el cálculo de dosis en braquiterapia	39
3.3.1. Algoritmo TG-43.....	42
3.4. Estructura de los sistemas de planeación de braquiterapia	50
Capítulo 4. Materiales y métodos.....	53
4.1. Primera parte: Determinación de las funciones dosimétricas de una fuente de ^{192}Ir	53
4.1.1. Determinación de la intensidad de kerma en aire, S_k	53
4.1.2. Determinación de la función geométrica, $G(r, \theta)$	55
4.1.3. Determinación de la constante de tasa de dosis, Λ , función de dosis radial, $g(r)$, y función de anisotropía, $F(r, \theta)$	56
4.1.3.1. Metodología 1. Placas de agua sólida RW3 y películas radiocrómicas	56
4.1.3.2. Metodología 2. Tanque de agua y cámara de ionización	69
4.1.3.3. Cálculo de la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía	75
4.2. Segunda parte: Verificación de la distribución de dosis alrededor de aplicadores ginecológicos.....	75
4.2.1. Diseño y fabricación de maniquí.....	76
4.2.2. Tomografía del maniquí	79
4.2.3. Planeación del tratamiento sobre el maniquí.....	79
4.2.4. Colocación de dosímetros en el maniquí e irradiación de estos.....	80
Capítulo 5. Resultados y discusión.....	84
5.2. Determinación de las funciones dosimétricas	84
5.2.1. Determinación de la intensidad de kerma en aire, S_k	84
5.2.2. Determinación de la función geométrica, $G(r, \theta)$	88
5.2.3. Determinación de la constante de tasa de dosis, función de dosis radial y función de anisotropía	90
5.2.3.1. Placas de agua sólida y películas radiocrómicas	90
5.2.3.2. Tanque de agua y cámara de ionización.....	101
5.2.3.3. Constante de tasa de dosis, Λ	104
5.2.3.4. Función de dosis radial, $g(r)$	105
5.2.3.5. Función de anisotropía, $F(r, \theta)$	108
5.3. Verificación de distribución de dosis en torno a aplicadores ginecológicos.....	114
Capítulo 6. Conclusiones y trabajo futuro.....	115
Capítulo 7. Referencias bibliográficas	117
Anexos.....	120

Resumen

En México se ha prestado poca atención a los servicios de braquiterapia en cuanto a controles de calidad de las fuentes radiactivas. En este trabajo se propusieron dos pruebas de verificación para la distribución de dosis de una fuente de braquiterapia de alta tasa de dosis, la primera consiste en determinar las funciones dosimétricas de una fuente radiactiva de acuerdo con el protocolo de la AAPM TG-43 mediante el uso de detectores de radiación y maniqués de uso común en los servicios de radioterapia; la segunda, consiste en la comprobación alrededor de aplicadores ginecológicos entre la dosis calculada por el sistema de planeación y la medida mediante detectores de radiación comunes y un maniquí de diseño y fabricación propia.

En la primera prueba, las funciones dosimétricas determinadas fueron: la intensidad de kerma en aire, la función geométrica, la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía, las cuales, se compararon con las registradas en el sistema de planeación y las reportadas en la literatura. Cuando se empleó un tanque de agua como maniquí y una cámara de ionización como detector de radiación, se obtuvo una desviación porcentual máxima de 2.15% para la constante de tasa de dosis, de 2.54% para la función de dosis radial y de 5.58% para la función de anisotropía con respecto a los valores del sistema de planeación. Cuando se utilizaron placas de agua sólida como maniquí y películas radiocrómicas como detectores, se obtuvo una desviación porcentual máxima de 5.9% para la constante de tasa de dosis, de 6.54% para función de dosis radial y de 8.11% para la función de anisotropía también en relación con los valores del sistema de planeación.

Por otro lado, en la segunda prueba, la dosis calculada por el sistema de planeación en el punto A de un aplicador Fletcher fue similar a la medida empleando el maniquí de fabricación propia, con una desviación de 1.37% cuando se utilizó una cámara de ionización y una desviación de 2.72% cuando se usó una película radiocrómica. Asimismo, la dosis calculada por el sistema de planeación a 1cm de distancia desde la superficie de un aplicador cilíndrico fue similar a la medida, con una desviación de 0.97% cuando se empleó con una cámara de ionización y una desviación de 2.11% cuando se utilizó una película radiocrómica.

Los resultados evidencian que ambas pruebas tienen el potencial de integrarse como parte de un programa de control de calidad para verificar la administración precisa de dosis en tratamientos de braquiterapia.

Abstract

In Mexico, little attention has been paid to brachytherapy services in terms of quality control of radioactive sources. In this work, two verification tests were proposed for the dose distribution of a high dose rate brachytherapy source. The first consists in determining the dosimetric functions of a radioactive source according to the AAPM TG-43 protocol, through the use of a water tank and an ionization chamber and also, by the use of solid water phantom and radiochromic films, which are phantoms and detectors commonly used for teletherapy services; the second consists of checking the dose calculated by the treatment planning against the dose measured by a simple and low-cost phantom around gynecological applicators, using the measurement detectors mentioned above.

The measured functions were air kerma intensity, geometric function, dose rate constant, radial dose function and anisotropy function, which were compared with those obtained by the planning system and those reported in the literature. The results showed good agreement. When the water tank and the ionization chamber were used, a maximum percentage deviation of 2.15% was obtained for the dose rate constant, 2.54% for the radial dose function and 5.58% for the anisotropy function with respect to the planning system values. When the solid water plate phantom and radiochromic films were used, a maximum percentage deviation of 5.9% was obtained for the dose rate constant, 6.54% for the radial dose function and 8.11% for the anisotropy function in relation to the planning system values.

Furthermore, the dose measured at point A of a Fletcher applicator was similar to that calculated by the planning system, with a deviation of 1.37% when measured with an ionization chamber and a deviation of 2.72% when measured with radiochromic film. The dose measured 1 cm away from the surface of a cylindrical applicator was also similar to that calculated by the planning system, with a deviation of 0.97% when measured with an ionization chamber and a deviation of 2.11% when measured with radiochromic film.

The results show that both tests have the potential to be integrated as part of a quality control program to verify accurate dose administration in brachytherapy treatments.

Abreviaturas

AAPM	American Association of Physicists in Medicine
Ir	Iridio
TG-43	Task Group No. 43
HDR	High Dose Rate
LINAC	Linear Accelerator
TLD	Thermoluminiscent Dosimeter
SSD	Source to Skin Distance
IARC	International Agency for Research on Cancer
NOD	Net Optical Density
PV	Pixel Value
TRS	Technical Reports Series
TPS	Treatment Planning System
HRAEI	Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca
PMMA	Polimetilmetacrilato
FIGO	Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia
TNM	Tumor Nódulo Metástasis
TECDOC	Technical Document
KERMA	Kinetic Energy Released per unit Mass

Índice de Figuras

Figura 2.1 Maniqués desarrollados por Meigooni et al. para medir las funciones dosimétricas con TLDs [7].	20
Figura 2.2 Maniquí utilizado por Dauffy et al. para medir las funciones dosimétricas con TLDs [8].	21
Figura 2.3 Maniquí utilizado por Sharma et al. para medir las funciones dosimétricas con películas radiocrómicas [11].	22
Figura 2.4 Maniquí empleado por Mishra et al. para medir las funciones dosimétricas con una cámara de ionización [12].	22
Figura 2.5 Maniquí desarrollado por Nazarnejad et al. para medir distribuciones de dosis alrededor de un aplicador ginecológico con películas radiocrómicas a) diseño b) maniquí construido c) película irradiada [1].	23
Figura 3.1 a) Posición anatómica del Útero b) Composición del Útero [13].	27
Figura 3.2 Vasos y nódulos linfáticos del cérvix y del cuerpo del Útero [15].	28
Figura 3.3 a) Tipos de células que existen en el cuerpo humano b) células que se encuentran en el cuello uterino [16].	30
Figura 3.4 Estadios del cáncer de cuello uterino de acuerdo con la clasificación FIGO Y TNM [19].	33
Figura 3.5 Diagrama de los dos diferentes esquemas de decaimiento del Ir-192. a) decaimiento beta negativo b) decaimiento por captura electrónica [24].	36
Figura 3.6 a) Diferentes modelos de fuentes de braquiterapia de ^{192}Ir y b) Fotografía que contrasta el tamaño de una fuente de ^{192}Ir [25].	37
Figura 3.7 Fuente de ^{192}Ir modelo GammaMed Plus HDR 0.9 mm, todas las dimensiones están en mm [26].	38
Figura 3.8 Aplicador tipo Fletcher a) aislado b) conectado a un equipo de carga remota.	39
Figura 3.9 Aplicador cilíndrico a) aislado b) conectado a un equipo de carga remota.	39
Figura 3.10 Sistema de coordenadas usado a) en el modelo de fuente puntual isotrópico b) en el modelo de Sievert [31].	41
Figura 3.11 Sistema de referencia usando en el modelo TG-43[4].	43

Figura 3.12 Fuente de Ir-192 y condiciones para la medición de K.....	44
Figura 3.13 Base de datos del Sistema de planeación BrachyVision en donde se muestran la información de las características geométricas y los valores de las funciones dosimétricas asociadas a la fuente de Ir-192 modelo GammaMed Plus HDR 0.9mm utilizadas para los cálculos de tasa de dosis.	52
Figura 4.1 Montaje experimental para la medición de la intensidad de kerma en aire.	54
Figura 4.2 Programación de las posiciones de permanencia de la fuente dentro del catéter intersticial para encontrar el punto de máxima respuesta.....	55
Figura 4.3 Procedimiento para la calibración de películas con una fuente de Ir-192.....	58
Figura 4.4 Procedimiento para la calibración de películas con un acelerador lineal.	59
Figura 4.5 Lugares de medición del valor medio de intensidad de pixeles en las películas irradiadas con a) un acelerador lineal y b) una fuente de ¹⁹² Ir.....	61
Figura 4.6 Procedimiento para irradiar las películas usadas para realizar las mediciones de interés para el cálculo de las funciones dosimétricas.....	64
Figura 4.7 Determinación del centro efectivo de la fuente en las películas experimentales irradiadas.	66
Figura 4.8 Sistema de coordenadas establecido sobre la película experimental irradiada.....	67
Figura 4.9 Diseño del dispositivo de posicionamiento para la fuente radioactiva a) barra que se fija en los bordes superiores del tanque de agua b) tubo segmentado con base plana, se muestran los diámetros y los espesores del tubo superior e inferior. Ø indica diámetro, todas las dimensiones están en cm.	70
Figura 4.10 Dispositivo de posicionamiento fabricado para la fuente radioactiva.	71
Figura 4.11 Montaje experimental para la determinación de las funciones dosimétricas con una cámara de ionización.	72
Figura 4.12 Sistema de coordenadas establecido sobre el arreglo fuente-cámara de ionización.....	73
Figura 4.13 Diseño de las piezas del maniquí, Ø indica diámetro, todas las medidas que se presentan están en cm.	77
Figura 4.14 Maniquí fabricado en este trabajo a) sus componentes b) posicionamiento vertical del maniquí c) Soporte de acrílico d) barra de acrílico.	78
Figura 4.15 Adquisición tomográfica del aplicador Fletcher montado sobre el maniquí fabricado.	79

Figura 4.16 Planes de tratamiento elaborados para a) un aplicador Fletcher con prescripción de dosis en el punto A (2 cm lateral al tándem y 2 cm lateral a los colpostados) y b) un aplicador cilíndrico con prescripción de dosis en el punto I (1 cm desde la superficie del aplicador).....	80
Figura 4.17 Colocación de cámara de ionización en el maniquí en los puntos de interés alrededor del aplicador a) Fletcher b) cilíndrico.....	81
Figura 4.18 Colocación de películas radiocrómicas en el maniquí en los puntos de interés alrededor del aplicador a) Fletcher b) cilíndrico.....	82
Figura 4.19 Verificación de la distribución de dosis alrededor de un aplicador Fletcher y uno cilíndrico a) usando cámara de ionización b) empleando películas radiocrómicas.....	83
Figura 5.1 Imágenes de las películas irradiadas en un rango de dosis de 0 a 30 Gy a) con un acelerador lineal y b) con una fuente de ¹⁹² Ir.....	91
Figura 5.2 Imagen de una película experimental irradiada con una fuente de Ir-192.....	98
Figura 5.3 Determinación del centro geométrico de la fuente en las películas experimentales irradiadas.	99
Figura 5.4 Sistema de coordenadas establecido sobre la película experimental irradiada.....	100
Figura 5.5 Sistema de coordenadas establecido sobre el arreglo fuente-cámara de ionización.....	102

Índice de Gráficas

Gráfica 5.1 Carga en función de la posición de la fuente dentro del catéter para la obtención del punto de máxima respuesta.	85
Gráfica 5.2 Curvas de calibración de las películas irradiadas con un acelerador lineal y una fuente de ^{192}Ir	97
Gráfica 5.3 Escaneo en la dirección y para determinar el centro de la fuente en el eje y.	102
Gráfica 5.4 Comparación de las funciones de dosis radiales obtenidas en el presente trabajo y los reportados en la literatura.	108
Gráfica 5.5 Función de anisotropía, $F(r,\theta)$ vs ángulo(θ) polar para varias distancias radiales, (a) (a) $r=3$ cm, (b) $r=4$, (c) $r=5$, (d) $r=6$ cm, (e) $r=8$ cm, (f) $r=10$ cm.....	112

Índice de Tablas

Tabla 3.1 Estadificación del cáncer cervicouterino de acuerdo con el sistema FIGO [21].	32
Tabla 4.1 Material empleado para medir la intensidad de kerma en aire.	53
Tabla 4.2 Material utilizado para medir la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía por medio de la metodología 1.	56
Tabla 4.3 Material utilizado para medir la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía por medio de la metodología 2.	69
Tabla 4.4 Material utilizado para medir distribuciones de dosis alrededor de aplicadores ginecológicos.	75
Tabla 5.1 Valores de carga obtenidos en las diferentes posiciones de la fuente dentro del catéter para la obtención del punto de máxima respuesta.	84
Tabla 5.2 Lecturas de carga obtenidas con una polaridad de +300V.	86
Tabla 5.3 Lecturas de carga obtenidas con una polaridad de +150V.	86
Tabla 5.4 Lecturas de carga obtenidas con una polaridad de -300V.	86
Tabla 5.5 Valores de la función geométrica calculadas para distancias radiales de 1 a 10 cm y a ángulos polares de 20 a 160°.	89
Tabla 5.6 Valores medio de intensidad de pixeles ($Vmpi$) y sus respectivas desviaciones estándar ($\sigma Vmpi$) obtenidos en las películas irradiadas con un Acelerador Lineal con dosis de 0 a 30 Gy.	91
Tabla 5.7 Valores medio de intensidad de pixeles ($Vmpi$) y sus respectivas desviaciones estándar ($\sigma Vmpi$) obtenidos en las películas irradiadas con una fuente de ^{192}Ir con dosis de 0 a 30Gy.	93
Tabla 5.8 Valor de intensidad de pixeles promedio (Vmp) y desviación estándar del promedio (σVmp) así como la densidad óptica neta (DO_{neta}) y su desviación estándar (σDO_{neta}) calculadas para cada dosis para las películas irradiadas con un acelerador lineal.	95
Tabla 5.9 Valor de intensidad de pixeles promedio (Vmp) y desviación estándar del promedio (σVmp) así como la densidad óptica neta (DO_{neta}) y su desviación estándar (σDO_{neta}) calculadas para cada dosis para las películas irradiadas con la fuente de ^{192}Ir .	95

Tabla 5.10 Tasas de dosis medidas con una película radiocrómica en diferentes puntos alrededor de una fuente de Ir-192.....	101
Tabla 5.11 Tasas de dosis medidas con una cámara de ionización en diferentes puntos alrededor de una fuente de Ir-192.....	103
Tabla 5.12 Constante de tasa de dosis (Λ) obtenida en este estudio, comparado con los trabajos reportados.	105
Tabla 5.13 Funciones de dosis radiales cargadas en el sistema de planeación.	107
Tabla 5.14 Funciones de dosis radiales obtenidas con la cámara de ionización.	107
Tabla 5.15 Funciones de dosis radiales obtenidas con una película radiocrómica.	107
Tabla 5.16 Desviación relativa porcentual entre los valores de la función de dosis radial del sistema de planeación y los obtenidos con la cámara de ionización.	108
Tabla 5.17 Desviación relativa porcentual entre los valores de la función de dosis radial del sistema de planeación y los obtenidos con las películas radiocrómicas.	108
Tabla 5.18 Funciones de anisotropía que se encuentran ingresadas en el sistema de planeación (El sistema de planeación no tiene registradas funciones de anisotropía en las distancias radiales de 7 y 9 cm).	109
Tabla 5.19 Funciones de anisotropía obtenidas con la cámara de ionización.	110
Tabla 5.20 Funciones de anisotropía obtenidas con una película radiocrómica.	111
Tabla 5.21 Desviación relativa porcentual entre los valores de las funciones de anisotropía del sistema de planeación y los obtenidos mediante: la cámara de ionización y las películas radiocrómicas.....	113
Tabla 5.22 Comparación entre los valores de dosis medidos en diferentes puntos alrededor de un flecher y uno cilindro.....	114

Capítulo 1. Introducción

La determinación precisa de la distribución de dosis alrededor de las fuentes de braquiterapia es un aspecto fundamental para garantizar la efectividad y seguridad en los tratamientos de pacientes oncológicos que utilizan esta modalidad. La braquiterapia es una técnica ampliamente utilizada en radioterapia, emplea fuentes radiactivas que se colocan cerca o dentro del tumor, permitiendo una alta concentración de dosis en el tejido blanco mientras se minimiza la exposición en los tejidos u órganos de riesgo circundantes. Dado sus ventajas terapéuticas, es crucial contar con herramientas que aseguren un control riguroso de la dosis administrada.

Con el fin de abordar esta necesidad, la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM) desarrolló un formalismo elaborado por el Grupo de Trabajo 43 (TG-43) para calcular las distribuciones de dosis basadas en cinco funciones dosimétricas: la intensidad de kerma en aire, la función geométrica, la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía. Este formalismo depende de mediciones precisas de dosis realizadas en un entorno controlado, utilizando maniqués equivalentes a agua que simulan el comportamiento de la radiación en el cuerpo humano [1].

Sin embargo, aunque el formalismo propuesto por la AAPM es ampliamente aceptado, su implementación completa en los centros de radioterapia enfrenta barreras. Uno de los principales obstáculos radica en los elevados costos asociados con la fabricación de maniqués especializados para realizar las mediciones [2]. Como resultado, la práctica clínica comúnmente se limita a medir solo la intensidad de kerma en aire, dejando sin verificación las demás funciones dosimétricas para una evaluación completa de la fuente de braquiterapia. Esto significa que la información valiosa proporcionada por las otras cuatro funciones tiende a pasarse por alto.

También es importante destacar que, a pesar de la importancia de estas funciones dosimétricas, existen muy pocos estudios comparativos que evalúen la medición de dichas funciones utilizando diferentes tipos de detectores de radiación. Esto genera desconocimiento acerca de qué detectores son los más adecuados para medir con precisión las funciones dosimétricas de las fuentes de braquiterapia.

Bajo este contexto, este trabajo busca superar dichas barreras mediante el uso de diferentes maniqués y detectores de radiación disponibles comúnmente en los servicios de braquiterapia para las mediciones de las funciones dosimétricas.

Por otro lado, en el ámbito clínico, otro desafío importante se presenta cuando se trata de verificar las distribuciones de dosis en escenarios complicados, como en el caso de los aplicadores ginecológicos, cuya geometría puede ser muy compleja. Los sistemas de planeación actuales calculan las dosis alrededor de estos aplicadores, pero la verificación experimental de dichas distribuciones puede resultar complicada debido a la dificultad de contar con un maniquí que se adapte a la geometría del aplicador y que sea capaz de incorporar dosímetros en los puntos de interés con los cuales se puedan realizar las mediciones. Algunos maniqués [1,2] se han desarrollado para este fin, sin embargo, suelen ser dispositivos complejos cuya fabricación es altamente especializada y que requiere conocimientos precisos sobre las dimensiones de cada aplicador en particular lo cual lo vuelve costoso y su utilidad queda restringida a modelos específicos de aplicadores. En otros casos[3], se han desarrollado maniqués más sencillos, pero estos solo permiten obtener mediciones de dosis en puntos muy específicos, limitando su flexibilidad y utilidad para mediciones más detalladas.

Dado este panorama, este proyecto busca abordar estas limitaciones mediante el diseño y fabricación de un maniquí universal, versátil, sencillo y de bajo costo para las verificaciones de dosis alrededor de aplicadores ginecológicos.

Capítulo 2. Estado de arte

2.1. Antecedentes

De acuerdo con el protocolo TG-43 [4], para obtener la mayoría de las funciones dosimétricas de una fuente de braquiterapia específica, es necesario colocar la fuente en el interior de un maniquí¹ equivalente a agua y realizar mediciones de dosis a su alrededor utilizando dosímetros, los cuales también deben incorporarse al maniquí.

Mientras que existe un considerable crecimiento de maniqués comercialmente disponibles para la verificación de las técnicas de radioterapia de haz externo, no se puede decir lo mismo para aplicaciones en braquiterapia, esto puede ser debido a la variedad de técnicas usadas dentro del campo de braquiterapia, haciendo difícil el diseño genérico de maniqués, o para un pequeño mercado comercial en braquiterapia en comparación con radioterapia de haz externo. Sin embargo, existen maniqués de diseño y elaboración casera para lograr objetivos específicos, creados por grupos clínicos y de investigación.

Cuando la finalidad es usar dosímetros termoluminiscentes (TLDs) para medir las funciones dosimétricas de alguna fuente de braquiterapia, en la mayoría de los artículos generalmente se reporta la construcción de dos maniqués de agua sólida² cuyos diseños están basados en el reporte de Meigooni *et al.* [7], un maniquí para determinar la constante de tasa de dosis y la función de dosis radial y otro para determinar la función de anisotropía.

Aunado a lo anterior, el diseño del primer maniquí (Figura 2.1a) consiste básicamente en varias placas de agua sólida (de 15 a 30) con dimensiones de 30x30x1cm³, la placa central es perforada con agujeros para alojar los TLDs. El patrón de las ubicaciones de los TLD es en forma de espiral relativa al centro de la fuente, esta configuración es para minimizar la interferencia de cualquier TLD interno con la dosis absorbida medida por los otros TLD externos (llamado efecto de sombra o efecto

¹ Dispositivo u objeto usado para probar la calidad de imagen, verificar la precisión geométrica de las posiciones de una fuente de radiación o medir dosis de radiación, comúnmente con propiedades similares a las del tejido humano [5].

² Material especial que imita las propiedades físicas del agua líquida en términos de densidad y capacidad de interacción con la radiación ionizante, pero en estado sólido[6].

entre TLDs). Las placas restantes son colocadas arriba y abajo de la placa central para proporcionar condiciones de dispersión completa. El segundo maniquí (Figura 2.1b) también consiste en varias placas de agua sólida, la placa central permite acomodar TLD en círculos concéntricos relativos al centro de la fuente. Las mediciones son realizadas a un radio a la vez a fin de eliminar el efecto sombra. Los agujeros vacíos son cubiertos con tapones de agua sólida.

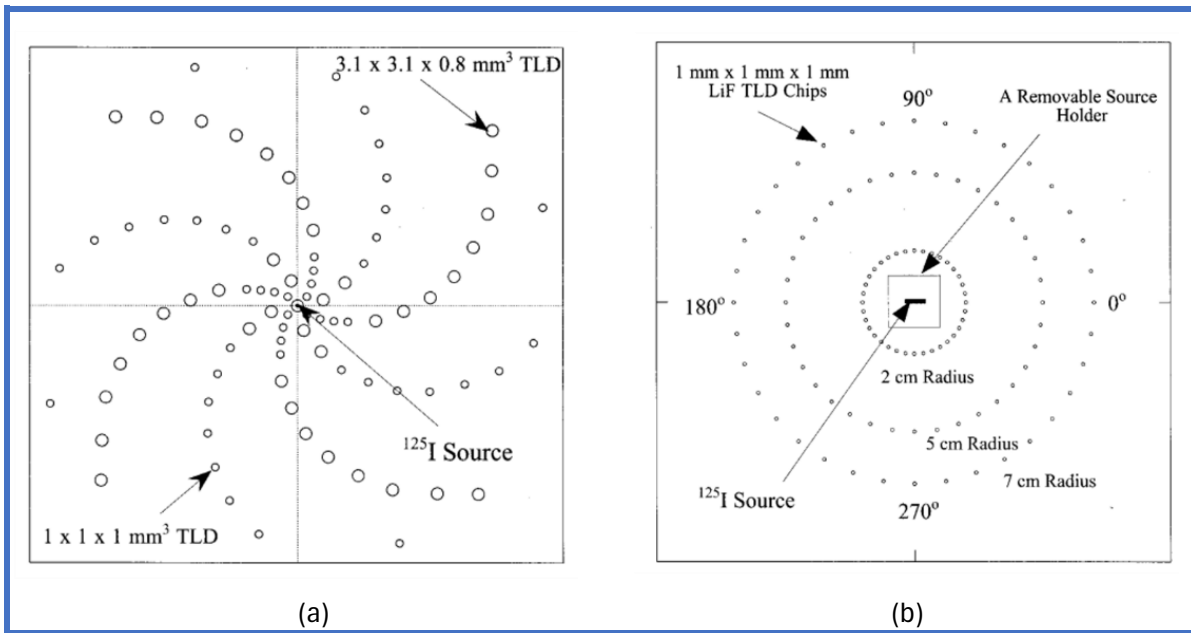


Figura 2.1 Maniqués desarrollados por Meigooni *et al.* para medir las funciones dosimétricas con TLDs [7].

Si bien el diseño propuesto por Meigooni *et al.* es el más usado hoy en día, existen otros como el de los trabajos de Dauffy *et al.* [8] y Nath *et al.* [9], quienes no disponen el arreglo de TLDs en un patrón de círculos concéntricos o en espiral sino en un patrón cuadrícula (Figura 2.2), en ambos reportes, la placa de agua sólida central es perforada formando una matriz de agujeros cuadrada, la fuente es colocada en uno de los agujeros ubicados en una de las esquinas, los TLDs son alojados en el patrón de L más próximo, los huecos que no contienen TLDs los llenan con agua destilada o con tapones de agua sólida para mantener un material uniforme entre la fuente y los detectores. Después de la exposición de esta línea L de TLDs, la fuente se almacena temporalmente mientras este conjunto de TLDs es reemplazado por otros TLDs que se colocan en la siguiente línea L de agujeros, un poco más lejana de la fuente. Se utiliza el mismo proceso para todas las mediciones. De esta manera, ninguno de los TLDs queda protegido de la fuente por otro TLD.

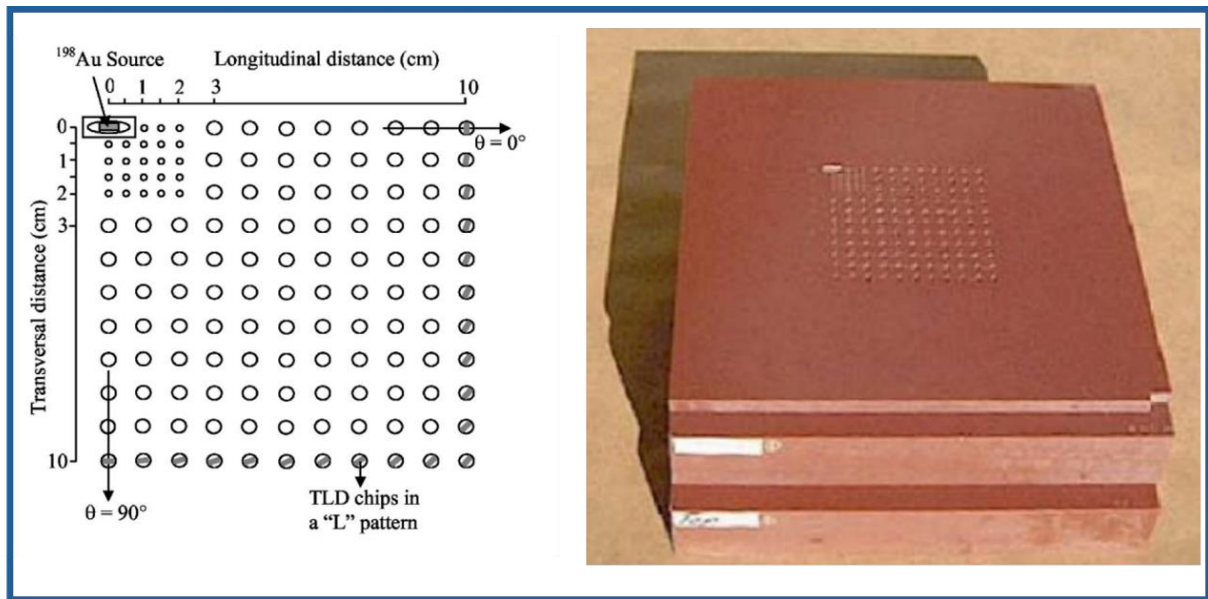


Figura 2.2 Maniquí utilizado por Dauffy *et al.* para medir las funciones dosimétricas con TLDs [8].

Ahora bien, después de los TLDs, las películas radiocrómicas son los dosímetros más usados para la medición de las funciones dosimétricas, también en este caso se han construido maniqués con diferentes diseños para incorporar estos dosímetros y hacer posible las mediciones, en el artículo de Ayoobian *et al.* [10] el maniquí consiste en 30 placas de agua sólida de $30 \times 30 \times 1 \text{ cm}^3$ (similar a las de los maniqués para TLDs descritos anteriormente). El arreglo comienza con 14 placas apiladas, encima se coloca una placa que se perforó para alojar la fuente en su centro, sobre esta se pone una placa sencilla, seguido de una película radiocrómica y finalmente 14 placas sencillas adicionales.

Otro arreglo es el de Sharma *et al.* [11], quienes fabricaron cinco cilindros circulares huecos de acrílico, cada uno de ellos con una altura determinada y diámetros distintos para colocar la fuente y el detector en un maniquí de agua.

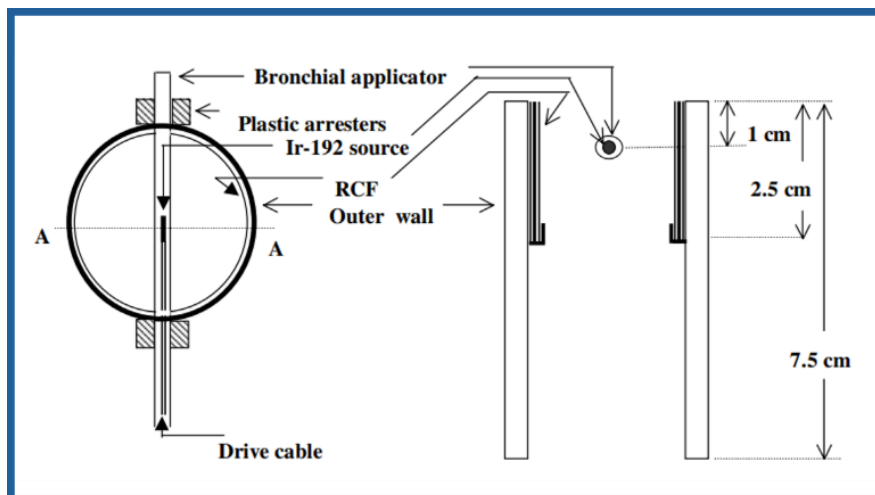


Figura 2.3 Maniquí utilizado por Sharma *et al.* para medir las funciones dosimétricas con películas radiocrómicas [11].

Por otro lado, el uso de cámaras de ionización para la medición de las funciones dosimétricas de las fuentes es poco frecuente, uno de los pocos trabajos reportados es el de Mishra *et al.*[12], en este utilizan como maniquí un tanque de agua (Wellhofer Wasserphantom System WP 700) junto con el soporte que cuenta el equipo para sostener detectores, la cámara de ionización que usan es de la marca Shonka C552. En dicho trabajo sostienen un aplicador bronquial con dos tubos huecos de acero inoxidable soportados por un marco de madera y acrílico que está sujeto a las paredes del tanque de agua, la fuente la programaron para permanecer estacionada en el punto medio del espacio entre los tubos de acero y el detector lo mueven en distintas direcciones para las mediciones.

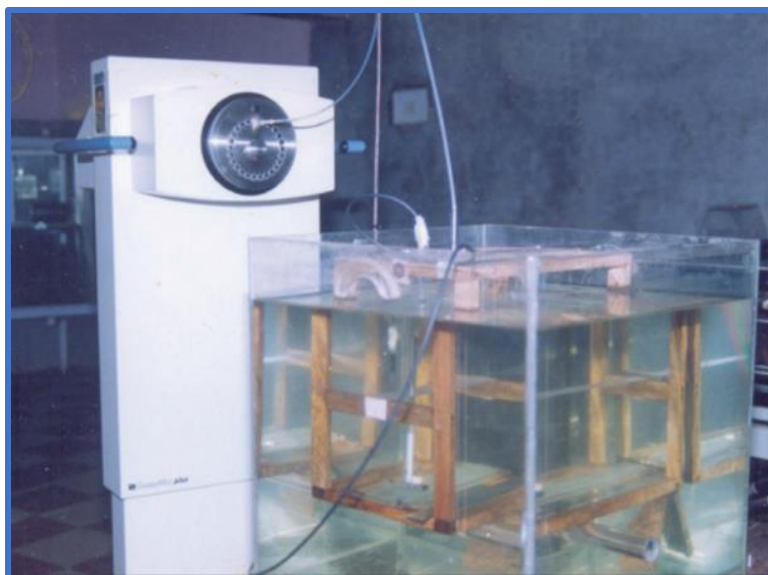


Figura 2.4 Maniquí empleado por Mishra *et al.* para medir las funciones dosimétricas con una cámara de ionización [12].

Los trabajos descritos anteriormente fueron planeados para medir distribuciones de dosis alrededor de fuentes aisladas para calcular las funciones dosimétricas, cuando la finalidad es medir las distribuciones de dosis de fuentes dentro de aplicadores para compararlas con las calculadas por el sistema de planeación, los maniqués reportados para estos propósitos son más escasos. En los trabajos de Nazarnejad [1] y Gholami *et al.* [2], los maniqués que construyeron (Figuras 2.5 y 2.6 respectivamente) están formados principalmente por un contenedor el cual representa la cavidad pélvica en donde se coloca un aplicador ginecológico y almacena múltiples láminas de acrílico de 2 mm de espesor. Cada una de esas laminas es gravada con láser de acuerdo con la geometría del aplicador en los diferentes niveles o alturas del aplicador, de esta manera se forma una cavidad hueca en donde se inserta el aplicador. Para la dosimetría utilizan películas radiográficas EDR2 y películas radiocrómicas GafChromic EBT respectivamente, dichas películas se colocan entre las láminas de acrílico. Cada película es recortada en varios tamaños de forma que encajen con la silueta de las láminas de acrílico en cada uno de los niveles del aplicador.

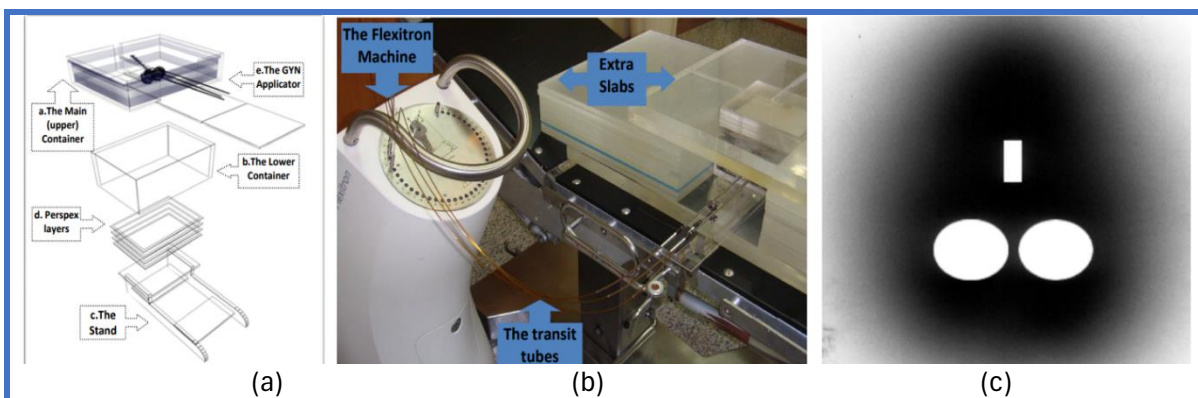


Figura 2.5 Maniquí desarrollado por Nazarnejad *et al.* para medir distribuciones de dosis alrededor de un aplicador ginecológico con películas radiocrómicas **a)** diseño **b)** maniquí construido **c)** película irradiada [1].

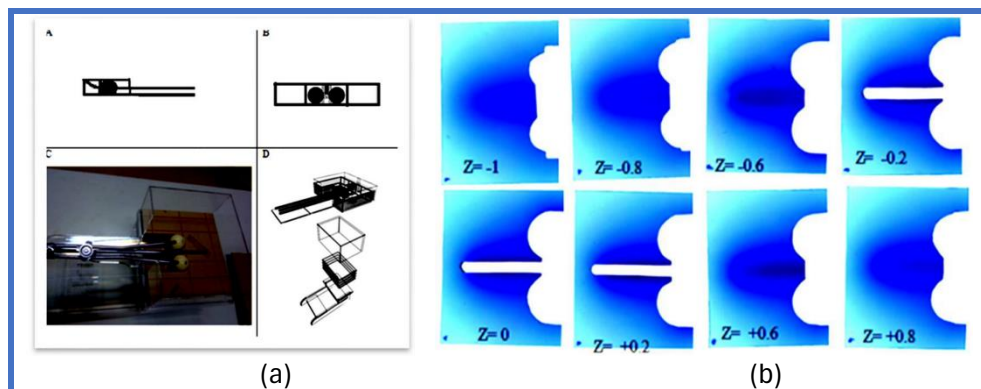


Figura 2.6 Maniquí desarrollado por Gholami *et al.* para medir distribuciones de dosis alrededor de un aplicador ginecológico con películas radiocrómicas **a)** diseño y construcción **b)** películas irradiadas [2].

Por otro lado, en el trabajo de Almeida *et al.* [3] se diseñó un maniquí antropomórfico transportable de polimetilmetacrilato (PMMA) lleno de agua para sostener un aplicador ginecológico con blindaje de tungsteno (Figura 2.7). El maniquí pélvico se modeló a partir de un maniquí femenino Alderson³. Los puntos que representan los órganos de interés (recto y vejiga) se determinaron a partir de tomografías computarizadas de un paciente de tamaño similar. Crearon tres ranuras diseñadas para colocar una cámara de ionización tipo Farmer de 0.6 cm³ en los puntos que representan la vejiga, el recto y el punto A, en la Figura 2.7 se indican con flechas las tres ranuras creadas en el maniquí.

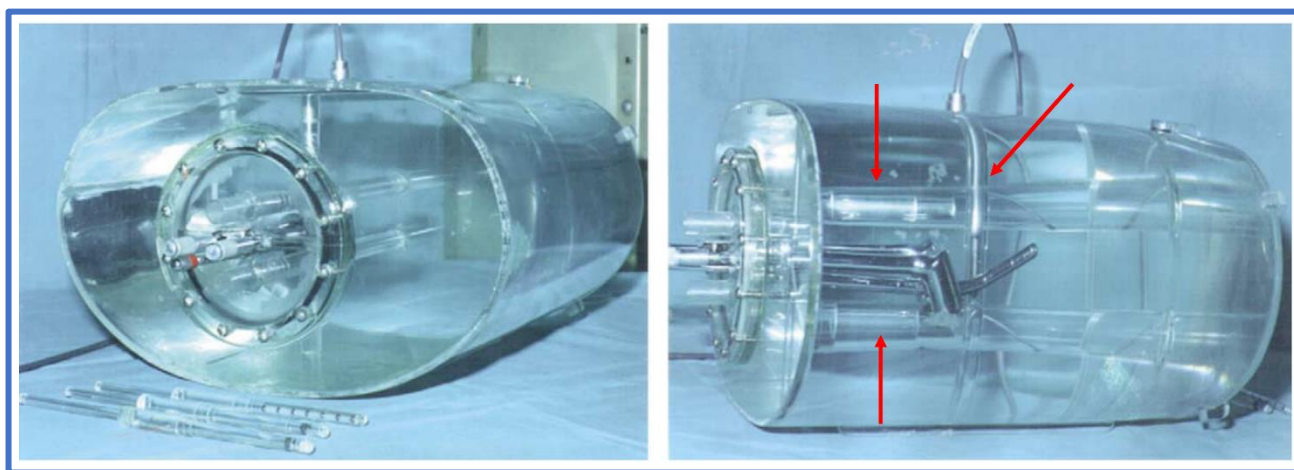


Figura 2.7 Maniquí desarrollado por Almeida et al. para medir dosis alrededor de un aplicador ginecológico con una cámara de ionización [3].

2.2. Pregunta investigación

¿Es posible medir las funciones dosimétricas de una fuente de braquiterapia a través de los distintos maniqués y dosímetros disponibles comúnmente en un servicio de radioterapia, y que forme parte de un programa de control de calidad? Adicionalmente, ¿Es factible diseñar y fabricar un maniquí con características universales y de bajo costo para ser utilizado en cualquier aplicador ginecológico, independientemente de su marca, para la verificación de las distribuciones de dosis calculadas por un sistema de planeación?

³ Maniquí que replica de manera realista la anatomía humana.

2.3. Hipótesis

Con la instrumentación que se cuenta en la unidad de radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca es posible medir las funciones dosimétricas de una fuente de braquiterapia de alta tasa de dosis de Ir-192. Así mismo, las funciones determinadas serán semejantes independientemente del dosímetro y del maniquí utilizado. Además, las mediciones obtenidas alrededor de aplicadores ginecológicos estarán en concordancia con los datos arrojados por el sistema de planeación.

2.4. Objetivos

Para el propósito de este trabajo se plantean los siguientes objetivos.

2.4.1. Objetivo general

Determinar las funciones dosimétricas de una fuente de ^{192}Ir modelo GammaMed Plus HDR 0.9 mm por medio de diferentes maniqués y tipos de detectores de radiación. Adicionalmente, desarrollar un maniquí que permita verificar experimentalmente la distribución de dosis calculada por el sistema de planeación alrededor de aplicadores ginecológicos.

2.4.2. Objetivos específicos

- Medir las funciones dosimétricas empleando un maniquí de placas de agua sólida y películas radiocrómicas EBT2.
- Diseñar y fabricar un dispositivo para posicionar la fuente radiactiva de manera que ésta no se moje al sumergirla en un tanque de agua.
- Medir las funciones dosimétricas empleando un tanque de agua, una cámara de ionización y el dispositivo de posicionamiento mencionado anteriormente.
- Comparar las funciones dosimétricas obtenidas experimentalmente con las películas radiocrómicas y la cámara de ionización.

- Comparar las funciones dosimétricas obtenidas experimentalmente con las reportadas en la literatura.
- Diseñar y fabricar un maniquí que pueda sumergirse en agua, que permita sujetar y mantener fijo un aplicador Fletcher y/o cilíndrico y a su vez permita colocar películas radiocrómicas y/o una cámara de ionización para medir dosis alrededor de dichos aplicadores.
- Verificar la dosis calculada por el sistema de planeación BrachyVision (10a versión) en varios puntos alrededor de un aplicador tipo Fletcher y cilíndrico, que incluya zonas en órganos de riesgo, a través del maniquí construido.

Capítulo 3. Marco teórico

3.1. Cáncer de cuello uterino

3.1.1. Anatomía

3.1.1.1. Útero

El útero es un órgano muscular hueco en forma de pera invertida ubicado en la zona de la pelvis, entre el recto y la vejiga, y forma un ángulo recto con la vagina (Figura 3.1a). Los dos tercios superiores del útero se llaman cuerpo, y el tercio inferior es conocido como cérvix o cuello uterino (Figura 3.1b) [13].

3.1.1.2. Cuello uterino

El cuello uterino es un pasillo largo con forma de cilindro, en él se pueden distinguir cuatro regiones definidas, el canal endocervical, el orificio interno, el orificio externo y el exocérnix (también llamado ectocérnix) [14]. El canal endocervical es la porción interior del cuello uterino, el orificio externo es la abertura del canal endocervical hacia la vagina, el orificio interno es la abertura del canal endocervical hacia el interior del cuerpo uterino y finalmente el exocérnix es la sección exterior de cuello uterino que esta más allá del orificio exterior y que sobresale hacia la vagina (Figura 3.1b).

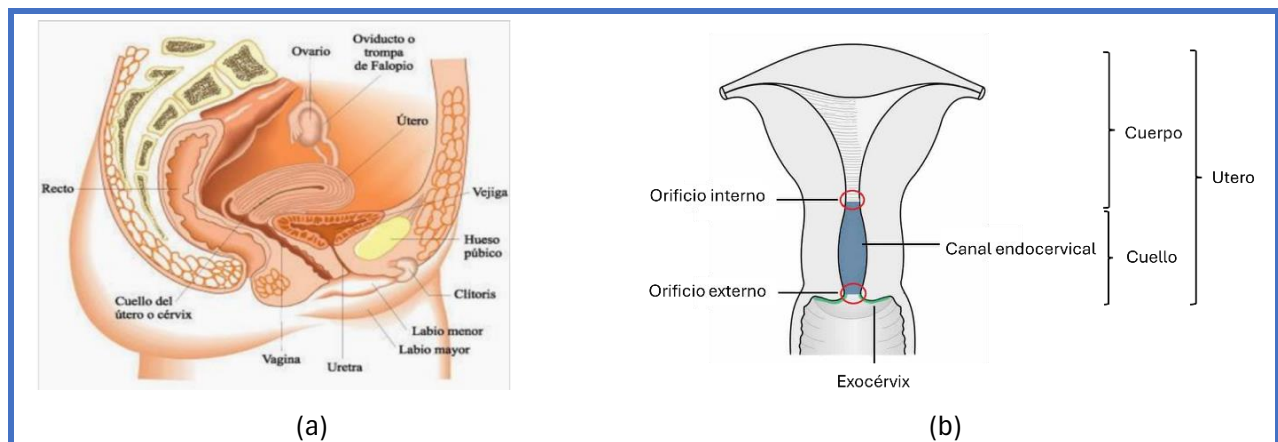


Figura 3.1 a) Posición anatómica del Útero b) Composición del Útero [13].

3.1.1.3. Drenaje linfático del útero y del cérvix

Los vasos linfáticos del útero drenan en muchas direcciones (ver Figura 3.2), viajando a lo largo de los vasos sanguíneos que lo irrigan y de los ligamentos que se insertan en él [15].

La mayor parte de los vasos linfáticos de la porción superior del cuerpo del útero fluyen hacia los nódulos linfáticos lumbares (aórticos), aunque algunos que provienen de las tubas uterinas se desplazan hacia los nódulos linfáticos inguinales superficiales.

Los vasos linfáticos de la mayor parte del cuerpo del útero y algunos del cuello uterino fluyen hacia los nódulos linfáticos ilíacos externos.

Los vasos del cuello del útero también fluyen junto con los vasos uterinos, por dentro de los ligamentos cervicales transversos hacia los nódulos linfáticos sacros.

El cáncer de cuello uterino suele afectar primero a los nódulos linfáticos pélvicos (nódulos linfáticos ilíacos externos, internos y sacros). Los sitios más comunes de metástasis distante del cáncer de cuello uterino son los pulmones y los nódulos linfáticos secundarios (aórticos) u otros. Con menor frecuencia, el cáncer de cuello uterino puede propagarse al hígado, los huesos y otros sitios.

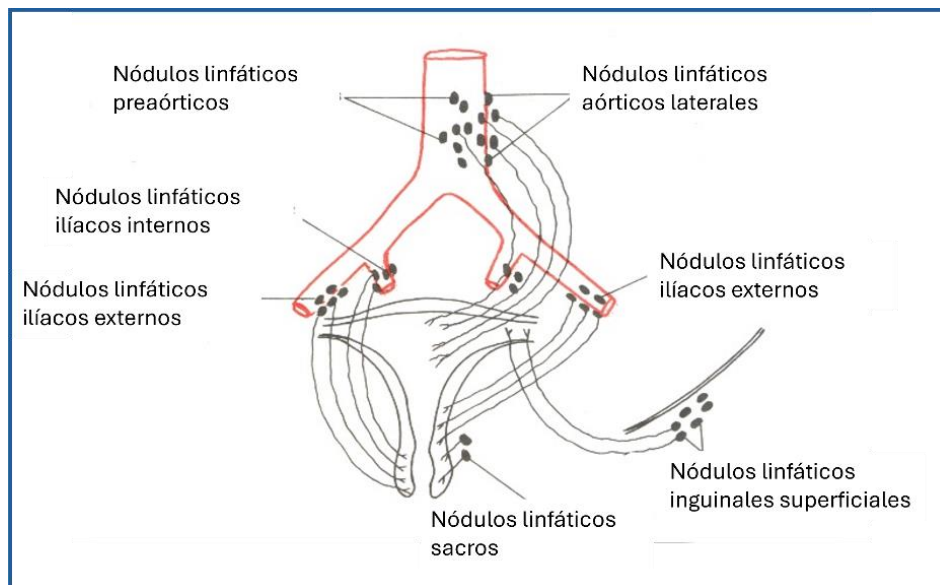


Figura 3.2 Vasos y nódulos linfáticos del cérvix y del cuerpo del Útero [15].

3.1.2. Cáncer de cuello uterino

En condiciones normales, las células se forman y se multiplican para formar células nuevas a medida que el cuerpo las necesita. Cuando las células envejecen o se dañan, mueren y las células nuevas las reemplazan. A veces el proceso no sigue este orden y las células anormales o células dañadas se forman y se multiplican cuando no deberían. Estas células pueden formar tumores, que son bultos de tejido. Los tumores pueden ser cancerosos (malignos) o no cancerosos (benignos). Los tumores cancerosos se diseminan o invaden los tejidos cercanos. También pueden viajar más lejos a otras partes del cuerpo en un proceso llamado metástasis. Si el crecimiento maligno primario de las células es en el cuello uterino se clasifica como cáncer de cuello uterino.

Ahora bien, las células que cubren la superficie de un cuerpo son conocidas como células epiteliales. Existen cuatro tipos distintos de células epiteliales en el cuerpo humano, células epiteliales escamosas, columnares, cuboidales y ciliadas (Figura 3.3a). La superficie del cuello uterino contiene dos de ellas, células epiteliales columnares y escamosas. Las células epiteliales columnares son altas y están empaquetadas en fila una al lado de la otra, mientras que las células escamosas están aplanadas, alargadas y apiladas una encima de otra. En cualquiera de estos dos tipos de células se puede originar el cáncer de cuello uterino [16], aunque la mayoría se producen en las células epiteliales escamosas (70-80%). Cabe mencionar que el exocérvix está cubierto por células epiteliales escamosas que es en donde surge el cáncer en mayor porcentaje y el canal endocervical está cubierto con células epiteliales columnares en donde se origina el cáncer en menor proporción. También cabe decir que casi todos los cánceres de cuello uterino se originan en zona de transición de las células escamosas del ectocérvix y las células columnares del endocérvix (Figura 3.3).

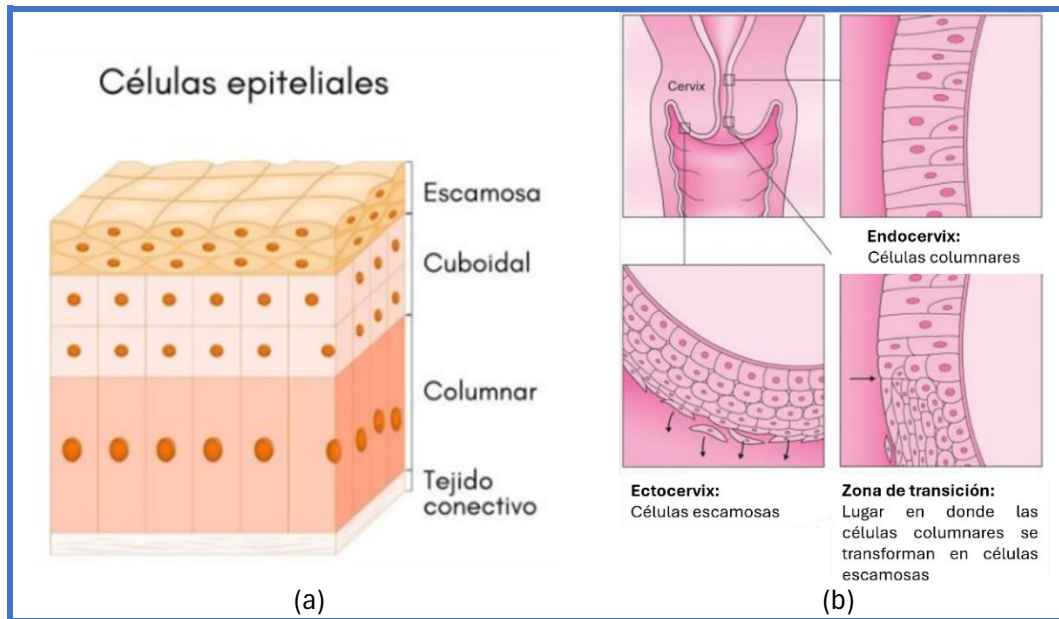


Figura 3.3 a) Tipos de células que existen en el cuerpo humano b) células que se encuentran en el cuello uterino [16].

3.1.3. Epidemiología

De acuerdo con la Agencia Internacional de Investigaciones sobre el Cáncer (IARC) [17], a nivel mundial el cáncer de cuello uterino es el cuarto cáncer más común entre las mujeres después del cáncer de mama, colorrectal y de pulmón, con un estimado de 604,127 nuevos casos (13.3% de cánceres en mujeres) y 341,831 muertes (7.3% de muertes por cáncer en mujeres) en el año 2020 y una prevalencia a 5 años de 1.5 millones de casos. En México, el cáncer de cuello uterino es el segundo cáncer más común entre las mujeres con un estimado de 9,439 nuevos casos (12.6%) y 4,335 muertes (5.7%) en el mismo año (2020).

3.1.4. Causas

Al igual que con otras formas de cáncer, existen varios factores de riesgo asociados con el desarrollo del cáncer de cuello uterino. Entre ellos se encuentran el tabaquismo, una dieta deficiente que carece de vitaminas y nutrientes específicos, un sistema inmunológico comprometido o antecedentes familiares con cáncer de cuello uterino. Sin embargo, hay un factor en particular que se relaciona fuertemente con el cáncer de cuello uterino, este factor es la infección por el virus del papiloma humano (VPH) [18]. Se estima que aproximadamente el 90% de los cánceres de cuello uterino están relacionados con la presencia de este virus.

3.1.5. Estadificación

El cáncer de cuello uterino invasivo se disemina por extensión directa al parametrio, la vagina, el útero y los órganos adyacentes, es decir, la vejiga y el recto. También se propaga a lo largo de los canales linfáticos a los ganglios linfáticos (ver sección 3.1.1.3.). La metástasis a distancia en pulmones, hígado y huesos por vía hematógena es un fenómeno tardío.

La estadificación se realiza por el uso de examen clínico (inspección, palpación, colposcopia), examen endoscópico (citoscopia y rectoscopia), exámenes radiológicos directos (pielografía intravenosa, radiografía de tórax), hallazgos de la biopsia del tumor (profundidad del tumor, tamaño, etc.), así como imágenes radiológicas avanzadas (Tomografía por Emisión de Positrones/Tomografía Computarizada y/o Imagen de Resonancia Magnética) y hallazgos quirúrgico-patológicos [19].

La clasificación Tumor Nódulos Metástasis (TNM) [20] es un sistema de estadificación general utilizado para una amplia variedad de tipos de cáncer, entre ellos el de cuello uterino. Describe el tamaño y la extensión del tumor primario (T), de T0 a T4, donde T0 indica que no hay evidencia de un tumor primario, y T4 indica un tumor de gran tamaño, indica si el cáncer se ha diseminado a los nódulos linfáticos cercanos (N), de N0 a N3, siendo N0 la ausencia de metástasis en los ganglios y N3 indicando una extensión significativa, y si se ha diseminado a partes distantes del cuerpo (M), M0 (sin metástasis) o M1 (con metástasis a distancia). Ahora bien, el sistema de estadificación de la Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia (FIGO) [21] es exclusivo para los tipos de cáncer ginecológicos, como el cáncer de cuello uterino, aunque es similar al TNM en muchos aspectos, tiene clasificaciones muy específicas para estos tipos de cáncer, por lo que es el más utilizado en el ámbito ginecológico (Tabla 3.1). En la Figura 3.4 se muestran esquemas de los diferentes estadios de acuerdo con la clasificación FIGO Y TNM.

Tabla 3.1 Estadificación del cáncer cervicouterino de acuerdo con el sistema FIGO [21].

Estadio	Descripción
I	El carcinoma está estrictamente confinado al cuello uterino.
IA	Carcinoma invasivo que puede diagnosticarse solo por microscopía, con una profundidad máxima de invasión ≤ 5 mm ^a .
IA1	Invasión estromal medida ≤ 3 mm de profundidad.
IA2	Invasión estromal medida >3 y ≤ 5 mm de profundidad.
IB	Carcinoma invasivo con invasión más profunda medida >5 mm (mayor que en estadio IA); lesión limitada al cuello uterino con tamaño medido por el diámetro máximo del tumor ^b .
IB1	Carcinoma invasivo >5 mm de profundidad de invasión estromal y ≤ 2 cm en su mayor dimensión.
IB2	Carcinoma invasivo >2 y ≤ 4 cm en su mayor dimensión.
IB3	Carcinoma invasivo > 4 cm en su mayor dimensión.
II	El carcinoma invade más allá del útero, pero no se ha extendido al tercio inferior de la vagina ni a la pared pélvica.
IIA	Compromiso limitado a los dos tercios superiores de la vagina sin compromiso parametrial.
IIA1	Carcinoma invasivo ≤ 4 cm en su mayor dimensión.
IIA2	Carcinoma invasivo > 4 cm en su mayor dimensión.
IIB	Con compromiso parametrial pero no hasta la pared pélvica.
III	El carcinoma afecta el tercio inferior de la vagina y/o se extiende a la pared pélvica y/o causa hidronefrosis o insuficiencia renal y/o afecta los ganglios linfáticos pélvicos y/o paraaórticos.
IIIA	El carcinoma involucra el tercio inferior de la vagina, sin extensión a la pared pélvica.
IIIB	Extensión a la pared pélvica y/o hidronefrosis o riñón no funcional (a menos que se sepa que se debe a otra causa).
IIIC	Compromiso de los ganglios linfáticos pélvicos y/o paraaórticos (incluidas las micrometástasis) ^c , independientemente del tamaño y la extensión del tumor (con anotaciones r y p) ^d .
IIIC1	Solo metástasis en ganglios linfáticos pélvicos.
IIIC2	Metástasis en ganglios linfáticos paraaórticos.
IV	El carcinoma se ha extendido más allá de la pelvis verdadera o ha afectado (probado por biopsia) la mucosa de la vejiga o el recto.
IVA	Propagación del crecimiento a los órganos pélvicos adyacentes.
IVB	Propagación a órganos distantes.

^a. Se pueden usar imágenes y patología, cuando estén disponibles, para complementar los hallazgos clínicos con respecto al tamaño y la extensión del tumor, en todas las etapas. Los hallazgos patológicos reemplazan los hallazgos clínicos y de imagen.

^b. La afectación de espacios vasculares/linfáticos no debe modificar la estadificación. Ya no se considera la extensión lateral de la lesión.

^c. Las células tumorales aisladas no cambian el estadio, pero se debe registrar su presencia.

^d. Adición de la notación de r (imágenes) y p (patología) para indicar los hallazgos que se utilizan para asignar el caso al Estadio IIIC. Por ejemplo, si las imágenes indican metástasis en los ganglios linfáticos pélvicos, la asignación de estadio sería Estadio IIIC1r; si se confirma por hallazgos patológicos, sería Estadio IIIC1p. Siempre se debe documentar el tipo de modalidad de imagen o técnica de patología utilizada. En caso de duda, se debe asignar la puesta en escena más baja.

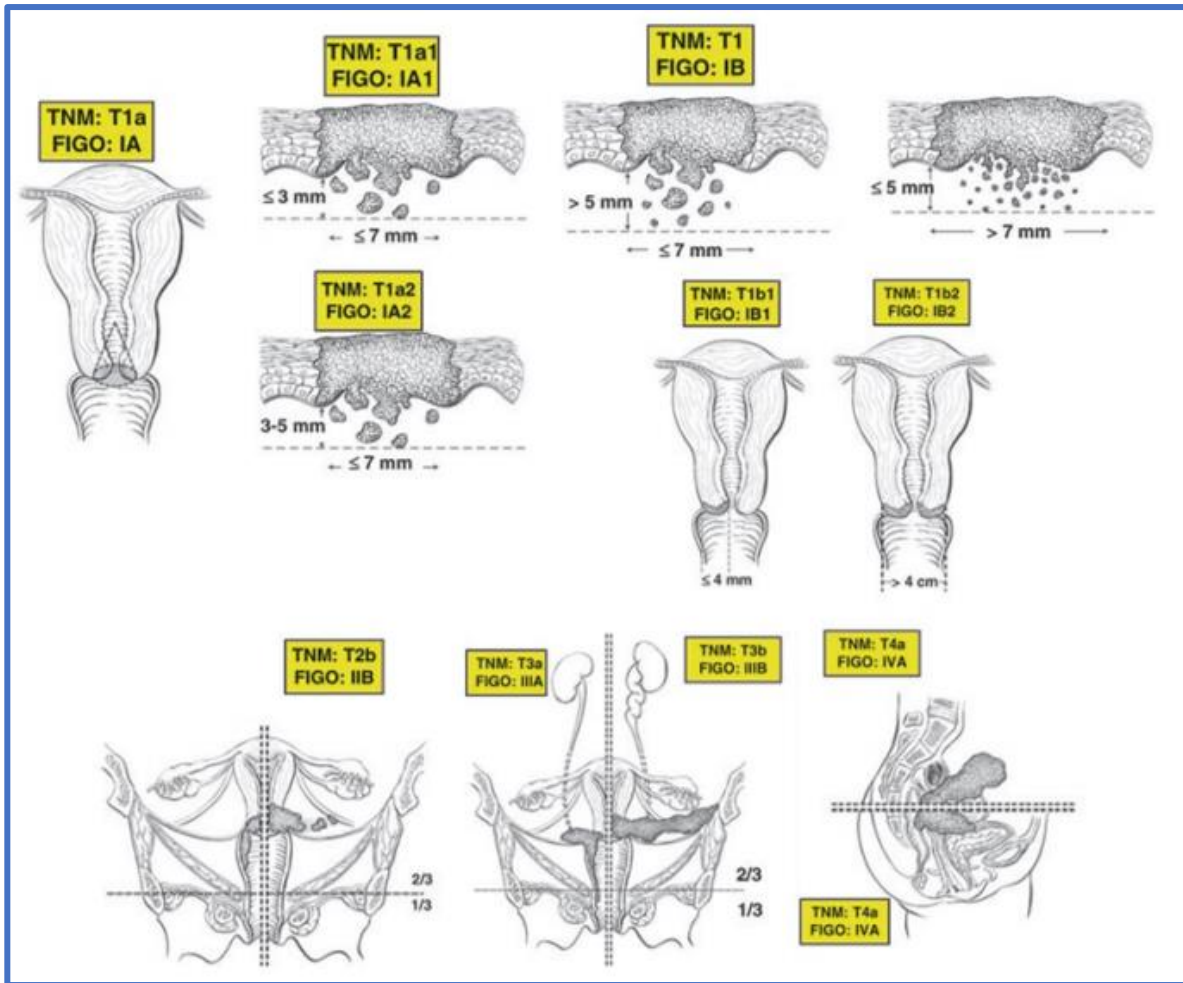


Figura 3.4 Estadios del cáncer de cuello uterino de acuerdo con la clasificación FIGO Y TNM [19].

3.2. Generalidades de la braquiterapia

La braquiterapia (del griego *brachys*, “cerca”) es una forma específica de radioterapia que consiste en colocar fuentes radiactivas encapsuladas dentro o cerca de la zona a tratar, ya sea directamente o por medio de guías [22].

3.2.1. Clasificaciones de la Braquiterapia

La Braquiterapia puede ser clasificada de acuerdo con diferentes características:

3.2.1.1. Técnica de implantación

La braquiterapia es clasificada de acuerdo con el lugar en donde se coloca la fuente radioactiva.

- **Intersticial:** la fuente es colocada directamente en el tejido a tratar (dentro del tumor). Algunos ejemplos en donde se usa esta técnica son en tratamientos de cáncer de próstata, cáncer de cabeza y cuello, carcinomas de tejidos blandos, entre otros.
- **Intracavitaria:** la fuente es colocada en una cavidad natural del cuerpo, la cual está cerca del tejido a tratar, por ejemplo, para tratamientos ginecológicos la fuente se coloca en la vagina o en la cavidad uterina.
- **Intraluminal:** la fuente es colocada en un lumen del cuerpo, es decir en el interior de una estructura tubular, tal como la tráquea y el esófago.
- **Superficial:** la fuente radiactiva se coloca sobre la superficie de la zona a tratar. Se utiliza en el tratamiento de lesiones cutáneas como cicatrices queloides o tumores cutáneos.

3.2.1.2. Técnica de carga

La braquiterapia es clasificada en función de la manera en cómo se coloca (carga) la fuente radioactiva.

- **Carga manual inmediata:** la fuente es colocada de forma manual en el tumor, con la única protección de unos guantes y un delantal plomado. Esta técnica era usada en los inicios de la braquiterapia, en donde se utilizaba $^{226}\text{Radio}(^{226}\text{Ra})$ como radioisótopo. La dosis de radiación recibida por el personal era muy elevada, motivo por el cual actualmente no se utiliza la carga manual inmediata.
- **Carga manual diferida:** En este modo de carga, primero se coloca en la zona que se va a tratar, una guía o contenedor llamado aplicador y posteriormente se introduce de forma manual la fuente radioactiva en dicho aplicador. Esta evolución de técnica permite reducir la dosis de radiación recibida por el personal, así como mejora la precisión del posicionamiento debido a que el personal puede tomar su tiempo en colocar el aplicador sin exponerse a la radiación.

- **Carga remota diferida:** De manera similar a la carga manual diferida, primero se coloca un aplicador en la región que se va a tratar y después se introduce la fuente radioactiva en el aplicador, pero de manera remota por medio de una maquina controlada electrónicamente. De esta forma se minimiza aún más la dosis recibida por el personal.

3.2.1.3. Tasa de dosis

La braquiterapia es clasificada de acuerdo con la tasa de dosis, es decir, que tan rápida es liberada la dosis al paciente. Los tratamientos administrados mediante baja tasa requieren una mayor duración para administrar una misma dosis que aquellos tratamientos administrados mediante alta tasa.

- **Baja tasa de dosis:** tasa de dosis entre 0.4 y 2 Gy por hora. Los tratamientos son administrados mediante fuentes radioactivas con baja actividad específica⁴. Esta tasa de dosis puede utilizarse para Braquiterapia permanente o temporal. Cuando se usa para braquiterapia temporal los tiempos de tratamiento comunes son de 3 a 5 días, requiriendo hospitalización para los pacientes.
- **Media tasa de dosis:** tasa de dosis entre 2 y 12 Gy por hora. Esta modalidad es poco utilizada debido a que la exposición es excesiva si se utiliza el modo de carga manual diferido, además con esta tasa de dosis aún se requiere hospitalización del paciente.
- **Alta tasa de dosis:** tasa de dosis superior a 12 Gy por hora. Si bien es la modalidad más novedosa, en México se realizan procedimientos con alta y baja tasa de dosis aproximadamente en la misma proporción. Se utilizan fuentes con una alta actividad específica, se usa el modo de carga remota diferida y la tasa de dosis permite que los tratamientos sean dados en pocos minutos por lo que son ambulatorios.

3.2.2. Fuente de ¹⁹²Ir

Propiedades físicas del ¹⁹²Ir

El ¹⁹²Ir tiene un periodo de semidesintegración de 73.83 días. Decae por emisión β^- en un 95 % de las veces (seis partículas β^- con una energía máxima de 675 keV y energía promedio de 180.7 keV) a estados excitados de Platino-192 (¹⁹²Pt) y por captura electrónica en el 5% de las veces restantes a

⁴ Concentración de actividad o relación entre la masa de un material radioactivo y su actividad. Numero de Bequerels (o Curies) por unidad de masa o volumen [23].

estados excitados de Osmio (^{192}Os), la desexcitación de dichos estados a estados base ocurre principalmente mediante la emisión de fotones γ , se emiten alrededor de 29 fotones γ (ver Figura 3.5) con una energía promedio de 372 keV [23].

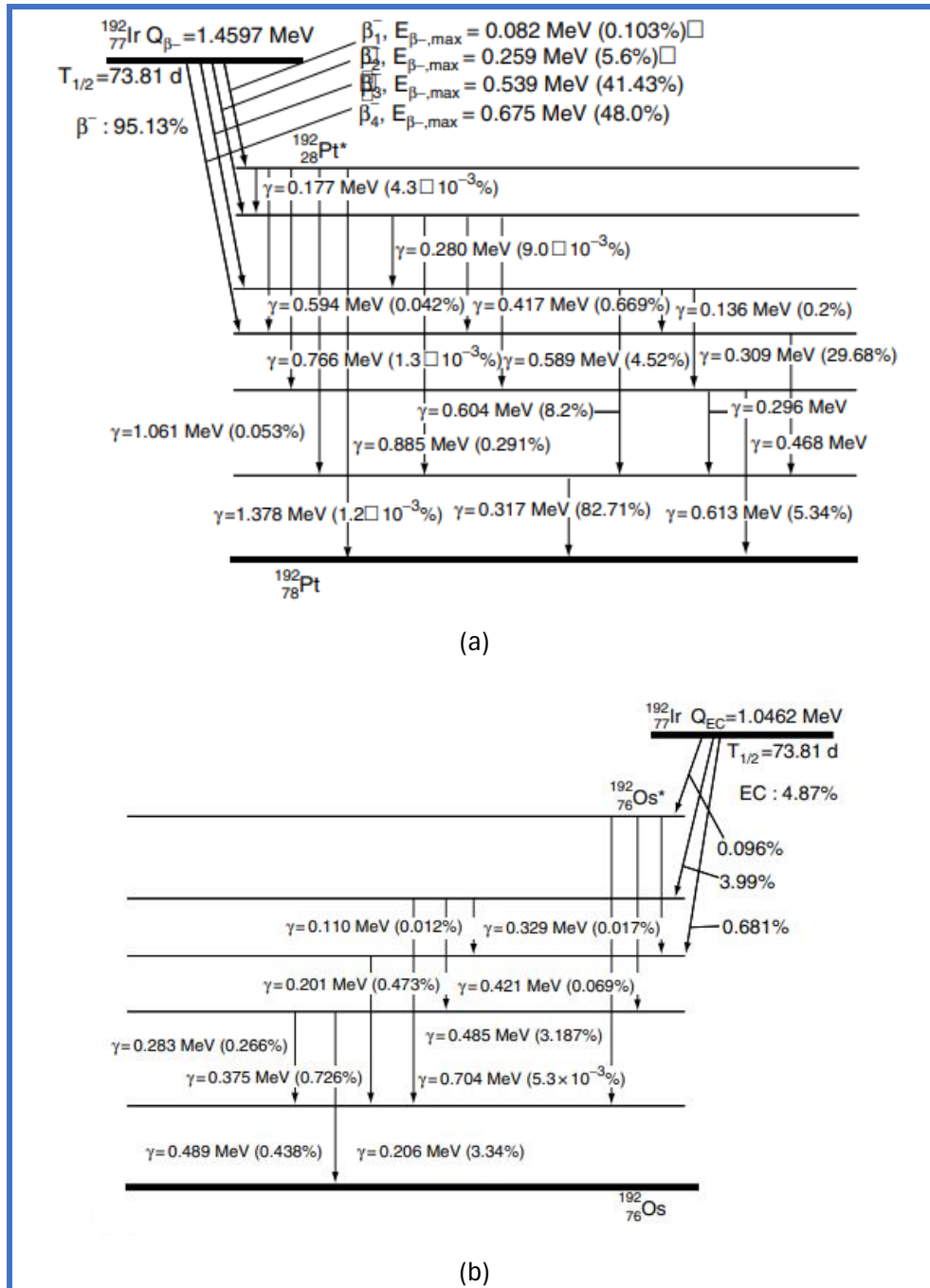


Figura 3.5 Diagrama de los dos diferentes esquemas de decaimiento del Ir-192. **a)** decaimiento beta negativo **b)** decaimiento por captura electrónica [24].

Producción y características de las fuentes de ^{192}Ir

El ^{192}Ir es producido en reactores nucleares bombardeando blancos de ^{191}Ir con neutrones, por medio de la reacción $^{191}\text{Ir} (n, \gamma)^{192}\text{Ir}$ [23]. El ^{191}Ir es el único isotopo estable del Ir, con una abundancia del 100%.

La fuente de ^{192}Ir consiste en un cilindro uniforme de ^{192}Ir de dimensiones que dependen de cada fabricante pero que en general entre los 0.3 y 0.6 mm de diámetro y los 3.5 y 10 mm de longitud (ver Figura 3.6) [24], dicho cilindro está encerrada en una capsula de acero inoxidable y esta capsula esta soldada con láser al extremo de un cable flexible, el cual puede ser controlado de forma remota por medio de una maquina dirigida por computadora (llamada equipo de carga diferida). La fuente cuando no está en uso se almacena en un contenedor blindado que se encuentra dentro de la misma máquina. En este trabajo se utilizó el modelo GammaMed Plus HDR 0.9 mm, este modelo de fuente consiste en un cilindro de ^{192}Ir de 3.5 mm de longitud y 0.6 mm de diámetro encerrado en una capsula de acero inoxidable de 0.9 mm de diámetro, la punta de la capsula tiene forma cónica (ver Figura 3.7) [25].

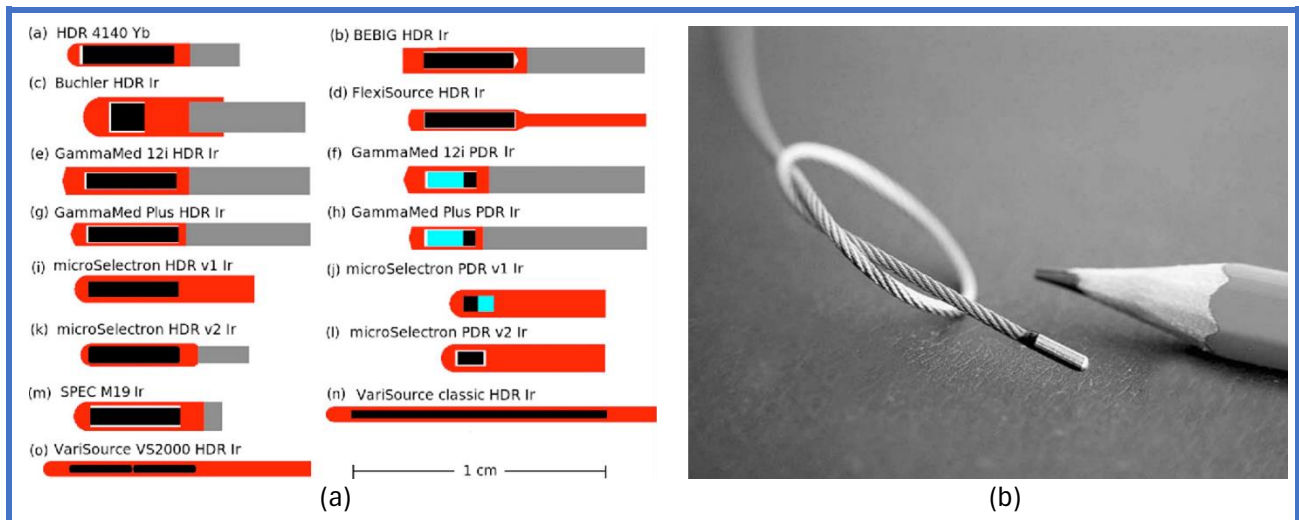


Figura 3.6 **a)** Diferentes modelos de fuentes de braquiterapia de ^{192}Ir y **b)** Fotografía que contrasta el tamaño de una fuente de ^{192}Ir [25].

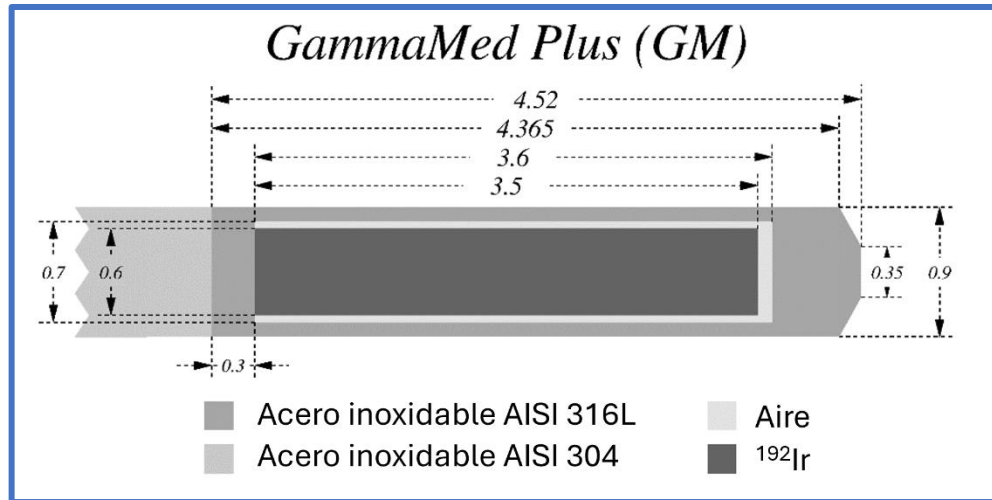


Figura 3.7 Fuente de ¹⁹²Ir modelo GammaMed Plus HDR 0.9 mm, todas las dimensiones están en mm [26].

3.2.3. Aplicadores ginecológicos

Por otro lado, además de las fuentes, una parte importante de los sistemas de braquiterapia de alta tasa de dosis son los aplicadores, los cuales funcionan como una guía para las fuentes y garantizan que estas se encuentren en la posición adecuada durante el tiempo que dure el tratamiento [26]. El aplicador se implanta en la zona que se va a tratar, y en un segundo tiempo, las fuentes viajan a través del aplicador para estar en su posición el tiempo necesario hasta alcanzar la dosis prescrita por el médico.

Algunos de los aplicadores más utilizados en braquiterapia de alta tasa de dosis son los de tipo Fletcher, estos aplicadores se utilizan para el tratamiento de tumores malignos ginecológicos del útero, del cuello uterino y de las paredes laterales de la pelvis.

El aplicador Fletcher consiste en un tándem y dos ovoides laterales (Figura 3.8). El tándem es un tubo delgado hueco con uno de sus extremos cerrado, este tubo se pasa a través del cuello uterino, hacia adentro del útero y está disponible en diferentes curvaturas que se usan según la anatomía del útero. Mientras tanto, los ovoides son tubos delgados huecos de forma cilíndrica, con un extremo cerrado, los cuales se colocan en la vagina presionando contra el cuello uterino [27].

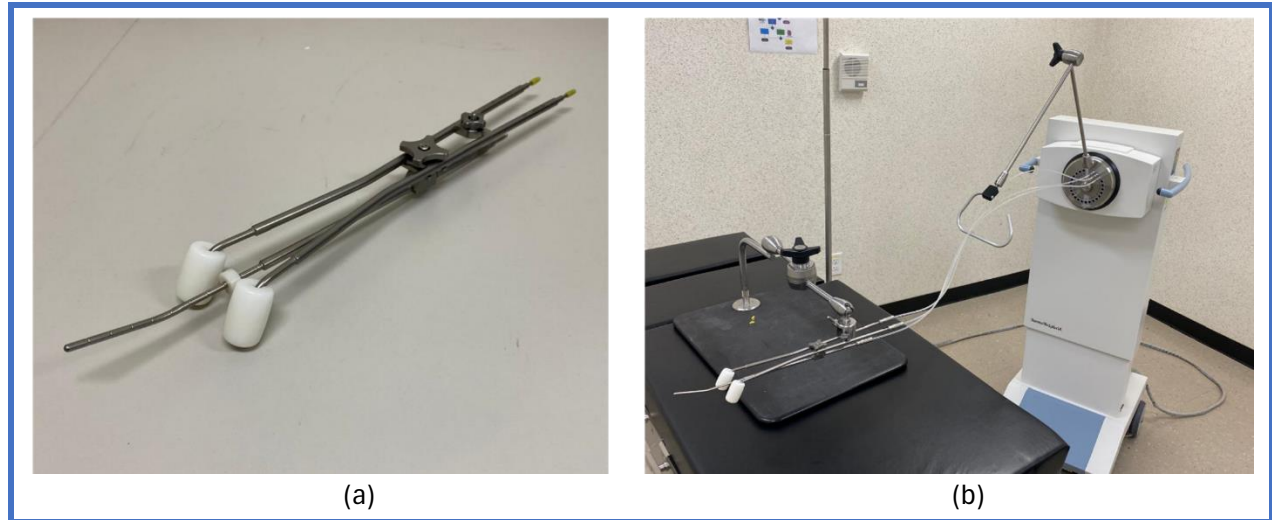


Figura 3.8 Aplicador tipo Fletcher **a)** aislado **b)** conectado a un equipo de carga remota.

Otro de los aplicadores más comúnmente utilizados en braquiterapia ginecológica son los cilíndricos vaginales, los cuales consisten en un cilindro con un catéter metálico o de plástico en su centro por donde pasa la fuente radioactiva (Figura 3.9). En ocasiones el aplicador cuenta con segmentos de tungsteno removibles que sirven como blindaje [28].

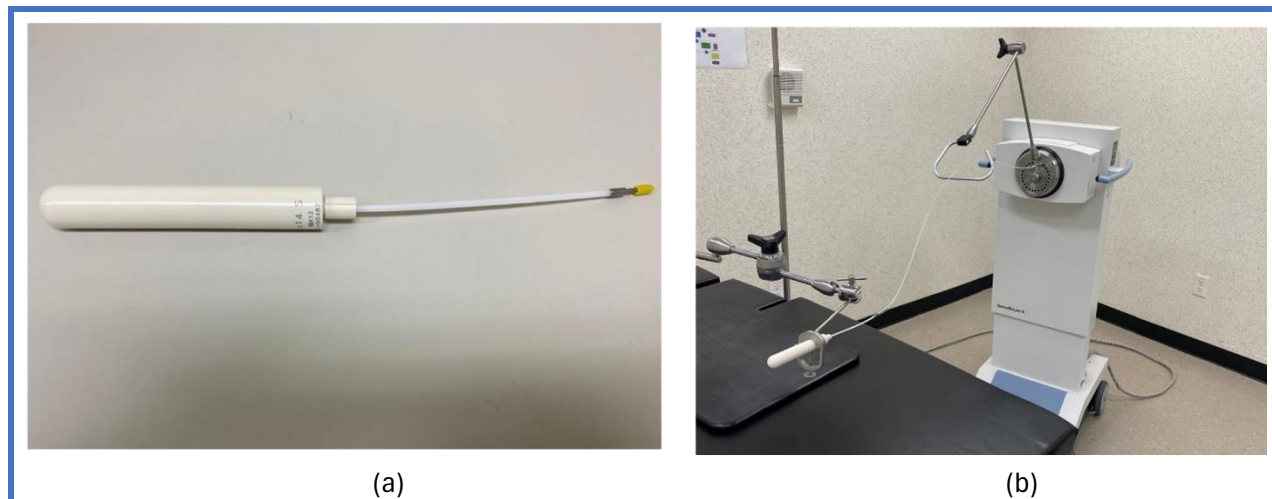


Figura 3.9 Aplicador cilíndrico **a)** aislado **b)** conectado a un equipo de carga remota.

3.3. Algoritmos para el cálculo de dosis en braquiterapia

A lo largo de la historia se han desarrollado diferentes modelos o algoritmos para el cálculo de dosis alrededor de fuentes de braquiterapia. Los primeros algoritmos que se desarrollaron para este

propósito fueron los analíticos [28], los cuales fueron construidos a partir de principios matemáticos y leyes físicas conocidas, es decir tuvieron una derivación teórica. Dos ejemplos de este tipo de algoritmos son el modelo de fuente puntual isotrópico (1900) y el modelo de sievert (1921). El formalismo matemático del primer y segundo modelo son las ecuaciones 3.1 y 3.2 respectivamente. En la Figura 3.10 se muestran los esquemas ilustrativos en los que se apoyan ambos modelos. Estos mostraron ser precisos en la administración de dosis para fuentes emisoras de fotones de altas energías, sin embargo, fallaban para radionúclidos con energías promedio debajo de la del ^{137}Cs , la cual es de 662 keV. Adicionalmente ambos métodos como se puede observar en su ecuación requieren la determinación del coeficiente de atenuación efectivo y los coeficientes de absorción de masa energía. Los dos parámetros son difíciles de medir o de calcular, especialmente para fuentes de un diseño complejo.

$$\dot{D}(r) = S_k \cdot \frac{(\mu_{en}/\rho)_{\text{aire}}^{\text{medio}}}{r^2} \cdot T(r) \quad [\text{Modelo de fuente puntual}] \quad (\text{Ec. 3.1})$$

Donde:

- S_k es la intensidad de kerma en aire, expresada en $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{h}$.
- $(\mu_{en}/\rho)_{\text{aire}}^{\text{medio}}$ es la razón entre los coeficientes de absorción de energía por unidad de masa del agua y del aire, es una cantidad adimensional. Corrige las diferencias en la transferencia de energía entre los dos medios.
- $T(r)$ es el factor de atenuación y acumulación, es una cantidad adimensional. Describe la competencia entre la atenuación de los fotones y la acumulación de los fotones dispersos.
- r es la distancia a un punto de interés desde una fuente puntual, expresada en cm.

$$\dot{D}(r, \theta) = \frac{S_k \cdot (\mu_{en}/\rho)_{\text{aire}}^{\text{medio}} \cdot e^{-\mu t}}{L \cdot r \cdot \cos\theta} \cdot \int_{\theta_2}^{\theta_1} e^{-\mu t \cdot \sec\theta} \cdot T(x \cdot \sec\theta) \cdot d\theta \quad [\text{Modelo de Sievert}] \quad (\text{Ec. 3.2})$$

Donde:

- L es la longitud axial del núcleo activo, llamada longitud activa, expresada en cm.
- μ es el coeficiente de atenuación efectivo, expresado en cm^{-1} . Modela la filtración oblicua asumiendo que la capsula reduce dosis por medio de atenuación exponencial.
- t es el espesor del encapsulado, expresado en cm.
- $(\mu_{en}/\rho)_{\text{aire}}^{\text{medio}}$ y $T(x \cdot \sec\theta)$ tienen el mismo significado que en la ecuación anterior.

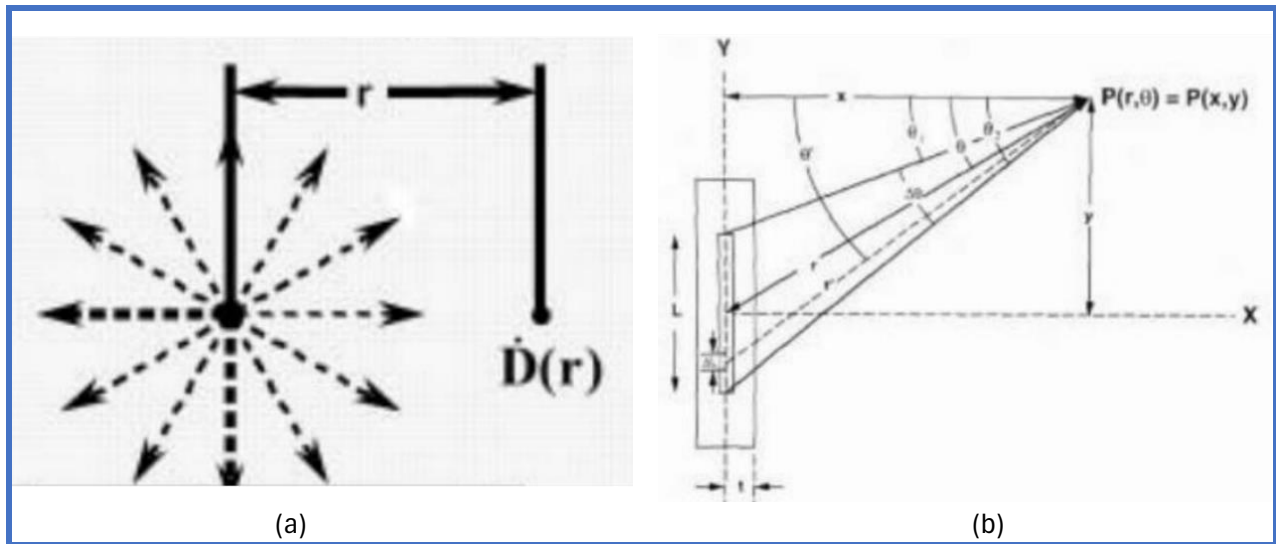


Figura 3.10 Sistema de coordenadas usado **a)** en el modelo de fuente puntual isotrópico **b)** en el modelo de Sievert [31].

Los modelos que se desarrollaron más tarde (a partir del año 1980) fueron los empíricos [28], los cuales se basaron en mediciones experimentales de dosis en torno a las fuentes de braquiterapia, estos no se apoyaron en fundamentos teóricos subyacentes. El grupo de trabajo 43 (TG 43) de la AAPM desarrollo uno de estos modelos empíricos (sección 3.2.6.1) en el año de 1995 (posteriormente actualizado en el año 2004), el cual se compone de varios parámetros llamados funciones dosimétricas. A diferencia de los modelos antiguos, los cuales no tomaban en cuenta las diferencias fuente a fuente en cuanto a la construcción interna y al diseño de la capsula, las funciones dosimétricas del algoritmo desarrollado por el grupo de trabajo 43 (algoritmo TG 43) dependen del diseño específico de cada fuente, lo cual incrementa la precisión de los cálculos.

Hoy en día el algoritmo TG-43 es el más aceptado y el que incorporan la mayoría de los sistemas de planeación de braquiterapia actuales [29]. El sistema de planeación BrachyVision 10ª versión, que es el que se encuentra en el HRAEI no es la excepción y utiliza dicho algoritmo.

De acuerdo con las especificaciones de este modelo, cada una de las funciones debe de ser obtenida a través de mediciones directas de dosis alrededor de una fuente de braquiterapia específica (a excepción de la función geométrica y la intensidad de kerma en aire) localizada en el centro de un volumen de agua homogéneo (en sustitución al cuerpo humano).

Aunque en los casos clínicos reales las fuentes de braquiterapia se localizan dentro del cuerpo de los pacientes los cuales poseen inhomogeneidades como los huesos y los músculos, los cálculos de dosis son bastante consistentes con la realidad a pesar de que la dosimetría es realizada en dicho medio uniforme, esto se debe a que otros factores como la ley del inverso al cuadrado dominan la caída de dosis con la distancia desde la fuente tal que las correcciones por heterogeneidades son un factor secundario (de menor peso) [23].

Nuevos algoritmos para cálculos de dosis en braquiterapia están siendo estudiados por diferentes grupos para tener en cuenta las heterogeneidades, así como la atenuación de los aplicadores y sus blindajes [30].

3.3.1. Algoritmo TG-43

La AAPM formo el grupo de trabajo No 43 para revisar las publicaciones de dosimetría de fuentes utilizadas en braquiterapia y recomendó un protocolo de dosimetría que incluye un algoritmo para el cálculo de tasa de dosis. El algoritmo TG-43 fue diseñado inicialmente para fuentes de baja tasa de dosis y posteriormente fue extendida a fuentes de alta tasa de dosis y de tasa de dosis pulsada.

El algoritmo TG-43 supone una fuente con simetría cilíndrica, sobre la que se define un sistema de coordenadas polares con origen en el centro de la fuente y origen de ángulos en el eje longitudinal de dicha fuente, como se muestra en la Figura 3.11. En el que se establece que la tasa de dosis absorbida en un punto, $\dot{D}(r, \theta)$, se debe expresar en su forma más general como el producto de cinco factores físicos llamados parámetros o funciones dosimétricas:

- Intensidad de kerma en aire, S_k , expresada en $\text{Gy} \cdot \text{cm}^2/\text{h}$.
- Constante de tasa de dosis, Λ , expresada en cm^{-2} .
- Función geométrica, $G(r, \theta)$, adimensional.
- Función de dosis radial, $g(r)$, adimensional.
- Función de anisotropía, $F(r, \theta)$, adimensional.

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(1\text{cm}, 90^\circ)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (\text{Ec. 3.3})$$

Donde:

- r es la distancia radial desde el centro de la fuente al punto de interés (ver Figura 3.11), expresada en cm.
- θ es el ángulo polar, expresado en grados, siendo 0° y 180° el extremo distal (punta) y proximal (atado al cable) de la fuente respectivamente.
- $P(r_0, \theta_0)$ es el punto de referencia, con $r_0=1\text{cm}$ y $\theta_0=90^\circ$.

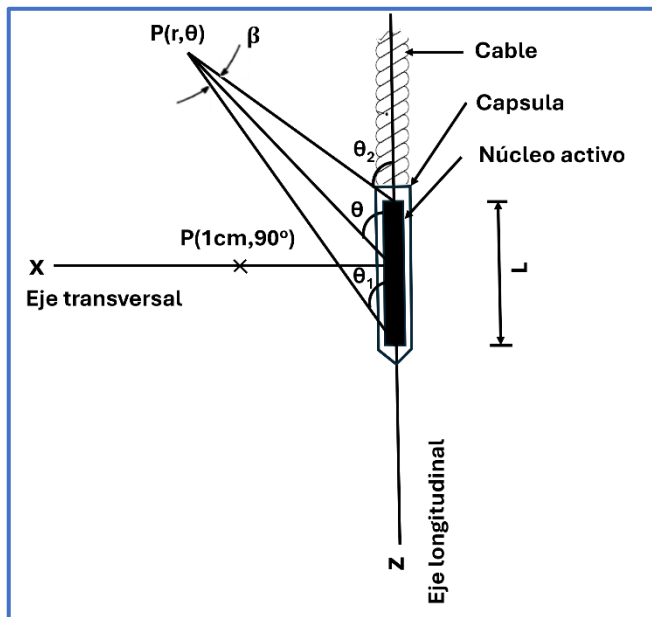


Figura 3.11 Sistema de referencia usando en el modelo TG-43[4].

3.3.1.1. Intensidad de kerma en aire, S_k

La intensidad de kerma en aire, S_k , expresada en $\text{Gy}\cdot\text{m}^2/\text{h}$, es una medida de la intensidad de la fuente de braquiterapia, está definida como la tasa de kerma en aire en condiciones de vacío a una distancia de referencia d , $\dot{K}(d)$, multiplicada por el cuadrado de esa distancia, d^2 , esto es:

$$S_k = \dot{K}(d)d^2 \quad (\text{Ec. 3.4})$$

De la definición anterior:

- El kerma, K , es la energía cinética transferida de las partículas no cargadas (normalmente fotones) a las partículas cargadas (comúnmente electrones) por unidad de masa de algún medio. Las unidades para el kerma son la misma que para la dosis, J/kg . En el SI la unidad es el Gray (Gy).

- d es la distancia del centro de la fuente al punto donde se mide $\dot{K}(d)$. Este punto debe ubicarse en el plano transversal de la fuente y, comúnmente, se encuentra a 1 metro de distancia como se muestra en la figura 3.12.

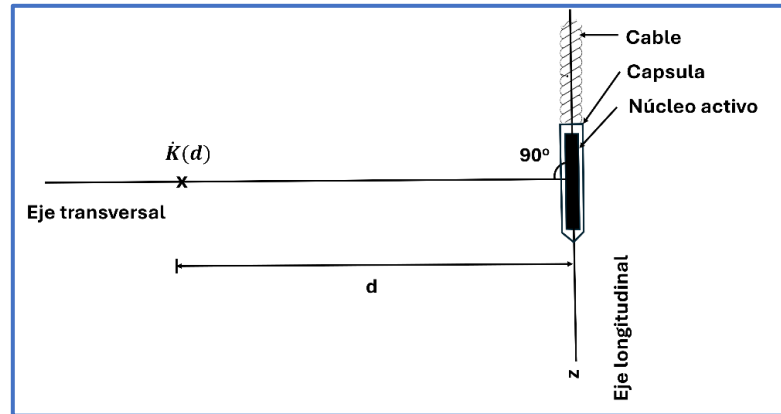


Figura 3.12 Fuente de Ir-192 y condiciones para la medición de \dot{K} .

- En aire significa que el medio en el que se mide el kerma, es decir el medio en donde se evalúa la transferencia de energía de la radiación, es el aire.
- En condiciones de vacío se refiere a que las mediciones para obtener $\dot{K}(d)$ deben de ser corregidas por la atenuación y dispersión de los fotones en el aire y otro medio interpuesto entre la fuente y el detector, así como la dispersión de cualquier objeto cercano incluyendo las paredes, el piso y el techo. Como resumen de este y el punto anterior, se considera el kerma como si no hubiera ningún medio (aire, etc.) entre la fuente radioactiva y el punto de medición, excepto aire en el lugar en donde se mide que es a 1m.
- El sentido de multiplicar por la distancia al cuadrado radica en la necesidad de proporcionar una medida que sea independiente de la distancia a la que se mide el kerma en aire, estandarizando así la intensidad de la fuente de radiación. A manera de explicación de esto último: la ley del inverso al cuadrado nos dice que la intensidad de la radiación, y, por tanto, el kerma en aire, disminuye con el cuadrado de la distancia desde la fuente, $\dot{K} \propto 1/d$. Para poder comparar la intensidad de diferentes fuentes de manera estandarizada, se necesita de una magnitud que no dependa de la distancia específica a la que se mide la tasa de kerma en aire. Al multiplicar la tasa de kerma en aire por el cuadrado de la distancia, estamos compensando por la disminución de la intensidad con la distancia y se obtiene un valor que es constante para una fuente determinada independientemente de la distancia a la que se mida.

Proceso de medición directa de S_k en un laboratorio primario

En un laboratorio primario, la medición directa de S_k se realiza con una cámara de ionización esférica ubicada a 1 metro de la fuente de radiación, en un entorno libre de dispersión, en donde no hay obstáculos o superficies cercanas que puedan causar dispersión o atenuación de los fotones; para minimizar estos efectos, se utilizan espacios amplios y bien controlados. La cámara de ionización mide la intensidad de kerma en aire en ese punto, pero la medición debe de corregirse con diversos factores para apearse a su definición, estos factores son: corrección por dispersión y atenuación en el aire, corrección por dispersión desde superficies cercanas, corrección por la pared de la cámara de ionización. Dichas correcciones garantizan que la medición sea lo más precisa posible, como si se realizara en condiciones de vacío.

Proceso de medición indirecta de S_k en un entorno clínico con cámara de pozo

Debido a que medir directamente la S_k en un entorno clínico sería poco práctico (por requerir un espacio amplio, alineación precisa y medidas de seguridad estrictas), se recurre a un método de medición indirecto mediante cámaras de pozo. El proceso es el siguiente:

En un laboratorio primario, se mide la intensidad de la fuente de braquiterapia con la cámara de ionización esférica a 1 metro. Luego, se mide la misma fuente en una cámara de pozo de referencia y se calcula un factor de conversión (o factor de calibración), que relaciona la lectura de la cámara de pozo de referencia con la medición directa de S_k . Finalmente, la calibración se transfiere a las cámaras de pozo de uso clínico.

En el entorno clínico, se coloca la fuente de braquiterapia dentro de la cámara de pozo, que mide una corriente eléctrica, utilizando el factor de calibración (N_k), se convierte la lectura de corriente en una medida de la intensidad de kerma en aire, esto es $S_k = IN_k$ o bien en modo de colección de carga $S_k = \frac{Q_1}{t} N_k$. La lectura de corriente de ionización de una cámara de pozo es dependiente de la posición de la fuente dentro de la cámara. El factor de calibración de la cámara de pozo asume que la fuente ocupará la misma posición que durante su calibración. Esta posición usualmente es la posición de máxima respuesta (debe estar especificada en el certificado). Por tanto, si un catéter para la fuente se inserta en la cámara de pozo, la fuente debe de programarse a la posición de máxima lectura, la lectura máxima promedio entonces se usa para determinar la intensidad de la fuente.

Adicionalmente, cuando se mide la intensidad de kerma en aire utilizando una cámara de pozo, es necesario aplicar ciertos factores de corrección para garantizar que la medición sea precisa y trazable. Estos factores tienen en cuenta las particularidades de la cámara y del entorno en el que se realiza la medición. De acuerdo con el TECDOC 1274 de la OIEA, la intensidad de kerma en aire se obtiene mediante una cámara de pozo teniendo en cuenta los factores de corrección a través de la siguiente expresión:

$$S_k = \frac{Q_1}{t} N_K K_{elec} K_{rec} K_{TP} K_{pol} \quad (\text{Ec. 3.5})$$

Donde:

- Q_1 es lectura de carga colectada a una polaridad de +300V, expresada en nC.
- t es el tiempo medido en la colecta de carga, expresada en h.
- N_K es el factor de calibración de la cámara de ionización tipo pozo, expresada en $\text{cGy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} \cdot \text{A}^{-1}$. Este valor se obtiene en el certificado de calibración de la cámara.
- K_{elec} es el factor de calibración del electrómetro, es una cantidad adimensional. Este valor se obtiene en el certificado de calibración.
- K_{rec} es el factor de corrección por recombinación de iones. Este factor tiene en cuenta la recombinación de los iones dentro de la cámara de pozo antes de que sean recolectados por los electrodos. Los pares de iones generados en el aire pueden recombinarse antes de ser medidos, lo que reduce la señal. Es una cantidad adimensional, y se debe determinar usando la técnica de dos voltajes, si la razón de los voltajes usados en esta técnica es exactamente dos, entonces la corrección por recombinación se determina de la siguiente manera:

$$\frac{1}{K_{rec}} = \frac{4}{3} - \frac{Q_1}{3Q_2} \quad (\text{Ec. 3.6})$$

Q_2 es la medición de la carga colectada a una polaridad de +150V.

- K_{pol} es el factor de corrección por polaridad. La magnitud de la señal puede variar dependiendo de si el electrodo está conectado a un voltaje positivo o negativo, esto se debe a la asimetría en la construcción de la cámara. Es una cantidad adimensional y está dada por:

$$K_{pol} = \frac{|Q_1 + Q_3|}{2 Q_1} \quad (\text{Ec. 3.7})$$

Q_3 es la medición de la carga colectada a una polaridad de -300V

- K_{TP} es el factor de corrección de presión y temperatura. Dado que la cámara de pozo contiene aire o gas, las variaciones de temperatura y presión afectan la densidad del aire y, por lo tanto, la cantidad de ionización producida por la radiación. Es una cantidad adimensional y está dada por:

$$K_{TP} = \frac{273.15+T}{273.15+T_0} \cdot \frac{P_0}{P} \quad (\text{Ec. 3.8})$$

Donde $P_0 = 101.3 \text{ kPa}$ y $T_0 = 22 \text{ }^\circ\text{C}$ corresponden a la presión y temperatura de referencia empleados en la calibración de la cámara de pozo en un Laboratorio Secundario de Calibración de Dosimetría (LSCD), mientras que P y T corresponden a las lecturas registradas al momento de la medición.

3.3.1.2. Función Geométrica, $G(r,\theta)$

Esta función describe la variación de dosis debido únicamente a la distribución espacial del material radiactivo dentro de la cápsula, ignorando la absorción y dispersión de fotones en la cápsula y en el medio circundante. En otras palabras, refleja cómo varía la dosis alrededor de la fuente y a medida que nos alejamos de ella, debido a la expansión geométrica de la radiación en el espacio (a medida que la distancia desde la fuente aumenta, el área sobre la cual se distribuye la radiación aumenta, lo que provoca una disminución en la dosis) sin considerar la atenuación de la radiación en el medio.

Para una fuente puntual la función geométrica $G(r,\theta)$ viene dada por la siguiente ecuación:

$$G(r, \theta) = r^{-2} \quad (\text{Ec. 3.9})$$

Donde como se observa en la Figura 3.12, r es la distancia radial desde el centro de la fuente al punto de interés, expresada en cm, y θ es el ángulo polar entre el eje longitudinal y el punto de interés $P(r, \theta)$.

Para una fuente lineal la forma general de la función geométrica es:

$$G(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin \theta} = \frac{\theta_2 - \theta_1}{Lr \sin \theta} \quad (\text{Ec. 3.10})$$

Donde:

- L es la longitud activa de la fuente (ver Figura 3.11), expresada en cm.
- β es el ángulo subtendido⁵ por la fuente activa con respecto al punto P(r, θ), es decir $\beta=\theta_2-\theta_1$ (Figura 3.11), se expresa en grados. θ_2 es el ángulo formado entre el eje longitudinal de la fuente y la recta que va desde el extremo proximal de la fuente al punto P(r, θ). θ_1 es el ángulo formado entre el eje longitudinal de la fuente y la recta que va desde el extremo distal de la fuente al punto P(r, θ).

Sin embargo, como la función geométrica no se calcula fácilmente a partir de la expresión anterior que está en términos de r, β y L, y que es la escrita en el protocolo TG-43, una reformulación de la ecuación 3.10 para expresarla en términos de r, θ y L, que se obtuvo en el trabajo de King, R. *et al.* [31] a partir de un análisis geométrico de la configuración es la siguiente:

$$G(r, \theta) = \frac{\arctan\left[\frac{L}{2r\sin\theta} + \cot\theta\right] + \arctan\left[\frac{L}{2r\sin\theta} - \cot\theta\right]}{Lr \sin \theta} \quad (\text{Ec. 3.11})$$

3.3.1.3. Constante de tasa de dosis, Λ

La constante de tasa de dosis se define como el cociente de la tasa de dosis en agua en el punto de referencia entre S_k . Λ tiene unidades de cm^2 , esto es:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(1\text{cm}, 90^\circ)}{S_k} \quad (\text{Ec. 3.12})$$

Cabe mencionar que Λ es una cantidad absoluta, a diferencia de las siguientes cantidades, las cuales son cantidades relativas (normalizadas). Para la especificación de la constante de tasa de dosis, así como las funciones de dosis relativas (función de dosis radial y función de anisotropía), el protocolo recomienda que el agua sea el medio de referencia.

La constante de tasa de dosis depende tanto del radionúclido como del modelo de fuente, y está influenciada tanto por el diseño interno de la fuente como por la metodología experimental utilizada para medir S_k .

⁵ Ángulo formado entre dos líneas que parten de un mismo punto (o vértice) y que pasan por dos puntos distintos de una curva o figura geométrica.

3.3.1.4. Función de dosis radial, $g(r)$

La función de dosis radial considera la variación en la tasa de dosis debido únicamente a la absorción y dispersión de fotones por la cápsula y por el medio (agua) en cualquier punto del eje transversal de la fuente con respecto al punto de referencia. Por definición, su valor a la distancia de 1cm de la fuente a lo largo del eje transversal es igual a 1. Esta función está determinada por la siguiente expresión:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r, 90^\circ) G(1cm, 90^\circ)}{\dot{D}(1cm, 90^\circ) G(r, 90^\circ)} \quad (\text{Ec. 3.13})$$

Donde:

- $\dot{D}(r, 90^\circ)$ es la tasa de dosis a una distancia r sobre el eje transversal de la fuente, expresada en Gy/h.
- $\dot{D}(1, 90^\circ)$ es la tasa de dosis en el punto de referencia, expresada en Gy/h.
- $G(r, 90^\circ)$ es la función geométrica a distancias de r a lo largo del eje transversal de la fuente, es un cantidad adimensional.
- $G(1, 90^\circ)$ es la función geométrica en el punto de referencia, es un cantidad adimensional.

3.3.1.5. Función de anisotropía, $F(r, \theta)$

La función de anisotropía describe la variación de la dosis alrededor de la fuente debido a la atenuación de los fotones en la cápsula y en el medio en cualquier ángulo polar relativo al eje transversal de la fuente ($\theta=90^\circ$) y a una misma distancia radial. Esta función se determina a partir de la siguiente expresión:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G(r, 90^\circ)}{\dot{D}(r, 90^\circ) G(r, \theta)} \quad (\text{Ec. 3.14})$$

Donde:

- $\dot{D}(r, \theta)$ es la tasa de dosis a una distancia radial r y ángulo polar θ , se expresa en Gy/h.
- $\dot{D}(r, 90^\circ)$ es la tasa de dosis a la distancia radial r sobre el eje transversal de la fuente, se expresa en Gy/h.

- $G(r, \theta)$ es la función geométrica a la distancia radial r y ángulo polar θ , es una cantidad adimensional.
- $G(r, 90^\circ)$ es la función geométrica a la distancia radial r sobre el eje transversal de la fuente, es una cantidad adimensional.

El papel de la función geométrica en las ecuaciones 3.13 y 3.14 es suprimir la influencia de la ley del inverso al cuadrado en la distribución de la dosis alrededor de la fuente para solo considerar los efectos de atenuación y dispersión del medio en dichas ecuaciones.

3.4. Estructura de los sistemas de planeación de braquiterapia

La mayoría de los Sistemas de planeación (TPS) calculan la dosis absorbida en los distintos puntos del espacio, partiendo de matrices de tasa de dosis absorbida en agua en un semiplano (una de las dos porciones de un plano) [32], para las fuentes de las que se tenga registro. Estas matrices base representan el cálculo en todo el volumen, ya que existe simetría cilíndrica y por el hecho de que el medio en el cual se hacen los cálculos es homogéneo, sin modificaciones para diferentes heterogeneidades.

Para la generación de las matrices base de tasa de dosis, los TPS utilizan algún algoritmo de cálculo como los de la sección 3.3, que se basan en las características físicas y geométricas de la fuente (longitudes y diámetros activos y totales) y en un conjunto de funciones dosimétricas (las cuales varían de acuerdo con el algoritmo utilizado).

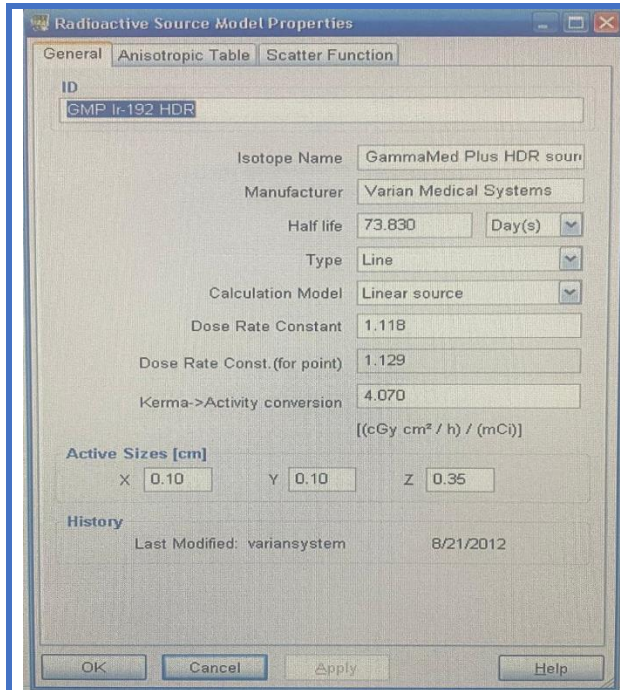
Dependiendo del TPS específico, las matrices base de tasas de dosis o bien los datos de donde provienen (valores de las características geométricas y los valores de las funciones dosimétricas) son más o menos accesibles, desde TPS que no los muestran hasta los que permiten al usuario editarlos e introducirlos. Es deseable que esta matriz o estos datos sean totalmente accesibles para que el usuario pueda introducir los valores más actuales y adecuados, evitando así las limitaciones de los algoritmos proporcionados por algunos TPS. El sistema de planeación BrachyVision 10^a versión, que es el que se encuentra en el Hospital Regional de Alta Especialidad de Ixtapaluca (HRAEI), permite visualizar y editar los valores de las características geométricas y de las funciones

dosimétricas que utiliza su algoritmo (algoritmo TG-43) para el cálculo de dosis tal como se muestra en la Figura 3.13.

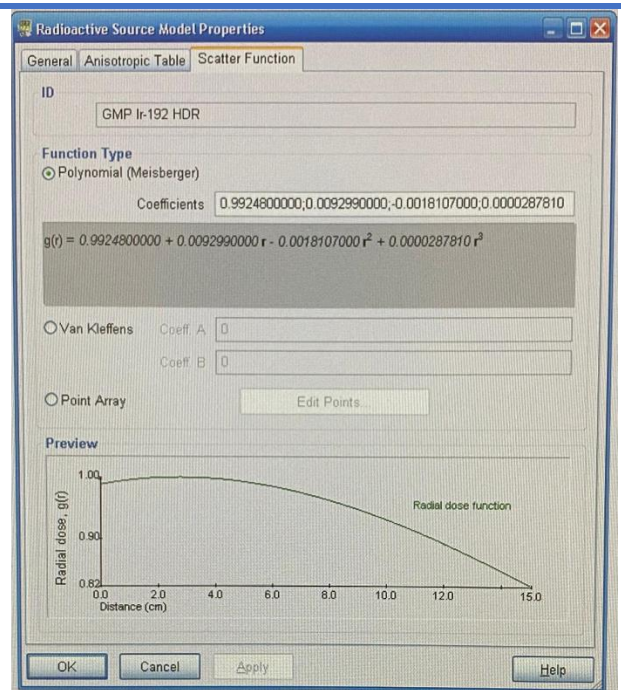
En dicha Figura 3.13, se observa que los datos de las características geométricas y de las funciones dosimétricas fueron ingresados y actualizados por última vez por el fabricante el día 21/08/2012. La Figura 3.13a muestra una pestaña en donde se observan las características físicas de la fuente radioactiva, como la vida media y el tamaño activo (tamaño únicamente del material radioactivo) así como una de las funciones dosimétricas (constante de tasa de dosis). La Figura 3.13b muestra otra pestaña en donde se aprecia el valor de otra función dosimétrica, la función de dosis radial, y finalmente en las Figuras 3.13c y 3.13d se observan recuadros que muestran los valores de la última función dosimétrica, la función de anisotropía; notar que la matriz de valores incluye el conjunto de puntos (r, θ) con $0 < \theta < 180^\circ$, es decir en un semiplano como se mencionó anteriormente.

El cálculo de tasa de dosis en un punto específico se realiza por interpolación de los datos de la matriz base de tasa de dosis (o bien la interpolación es en los valores generadores de los mismos, es decir, en las funciones dosimétricas) justificándose este procedimiento por la rapidez en el cálculo [33]. La dosis absorbida en el punto específico se obtiene considerando el tiempo.

El cálculo de dosis final en un punto se obtiene sumando todas las contribuciones de todas las fuentes o bien de todas las posiciones de una fuente. Finalmente, los TPS disponen de algoritmos de optimización para las posiciones y tiempos de la fuente.



(a)



(b)

Degrees [deg]	0.000	1.000	2.000	3.000	4.000	5.000	6.000	7.000	8.000	9.000	10.000	15.000
0.200	0.589	0.501	0.518	0.536	0.602	0.615	0.618	0.642	0.699			
0.400	0.589	0.501	0.518	0.536	0.602	0.615	0.618	0.642	0.676			
0.600	0.589	0.501	0.518	0.536	0.602	0.615	0.640	0.649	0.679			
0.800	0.589	0.501	0.518	0.536	0.586	0.611	0.643	0.664	0.686			
1.000	0.589	0.501	0.518	0.536	0.588	0.615	0.641	0.663	0.686			
1.250	0.589	0.501	0.518	0.500	0.585	0.616	0.643	0.666	0.689			
1.500	0.589	0.501	0.518	0.565	0.597	0.625	0.650	0.671	0.692			
1.750	0.589	0.501	0.529	0.564	0.598	0.627	0.653	0.675	0.696			
2.000	0.589	0.501	0.521	0.575	0.608	0.636	0.662	0.684	0.705			
2.500	0.589	0.501	0.533	0.584	0.618	0.646	0.672	0.695	0.716			
3.000	0.589	0.501	0.553	0.600	0.632	0.659	0.684	0.705	0.725			

(c)

Degrees [deg]	0.000	1.000	2.000	3.000	4.000	5.000	6.000	7.000	8.000	9.000	10.000	15.000
0.200	0.589	0.501	0.518	0.536	0.602	0.615	0.618	0.642	0.699			
0.400	0.589	0.501	0.518	0.536	0.602	0.615	0.618	0.642	0.676			
0.600	0.589	0.501	0.518	0.536	0.602	0.615	0.640	0.649	0.679			
0.800	0.589	0.501	0.518	0.536	0.586	0.611	0.643	0.664	0.686			
1.000	0.589	0.501	0.518	0.536	0.588	0.615	0.641	0.663	0.686			
1.250	0.589	0.501	0.518	0.500	0.585	0.616	0.643	0.666	0.689			
1.500	0.589	0.501	0.518	0.565	0.597	0.625	0.650	0.671	0.692			
1.750	0.589	0.501	0.529	0.564	0.598	0.627	0.653	0.675	0.696			
2.000	0.589	0.501	0.521	0.575	0.608	0.636	0.662	0.684	0.705			
2.500	0.589	0.501	0.533	0.584	0.618	0.646	0.672	0.695	0.716			
3.000	0.589	0.501	0.553	0.600	0.632	0.659	0.684	0.705	0.725			

(d)

Figura 3.13 Base de datos del Sistema de planeación BrachyVision en donde se muestran la información de las características geométricas y los valores de las funciones dosimétricas asociadas a la fuente de Ir-192 modelo GammaMed Plus HDR 0.9mm utilizadas para los cálculos de tasa de dosis.

Capítulo 4. Materiales y Métodos

El proyecto está dividido en dos partes; la primera, en la determinación de las funciones dosimétricas de una fuente de Iridio-192; y la segunda, en el desarrollo de un maniquí para la verificación de la dosis calculada por el sistema de planeación alrededor de aplicadores ginecológicos.

4.1. Primera parte: Determinación de las funciones dosimétricas de una fuente de ^{192}Ir

Como se mencionó anteriormente en la sección 3.3.1, las 5 funciones dosimétricas son:

- Intensidad de kerma en aire, S_k .
- Función geométrica, $G(r, \theta)$.
- Constante de tasa de dosis, Λ .
- Función de dosis radial, $g(r)$.
- Función de anisotropía, $F(r, \theta)$.

4.1.1. Determinación de la intensidad de kerma en aire, S_k

Para medir experimentalmente esta función se utilizó el material de la tabla 4.1.

Tabla 4.1 Material empleado para medir la intensidad de kerma en aire.

Material/Equipo	Marca	Modelo
Sistema de carga remota	Varian	GammaMed Plus iX
Fuente de ^{192}Ir	Curium Netherlands B.V.	GammaMed Plus HDR 0.9 mm
Cámara de pozo	Standard Imaging	HDR-1000 Plus, fecha calibración: 02/06/2022, No. serie: A110172
Electrómetro	Standard Imaging	CDX-2000B, fecha de calibración: 02/06/2022, No. serie: B110265
Termómetro	Lufft	OPUS 10
Catéter flexible	Varian	AL13055001
Tubo de transferencia	Varian	GM11000370

Para determinar la intensidad de kerma en aire de la fuente de Ir-192 se siguieron las recomendaciones del documento técnico 1274 (TECDOC 1274) [34] del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA).

Una cámara de ionización tipo pozo se colocó en el centro del cuarto de tratamiento (bunker) de braquiterapia y a 1m del piso para que las mediciones se hicieran en un ambiente de dispersión mínima. Un holder se colocó dentro de la cámara tipo pozo y dentro de este holder se introdujo un aplicador o catéter intersticial de 20 cm de longitud. Un tubo de transferencia se conectó en uno de sus extremos con el catéter intersticial y en el otro se conectó al equipo GammaMed Plus iX. Finalmente, un electrómetro se conectó a la cámara de pozo. El arreglo (Figura 4.1) se acomodó 30 minutos antes de cualquier medición para que alcanzará un equilibrio térmico.

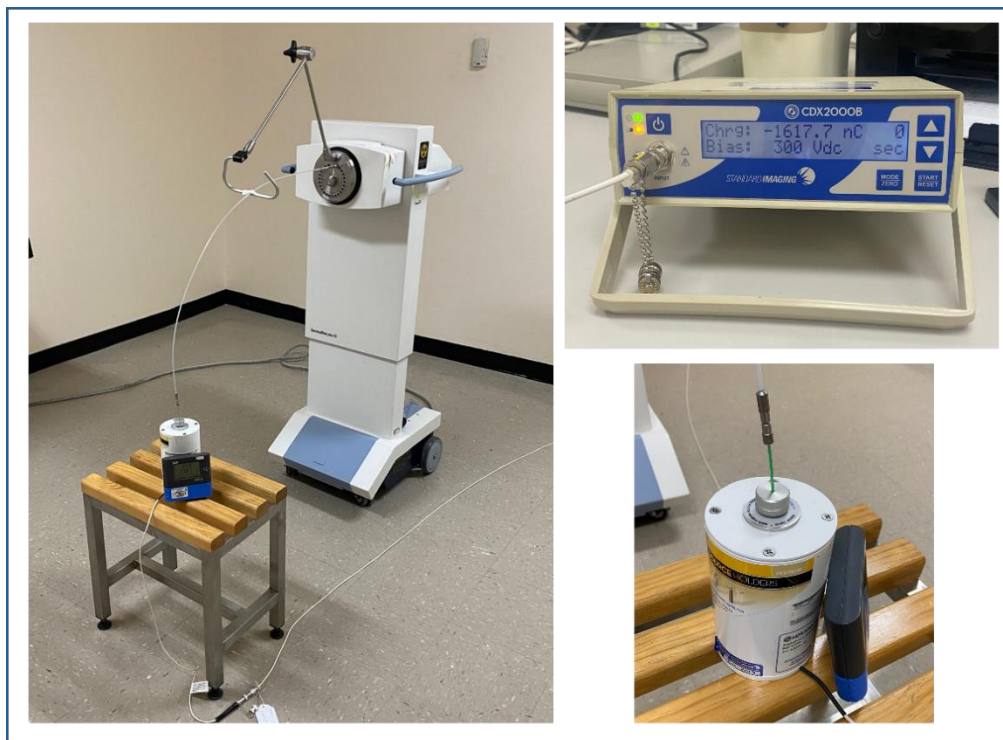


Figura 4.1 Montaje experimental para la medición de la intensidad de kerma en aire.

Antes de la medición de la intensidad de kerma en aire, se buscó el punto de máxima respuesta a lo largo de la cámara de ionización tipo pozo. Para ello, se programaron 11 posiciones de la fuente dentro del catéter a distancias equidistantes de 0.2 cm, comenzando en la posición de 124.4 cm y terminando en la posición de 126.4 cm (Figura 4.2). En cada una de estas posiciones, se configuró un tiempo de permanencia de 20 segundos. Utilizando un electrómetro, se registró la lectura de carga

en cada posición durante los 20 segundos. Este procedimiento se repitió 3 veces, es decir hubo 3 inserciones de la fuente en donde se programaron las mismas posiciones y tiempos. Una vez que se encontró el punto de máxima respuesta, se realizaron varias mediciones de carga en dicha posición, 5 mediciones a un voltaje de 300 V, 150V y -300V, cada medición se hizo durante un tiempo de 20s. A la par de cada medición de carga se registró una lectura de temperatura y presión.

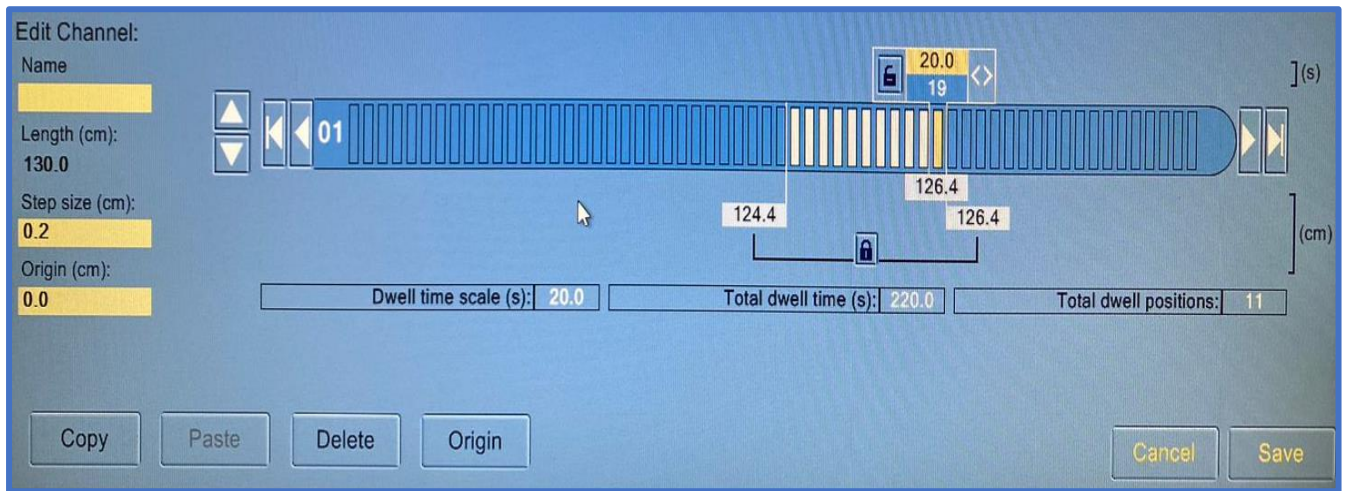


Figura 4.2 Programación de las posiciones de permanencia de la fuente dentro del catéter intersticial para encontrar el punto de máxima respuesta.

Con las mediciones de carga a los distintos voltajes y con las lecturas de presión y temperatura se calcularon los diferentes factores de corrección por medio de las ecuaciones 3.6-3.8, Una vez obtenidos estos factores se sustituyeron en la ecuación 3.5 para determinar el valor de la intensidad de kerma en aire. El resultado fue comparado con el valor indicado en el certificado de calibración.

4.1.2. Determinación de la función geométrica, $G(r, \theta)$

La función geométrica fue calculada analíticamente, es decir por medio de una fórmula matemática basada en aspectos geométricos sin necesidad de mediciones experimentales, a partir de la expresión 3.10. para distancias radiales de 0 a 10 cm en intervalos de 1 cm y en ángulos polares de 20° a 160° en pasos de 10° con respecto al centro de la fuente.

4.1.3. Determinación de la constante de tasa de dosis, Λ , función de dosis radial, $g(r)$, y función de anisotropía, $F(r, \theta)$

Para determinar las funciones dosimétricas restantes (constante de tasa de dosis, función de dosis radial y función de anisotropía) se realizaron mediciones de tasa de dosis alrededor de una fuente de Braquiterapia colocada en el centro de un medio homogéneo de agua como lo marca el protocolo TG-43, para lo cual se emplearon dos metodologías distintas con fines comparativos. En la primera se empleó como medio homogéneo el maniquí de placas de agua sólida comúnmente usadas para el control de calidad en dosimetría de fotones y electrones en Teleterapia y como dosímetro se emplearon películas radiocrómicas; y en la segunda, se utilizó como medio homogéneo el tanque de agua usado para la calibración de los haces de fotones y electrones de un servicio de Teleterapia y como dosímetro para las mediciones de tasa de dosis se utilizó una cámara de ionización. A continuación, se describen ampliamente ambas metodologías.

4.1.3.1. Metodología 1. Placas de agua sólida RW3 y películas radiocrómicas

En esta metodología se utilizó el material de la tabla 4.2.

Tabla 4.2 Material utilizado para medir la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía por medio de la metodología 1.

Material/Equipo	Marca	Modelo
Maniquí de placas de agua sólida	PTW	RW3
Acelerador Lineal	Varian	Clinac iX
Sistema de carga remota	Varian	GammaMed Plus iX
Fuente de ^{192}Ir	Curium Netherlands B.V.	GammaMed Plus HDR 0.9 mm
Sistema de planeación mediante CT	Varian	BrachyVision, 10ma versión
Tomógrafo	General Electric	Lightspeed RT 16 SYSTEM
Películas radiocrómicas	Gafchromic	EBT2, lote No. A08171101B
Escáner de cama plana	Epson	10000XL
Catéter flexible	Varian	AL13055001
Tubo de transferencia	Varian	GM11000370

I. Calibración de películas

Se cortó una película EBT2 de 25.4x20.3 cm² en películas más pequeñas de 2.5x3 cm². Se expusieron dos juegos de películas de 2.5x3 cm² a fotones con dos energías diferentes para su comparación. El primer conjunto fue expuesto a fotones con una energía promedio de 0.38 MeV emitidos por una fuente de Ir-192, mientras que el segundo conjunto fue irradiado con un haz de fotones de 6 MV generado por un acelerador lineal (Varian, Palo Alto, California).

a) Calibración de películas con fuente de ¹⁹²Ir

Para calibrar las películas con una fuente de ¹⁹²Ir, se construyó un arreglo como el que se muestra en la Figura 4.3. La parte inferior del arreglo cuenta con 15 placas de agua sólida, cada una con un tamaño de 30x30x1 cm³, encima de estas se colocó un bolus⁶ de gel con las mismas dimensiones que las de una placa, arriba del bolus en su parte central se posicionó un catéter intersticial de braquiterapia por donde pasaría la fuente (Figura 4.3a), y finalmente en la parte superior se colocaron 15 placas de agua sólida adicionales (Figura 4.3b). Al colocar estas últimas placas el catéter quedó envuelto e incrustado en el bolus de gel sin ser aplastado ni deformado, de esta forma se minimizó el aire existente entre el catéter y las placas de agua sólida.

Se adquirió una tomografía del arreglo. A un centímetro hacia arriba desde el catéter, es decir en la superficie superior de la primera placa colocada encima del bolus, se trazó con el sistema de planeación una línea de referencia (línea de color azul) que simuló la posición en donde se colocarían las películas de calibración, después se generó una curva de isodosis de 100% de forma ovalada (curva roja de la Figura 4.3c) de tal manera que tocara a la línea de referencia en un punto, al que le denominamos punto de prescripción; cabe mencionar que como se observa en la Figura 4.3c. conforme nos alejamos de este punto sobre la línea de referencia hacia la izquierda o derecha tocan en dicha línea curvas de menor dosis (curvas de colores azul, verde y rosa). En la Figura 4.3d se muestra un perfil de dosis (dosis en función de la distancia) medido sobre la línea de referencia en

⁶ Material que simula el tejido humano que se coloca directamente sobre la superficie de la piel cuyas funciones son incrementar la dosis en la superficie y emparejar los contornos irregulares de un paciente para presentar una superficie plana normal al haz, mejorando la distribución de dosis. El bolus puede estar hecho de geles, parafina, cera, etc. [33].

donde se aprecia dicho comportamiento mencionado (la dosis crece conforme se acerca al punto de prescripción sobre la línea, llega a un máximo en dicho punto y posteriormente disminuye). Por último, se procedió a colocar en el arreglo, una a la vez, las películas de 2.5x3 cm² a un centímetro desde el catéter (Figura 4.3e), es decir en la posición donde se trazó la línea de referencia, y fueron irradiadas con dosis desde 0 hasta 30 Gy (0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30 Gy), se destinaron 3 películas (muestras) por cada dosis para análisis estadísticos.

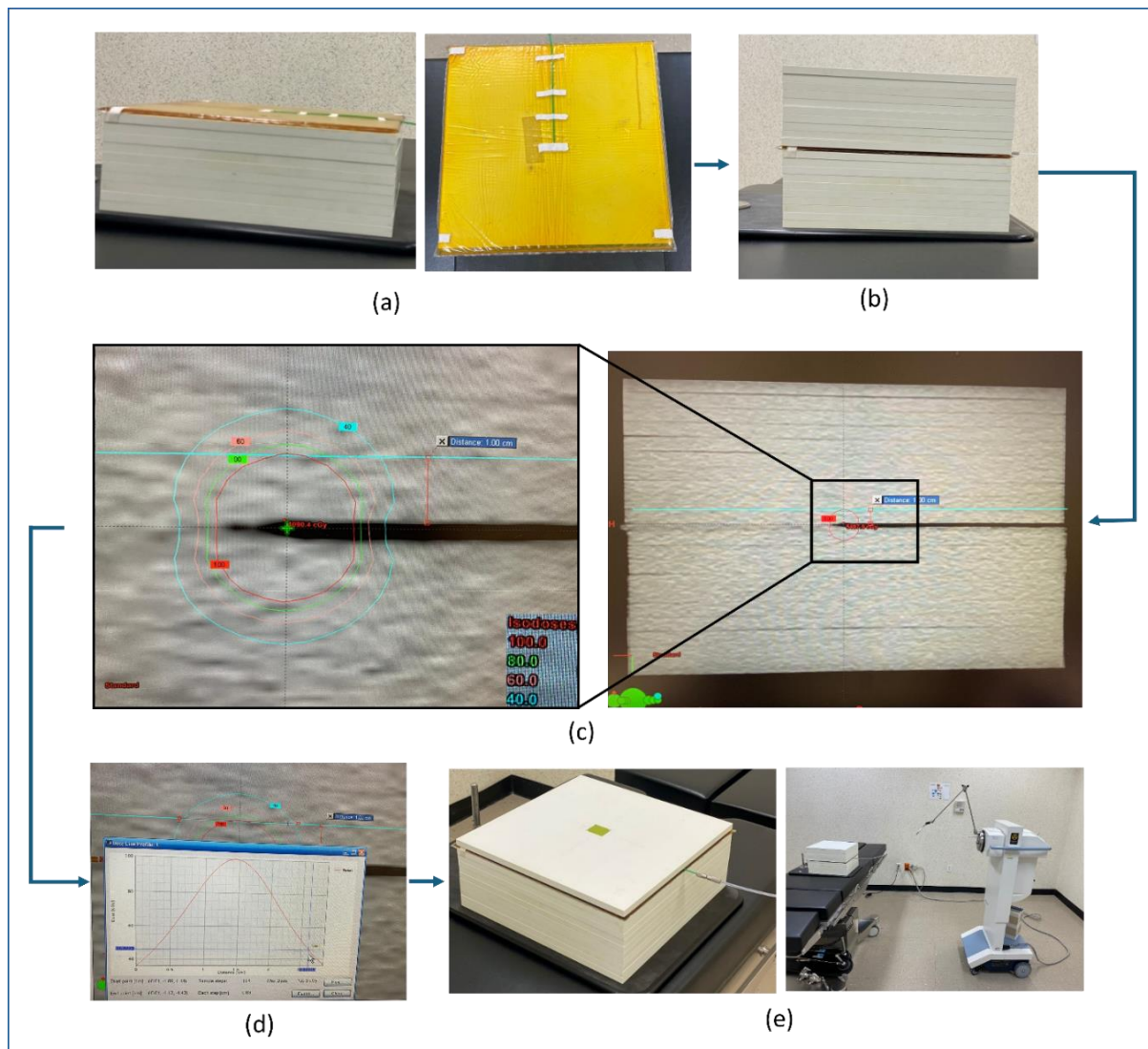


Figura 4.3 Procedimiento para la calibración de películas con una fuente de Ir-192.

b) Calibración de películas con acelerador lineal

Para la calibración de películas con un acelerador lineal, varias películas de $2.5 \times 3 \text{ cm}^2$ se colocaron, una a la vez, a una profundidad de 1.5 cm dentro de un maniquí de placas de agua sólida, colocado bajo un acelerador lineal, a una distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm, con un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Estas condiciones se establecieron de acuerdo con el protocolo TRS 398, con el cual se calibró el haz de fotones de 6 MV para entregar, a esa profundidad, una dosis de 1 Gy por cada 100 unidades monitor (UM). A partir de esta relación, se calcularon las UM necesarias para irradiar las diferentes películas también en un rango de dosis de 0 a 30 Gy (0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30 Gy), se destinaron 3 películas (muestras) por cada dosis para análisis estadísticos.

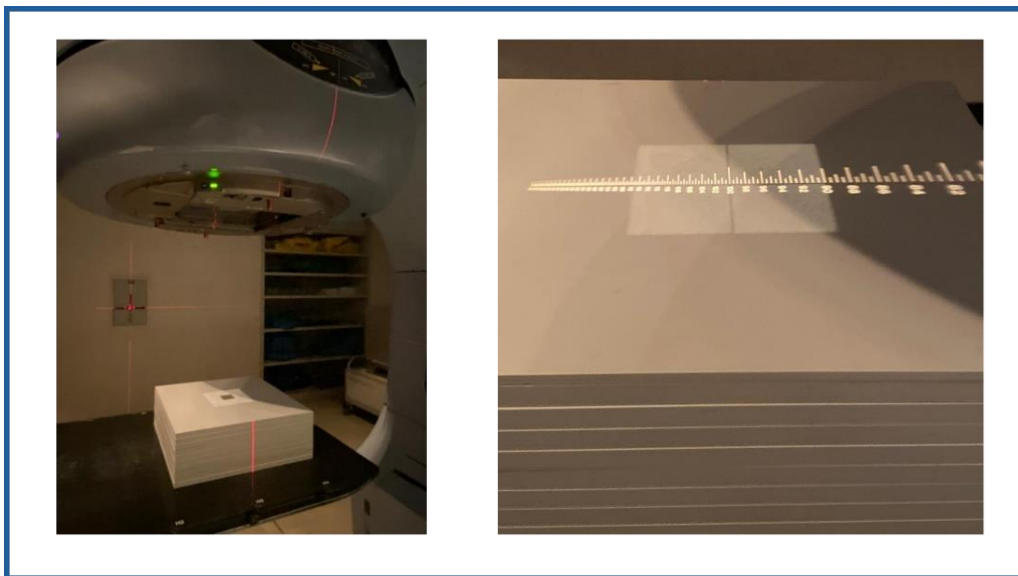


Figura 4.4 Procedimiento para la calibración de películas con un acelerador lineal.

c) Análisis de películas

Tanto las películas irradiadas con la fuente de ^{192}Ir como las irradiadas con el acelerador lineal se leyeron utilizando un escáner de cama plana Epson 10000XL con una resolución espacial de 72 dpi y una profundidad de color de 48 bits. Las imágenes obtenidas se guardaron en formato TIFF y después fueron analizadas con el programa ImageJ versión 1.54g.

En el caso de las películas irradiadas con el acelerador lineal, se creó una región de interés con un tamaño de $4 \times 4 \text{ mm}^2$ en el centro de cada película (ver Figura 4.5a) y se midió el valor medio de intensidad de píxeles (Vmp_i) y su desviación estándar (σ_{Vmp_i}) de cada muestra i ($i=1,2,3$) para cada dosis, el valor medio de intensidad de píxeles promedio (\overline{Vmp}) y la desviación estándar del promedio ($\sigma_{\overline{Vmp}}$) para cada dosis se calcularon a través de las siguientes ecuaciones:

$$\overline{Vmp} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^{N=3} Vmp_i \quad (\text{Ec. 4.1})$$

$$\sigma_{\overline{Vmp}} = \sqrt{\frac{1}{\sum_{i=1}^3 \left(\frac{1}{(\sigma_{Vmp_i})^2} \right)}} \quad (\text{Ec. 4.2})$$

En el caso de las películas irradiadas con la fuente de ^{192}Ir , dada la irradiación no homogénea sobre estas películas, a diferencia de la irradiación homogénea de las anteriores, se trazaron dos perfiles de intensidad (intensidad en función de la distancia), uno longitudinal y otro transversal (Figura 4.5b). Las posiciones de ambos perfiles en donde se obtuvieron los valores de máxima intensidad corresponde a las coordenadas en donde se encuentra el punto de máxima dosis (punto de prescripción). Ahí se creó una región de interés de un tamaño muy pequeño, de aproximadamente $1 \times 1 \text{ mm}^2$, y se midió el Vmp_i y su desviación estándar σ_{Vmp_i} de cada muestra i ($i=1,2,3$) para cada dosis. El \overline{Vmp} y $\sigma_{\overline{Vmp}}$ para cada dosis se calcularon con la Ec. 4.1 y Ec. 4.2 respectivamente.

Los valores medios de intensidad de píxeles promedio obtenidos se convirtieron a densidad óptica neta (DONeta) por medio de la ley de Beer-Lambert:

$$DO_{neta} = \log_{10} \left(\frac{\overline{Vmp}_{rad}}{\overline{Vmp}_{norad}} \right) \quad (\text{Ec. 4.3})$$

Donde:

- \overline{Vmp}_{rad} es el valor medio de intensidad de píxeles promedio medido en la región de interés en la película irradiada, expresada en unidades de valor de gris.
- \overline{Vmp}_{norad} es el valor medio de intensidad de píxeles promedio medido en la región de interés en la película no irradiada, expresada en unidades de valor de gris.

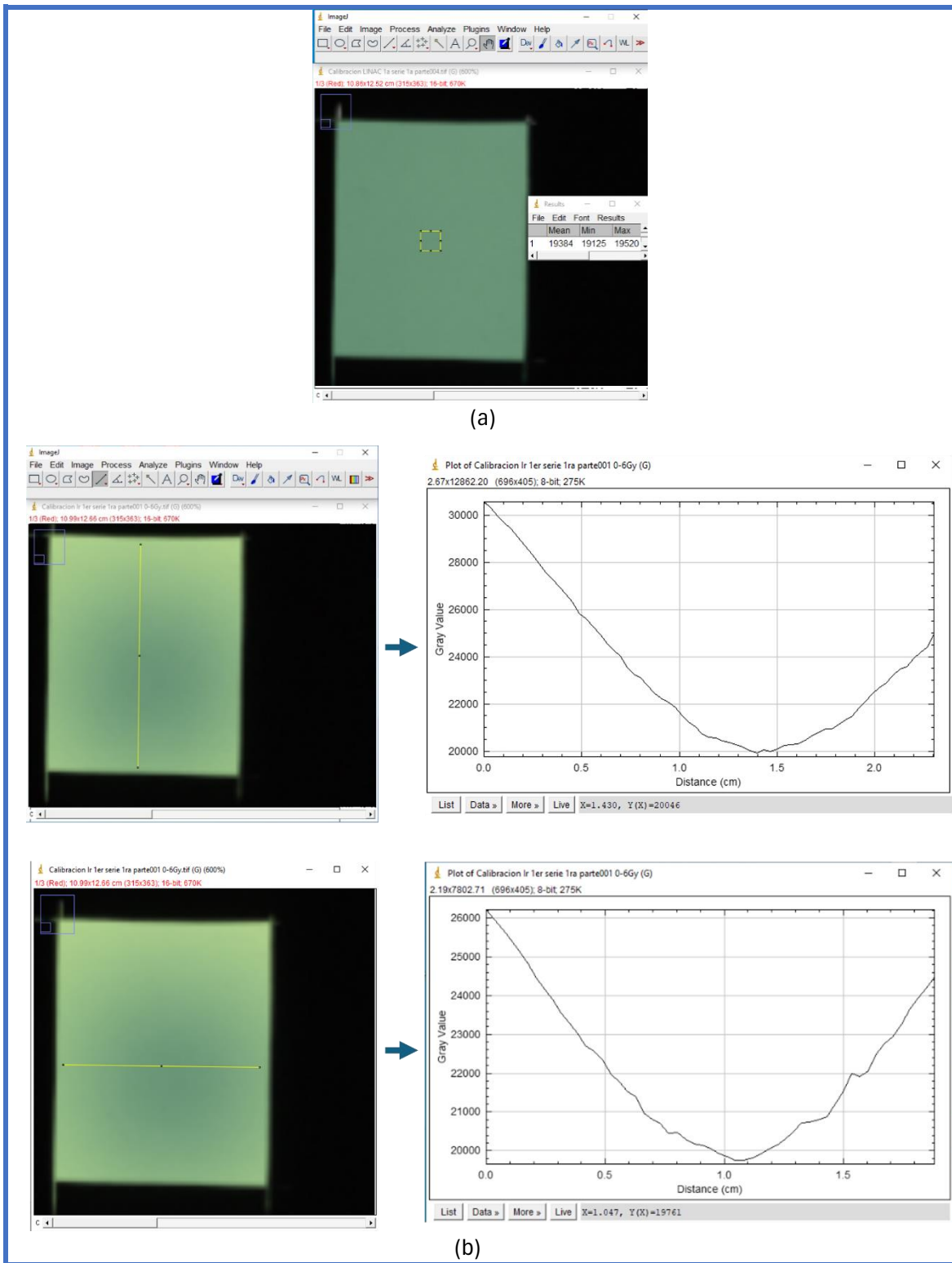


Figura 4.5 Lugares de medición del valor medio de intensidad de píxeles en las películas irradiadas con a) un acelerador lineal y b) una fuente de ^{192}Ir .

Se calcularon las incertidumbres de los valores de densidad óptica neta ($\sigma_{DO_{neta}}$) utilizando la ley de propagación de incertidumbres, la cual nos dice que para estimar la incertidumbre de una cantidad y , que no es medida directamente, pero es determinada a partir de otras cantidades x_1, x_2, \dots, x_N , es decir que tiene una dependencia funcional de tales cantidades, se emplea la siguiente ecuación:

$$\sigma^2_y = \sum_{i=1}^N \left(\frac{\partial y}{\partial x_i} \right)^2 \sigma^2_{x_i} \quad (\text{Ec. 4.4})$$

Aplicado a la DO_{neta} :

$$\sigma^2_{DO_{neta}} = \frac{\partial DO_{neta}}{\partial V_{mp_{rad}}} (\sigma_{V_{mp_{rad}}})^2 + \frac{\partial DO_{neta}}{\partial V_{mp_{norad}}} (\sigma_{V_{mp_{norad}}})^2 \quad (\text{Ec. 4.5})$$

Resolviendo:

$$\sigma_{DO_{neta}} = \frac{1}{\ln 10} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{V_{mp_{norad}}}}{V_{mp_{norad}}} \right)^2 + \left(\frac{\sigma_{V_{mp_{rad}}}}{V_{mp_{rad}}} \right)^2} \quad (\text{Ec. 4.6})$$

Una vez obtenidos los valores de DO_{neta} , se graficaron en función de las dosis tanto para el caso de las películas irradiadas con el acelerador lineal como con la fuente de ^{192}Ir y se ajustaron a una curva de tendencia denominada curva de calibración para cada caso para la posterior determinación de la dosis absorbida (D_{ajuste}) a partir de la DO_{neta} medida. El tipo de ecuación elegido para hacer el ajuste de los valores medidos fue el siguiente:

$$D_{ajuste} = a(DO_{neta})^2 + b(DO_{neta}) + c \quad (\text{Ec. 4.7})$$

Donde a, b y c son los parámetros de ajuste.

I. Mediciones experimentales

Para las mediciones de interés que serían usadas posteriormente para el cálculo de las funciones dosimétricas se utilizaron películas EBT2 con un tamaño de 25.4x20.3cm². Se empleó el mismo arreglo experimental que en la calibración de las películas con la fuente de ^{192}Ir que consistía en 15 placas de agua sólida en la base, seguidas de un bolus de gel, un catéter intersticial colocado sobre el bolus y 15 placas de agua solida arriba del catéter, aunque en lugar de colocar una película de 2.5x3 cm² a un centímetro de distancia por encima del catéter, se colocó la película de 25.4x20.3cm² directamente encima del catéter, es decir en contacto (Figura 4.6).

Esta disposición de la película se eligió porque la distribución de dosis de interés para el cálculo de las funciones dosimétricas debe encontrarse en un plano que divida la fuente en dos partes iguales, es decir, que atravesase el centro de la fuente radioactiva. Aunque la película no estaba exactamente a nivel del centro de la fuente, la separación era mínima, inferior a 1 mm. Según la literatura, las distribuciones de dosis en estos dos planos separados por distancias tan pequeñas (<1 mm) son bastante similares, por lo que esta aproximación fue considerada y utilizada en este trabajo, simplificando el arreglo experimental.

Antes de irradiar la película, se estimó el tiempo de permanencia adecuado de la fuente en el extremo del catéter, ubicado en el centro del maniquí. Empleando la imagen tomográfica del arreglo mostrada previamente (Figura 4.3c), en el sistema de planeación se analizó el plano donde se colocaría la película; el tiempo de permanencia de la fuente se ajustó iterativamente hasta obtener una dosis en el rango de calibración de las películas (0 a 30Gy) en distancias radiales de 1 a 10 cm desde el centro de la película. Esto permitió garantizar que las dosis estuvieran dentro del rango medible: ni demasiado altas (superando los 30Gy a 1cm), ni demasiado bajas en puntos alejados de la fuente, una vez irradiadas las películas. El tiempo de permanencia óptimo, considerando la intensidad de la fuente en ese momento, fue de 886 segundos.

Finalmente se programó la fuente para que permaneciera en el extremo del catéter durante el tiempo de 886 s y se procedió con la irradiación de la película una vez colocada en el arreglo. Con fines estadísticos se expusieron 3 películas en total bajo las mismas condiciones.

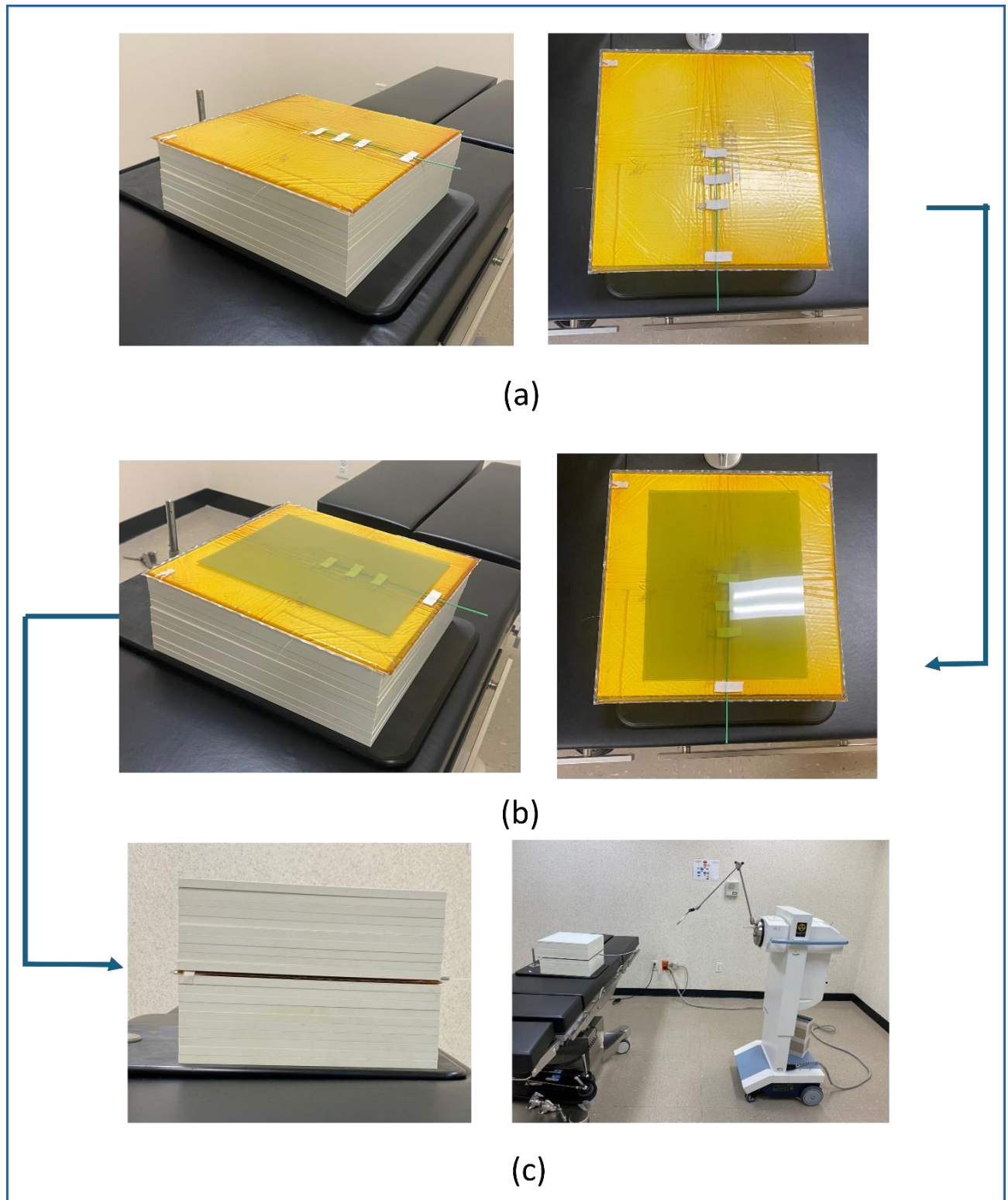


Figura 4.6 Procedimiento para irradiar las películas usadas para realizar las mediciones de interés para el cálculo de las funciones dosimétricas.

a) Análisis de películas

Al igual que las películas usadas para la calibración, las películas irradiadas para calcular las funciones dosimétricas se escanearon utilizando un escáner de cama plana Epson 10000XL con una resolución espacial de 72 dpi y una profundidad de color de 48 bits. Las imágenes obtenidas se guardaron en formato TIFF y después fueron analizadas con el programa ImageJ versión 1.54g.

Primero en las películas irradiadas se localizó el centro de la fuente, para lo cual se trazaron a lo largo de cada película dos perfiles de intensidad (intensidad en función de la distancia), uno longitudinal y otro transversal (Figura 4.7), de manera similar a como se hizo en la calibración de películas con 0.38MV; las coordenadas del punto de máxima intensidad de ambos perfiles correspondieron al centro geométrico de la fuente; Posteriormente sobre cada película se estableció un sistema de coordenadas (Figura 4.8) con origen en el centro de la fuente encontrado. Se midieron los valores medios de intensidad de píxeles (V_{mp_i}) y su respectiva desviación estándar ($\sigma_{V_{mp_i}}$) en distancias radiales de 0 a 10 cm en intervalos de 1 cm y en ángulos polares de 20° a 160° en pasos de 10° con respecto al origen, en cada película i ($i=1,2,3$). El valor medio de intensidad de píxeles promedio ($\overline{V_{mp}}$) y la desviación estándar de promedio ($\sigma_{\overline{V_{mp}}}$) para cada posición (par de coordenadas) se calculó a través de las ecuaciones 4.1 y 4.2.

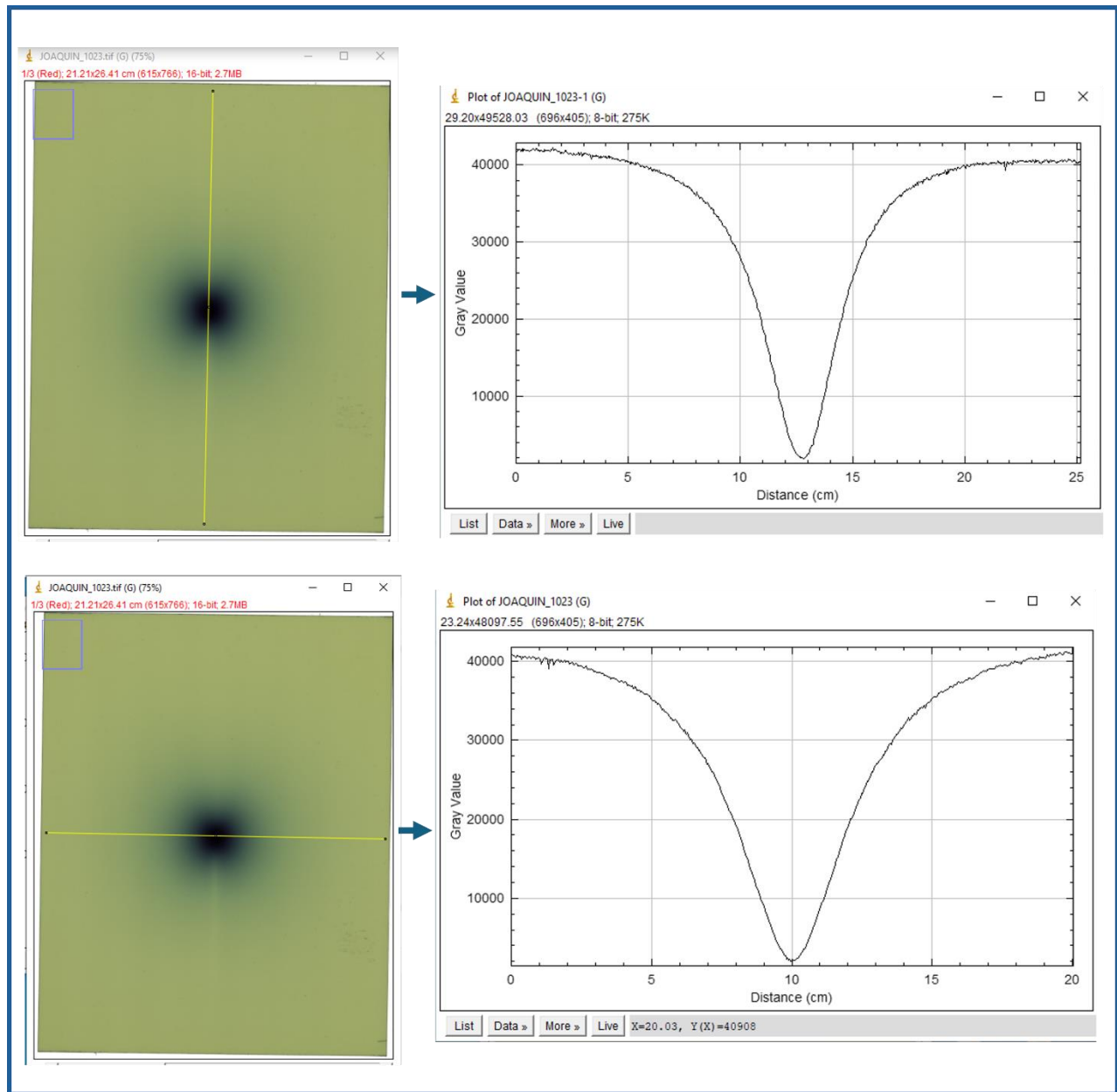


Figura 4.7 Determinación del centro efectivo de la fuente en las películas experimentales irradiadas.

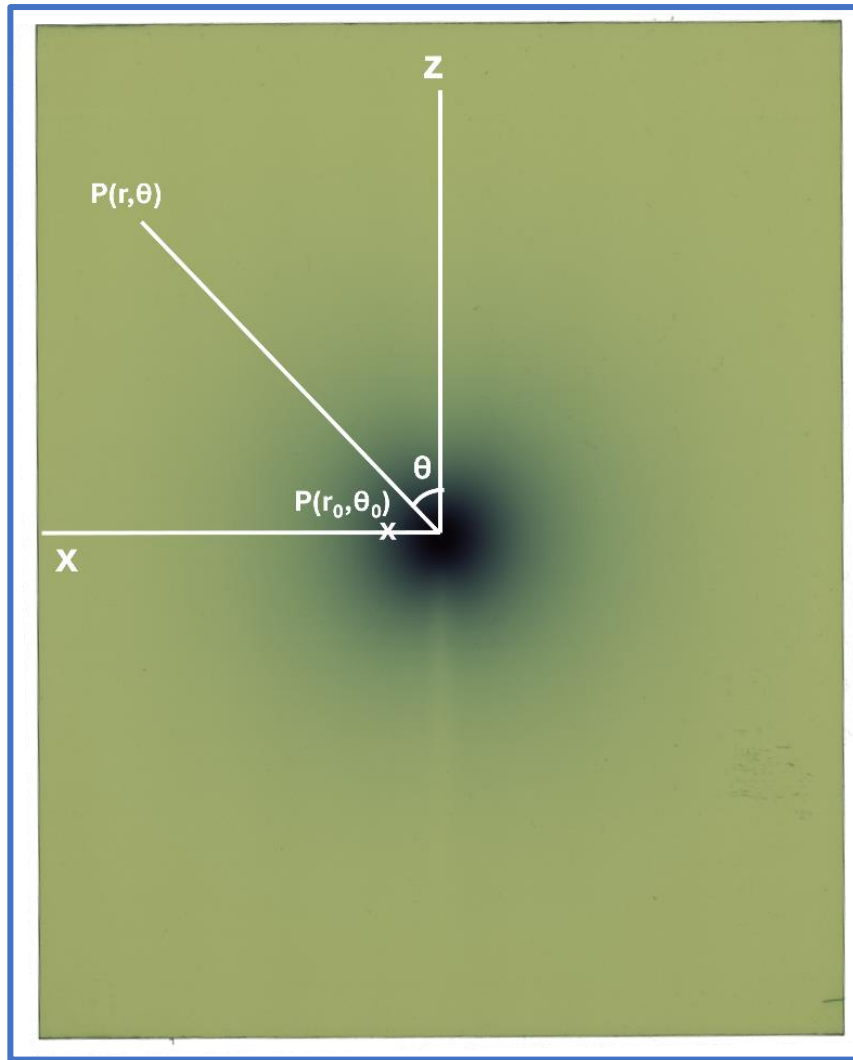


Figura 4.8 Sistema de coordenadas establecido sobre la película experimental irradiada.

b) Conversión a dosis y tasa de dosis

El valor medio de intensidad de píxeles promedio y la desviación estándar del promedio obtenidas en cada una de las posiciones (coordenadas) fueron convertidos a DON con su respectiva desviación estándar mediante las ecuaciones 4.3 y 4.6 y luego a dosis mediante la ecuación de ajuste (cuya estructura tiene la forma de la ecuación 4.7).

La incertidumbre de la dosis calculada a partir de la ecuación de ajuste se obtuvo también a partir de la ley de propagación de incertidumbres. Aplicando la Ec. 4.4 en la Ec 4.7 tenemos:

$$\sigma^2_{D_{ajuste}} = \frac{\partial D_{ajuste}}{\partial DO_{neta}} (\sigma_{DO_{neta}})^2 + \frac{\partial D_{ajuste}}{\partial a} (\sigma_a)^2 + \frac{\partial D_{ajuste}}{\partial b} (\sigma_b)^2 + \frac{\partial D_{ajuste}}{\partial c} (\sigma_c)^2 \quad (\text{Ec. 4.8})$$

Donde $\sigma_a, \sigma_b, \sigma_c$ son las incertidumbres de los parámetros de ajuste

Resolviendo la Ec 4.7 se obtiene:

$$\sigma^2_{D_{ajuste}} = (DO_{neta}^3 \sigma_a)^2 + (DO_{neta}^2 \sigma_b)^2 + (DO_{neta} \sigma_c)^2 + (3aDO_{neta}^2 + 2bDO_{neta})^2 \quad (\text{Ec 4.9})$$

La ecuación anterior es posible separarla en la incertidumbre experimental que está asociada con los procedimientos de irradiación y escaneo ($\sigma_{D_{exp}}$) y en la incertidumbre de los parámetros de ajuste ($\sigma_{D_{param}}$). La expresión matemática para ambas en términos de porcentaje relativo respecto a la D_{ajuste} es:

$$\sigma_{D_{exp}} (\%) = \frac{\sqrt{(3aDO_{neta}^2 + 2bDO_{neta})^2 \sigma^2_{DO_{neta}}}}{D_{ajuste}} \cdot 100 \quad (\text{Ec 4.10})$$

$$\sigma_{D_{param}} (\%) = \frac{\sqrt{(DO_{neta}^3 \sigma_a)^2 + (DO_{neta}^2 \sigma_b)^2 + (DO_{neta} \sigma_c)^2}}{D_{ajuste}} \cdot 100 \quad (\text{Ec 4.11})$$

Por tanto, la incertidumbre relativa total de la dosis calculada a partir de la ecuación de ajuste se obtiene de la siguiente manera:

$$\sigma_{D_{ajuste}} (\%) = \frac{\sqrt{(3aDO_{neta}^2 + 2bDO_{neta})^2 \sigma^2_{DO_{neta}} + (DO_{neta}^3 \sigma_a)^2 + (DO_{neta}^2 \sigma_b)^2 + (DO_{neta} \sigma_c)^2}}{D_{ajuste}} \cdot 100 \quad (\text{Ec 4.12})$$

Finalmente, la dosis se convirtió a tasa de dosis dividiendo entre el tiempo de irradiación, el cual fue de 886s.

4.1.3.2. Metodología 2. Tanque de agua y cámara de ionización

En esta metodología se utilizó el material de la tabla 4.3.

Tabla 4.3 Material utilizado para medir la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía por medio de la metodología 2.

Material/Equipo	Marca	Modelo
Sistema motorizado de maniquí de agua 3D	PTW	MP3
Sistema de carga remota	Varian	GammaMed Plus iX
Fuente de ¹⁹² Ir	Curium Netherlands B.V.	GammaMed Plus HDR 0.9 mm
Cámara de ionización Semiflex	PTW	31010, fecha de calibración:07/06/2022, No. serie:4326
Electrómetro	Standard Imaging	CDX-2000B, fecha de calibración: 02/06/2022, No.serie: B110265
Catéter flexible	Varian	AL13055001
Tubo de transferencia	Varian	GM11000370
Dispositivo de posicionamiento para la fuente radioactiva	Elaboración propia	Elaboración propia

Se diseñó un dispositivo para posicionar la fuente de tal manera que no se mojará al sumergirá en un tanque de agua (Figura 4.9).

Este dispositivo consiste en una barra de acrílico que se extiende de un lado a otro de las paredes del tanque, asegurando su fijación por medio de unos tornillos de presión (Figura 4.10 c). La barra tiene un orificio central en el cual se inserta un tubo compuesto por dos secciones unidas: la sección superior es ligeramente más ancha que la inferior, lo que permite que una guía de transferencia pase a través de la parte superior, pero no de la inferior (Figura 4.10 d). El tubo inferior esta diseñado para permitir el paso de algún catéter intersticial conectado a la guía de transferencia y para asegurar que alcance aproximadamente la altura media del tubo. Este tubo fue diseñado lo más delgado posible para minimizar el aire entre el catéter intersticial y el tanque con agua, y está fijado a una base plana.

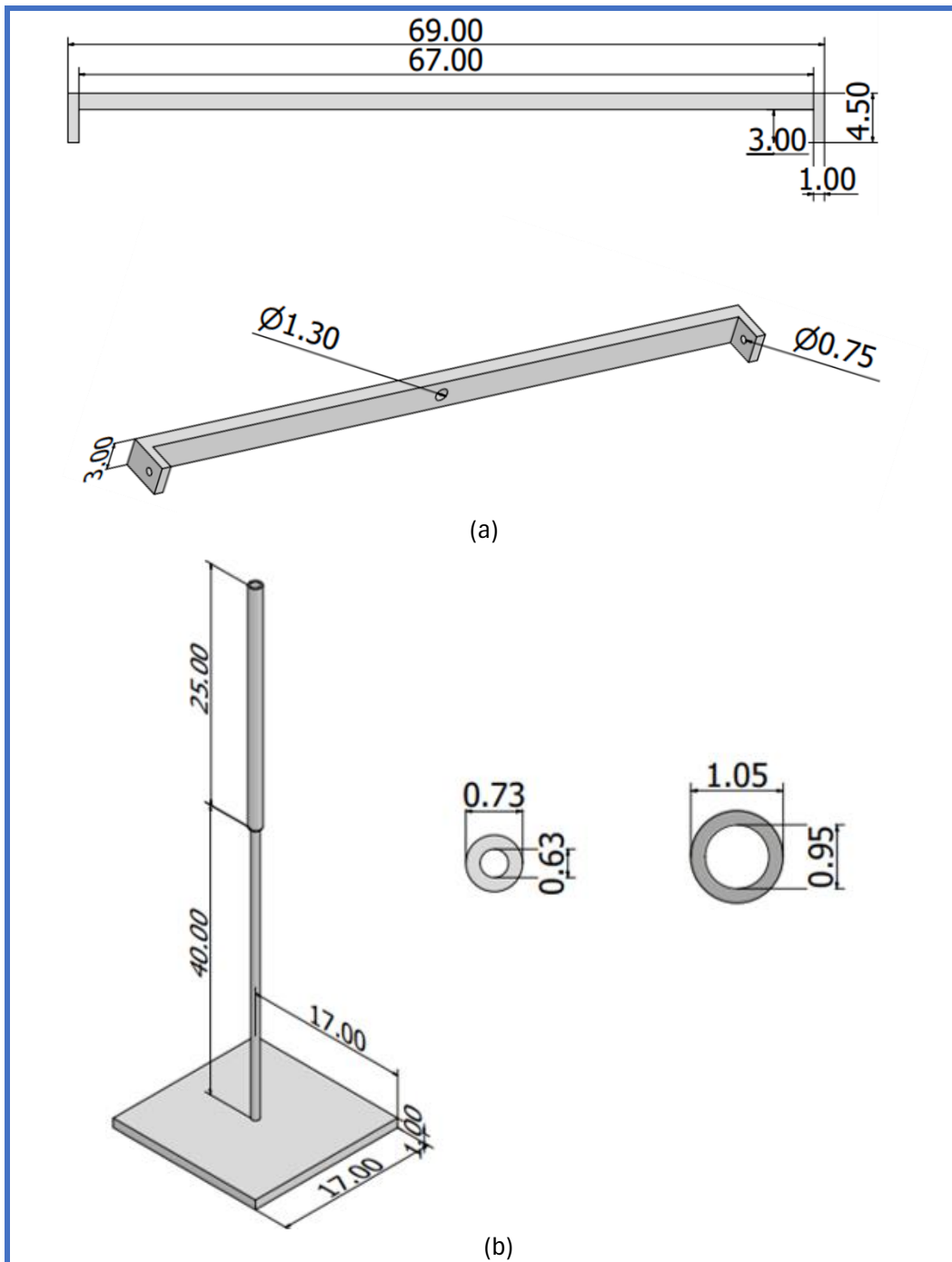


Figura 4.9 Diseño del dispositivo de posicionamiento para la fuente radioactiva **a)** barra que se fija en los bordes superiores del tanque de agua **b)** tubo segmentado con base plana, se muestran los diámetros y los espesores del tubo superior e inferior. \emptyset indica diámetro, todas las dimensiones están en cm.

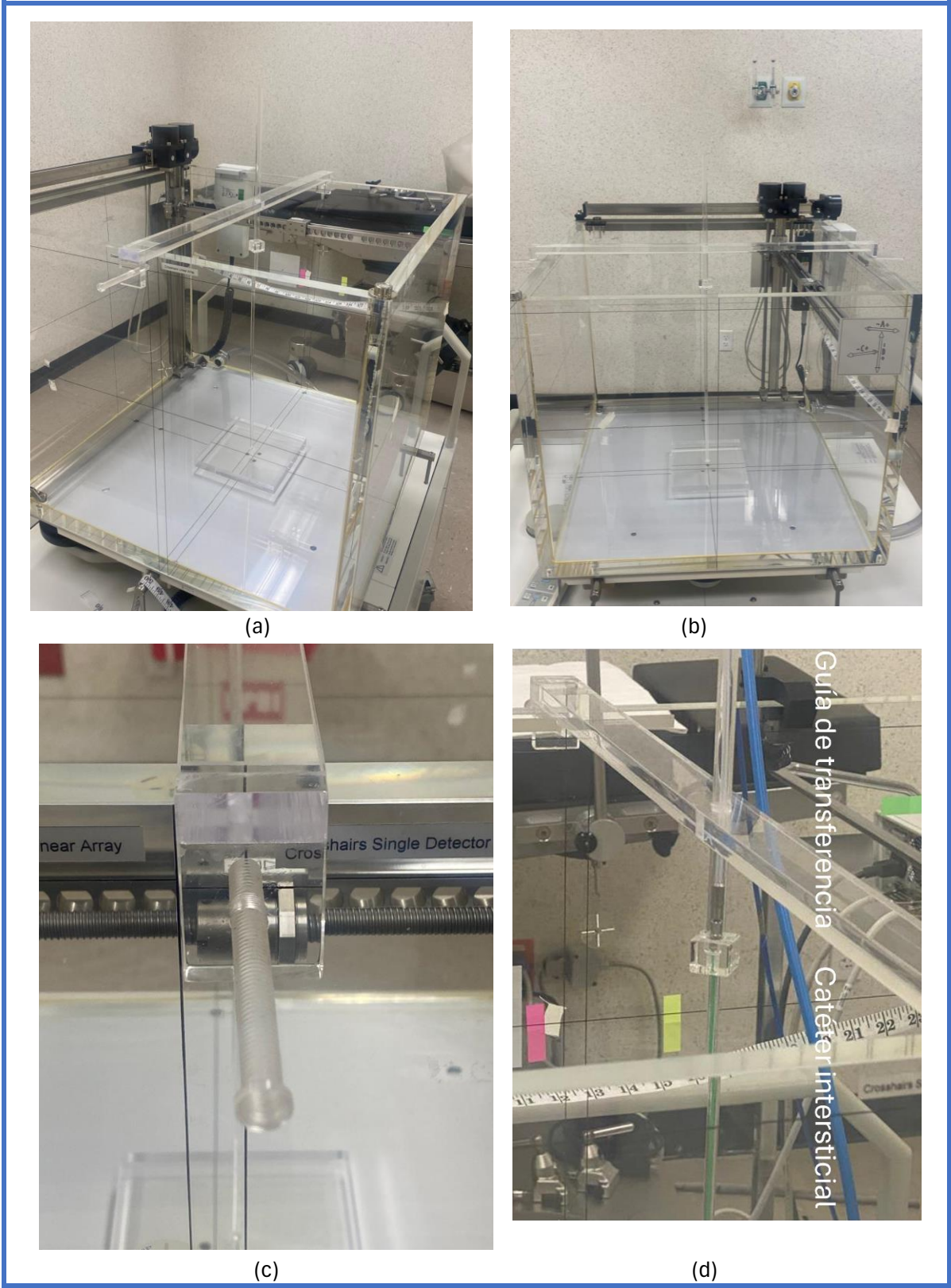


Figura 4.10 Dispositivo de posicionamiento fabricado para la fuente radioactiva.

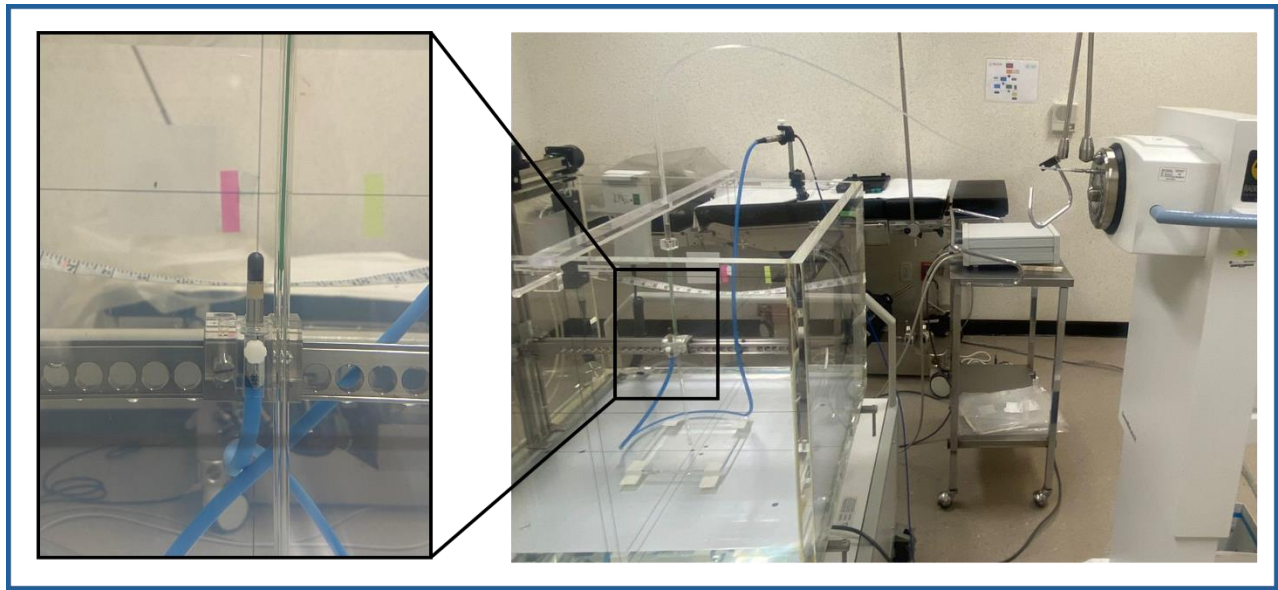


Figura 4.11 Montaje experimental para la determinación de las funciones dosimétricas con una cámara de ionización.

Una vez montado el dispositivo de posicionamiento e introducido el catéter intersticial conectado a la guía de transferencia, una cámara de ionización semiflex se colocó sobre el riel del tanque de agua y se conectó a un electrómetro. La fuente de Ir-192 fue programada para llegar y permanecer en el extremo del catéter intersticial, ubicado en el centro del tanque de agua; en ese punto se mantuvo la fuente durante todas las mediciones que a continuación se describen.

El primer paso fue localizar el centro geométrico de la fuente con la cámara de ionización de manera análoga a la localización del centro de la fuente en las películas radiocrómicas para las mediciones experimentales (Figura 4.7), para establecer un origen de coordenadas. Para lo cual, la cámara de ionización escaneó la fuente en las direcciones x , y y z (ver Figura 4.12) en pasos de 2 mm, registrando lecturas de corriente durante 30 segundos en cada uno de los pasos a través de un electrómetro conectado a la cámara. La corriente se graficó en función de la distancia en las diferentes direcciones. El punto de máxima corriente en las tres direcciones indicaba el centro geométrico de la fuente. Ese punto se estableció como el origen del sistema de coordenadas para las mediciones de interés.

Los movimientos de la cámara fueron controlados de manera remota usando el programa MEPHYSTO, el cual permite ingresar las coordenadas a donde se desea desplazar la cámara a partir de un origen que uno establece.

Luego de ubicar el centro de la fuente y establecer en ese punto el origen del sistema de coordenadas, se realizaron las mediciones necesarias para el cálculo de las funciones dosimétricas en las mismas posiciones que en la metodología anterior, es decir, a distancias radiales de 1 a 10 cm a intervalos de 1 cm y en ángulos polares de 20° a 160° en pasos de 10° con respecto al centro efectivo de la fuente encontrado. Cabe mencionar que debido a que las funciones están definidas en un solo plano (por la simetría de la fuente), las mediciones con la cámara se realizaron en el plano $z-x$, manteniendo y constante.

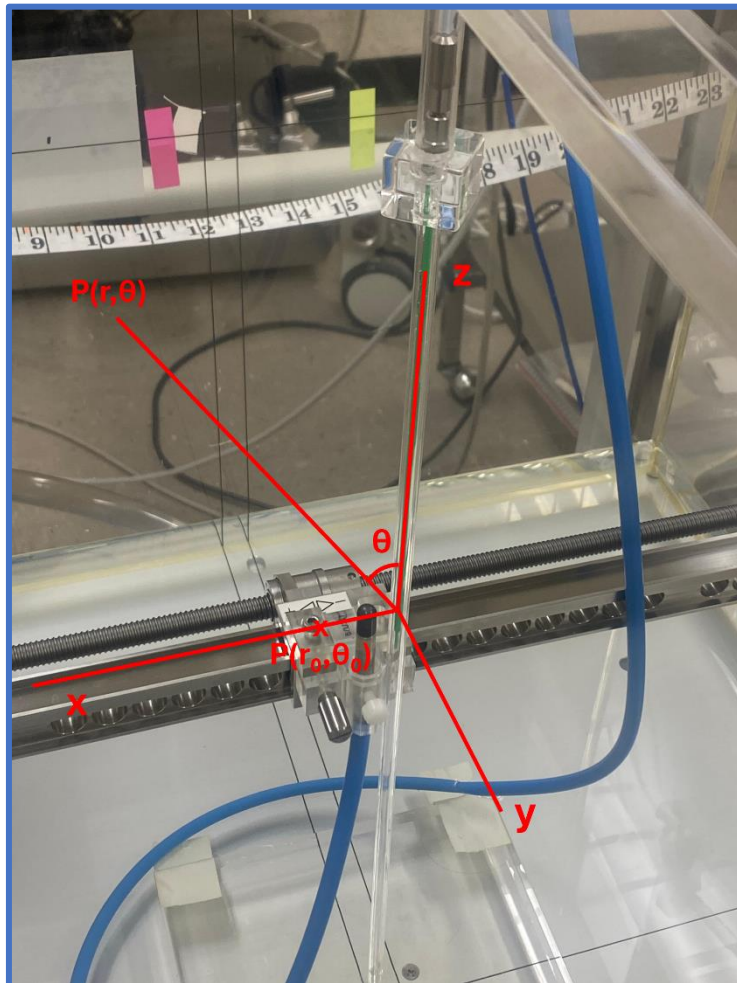


Figura 4.12 Sistema de coordenadas establecido sobre el arreglo fuente-cámara de ionización.

Dado que en MEPHYSTO solo se pueden programar coordenadas cartesianas para el movimiento de la cámara, se realizó un cambio de coordenadas, de polares a cartesianas. Esto es $(r, \theta) \rightarrow (x, y)$ tal que $x = r \cos \theta$, $y = r \sin \theta$. Este cambio de coordenadas se hizo para todos los puntos que se encuentran de 1 a 10cm y en ángulos de 20° a 160° , que son los puntos de interés como se mencionó antes. Debido a las dimensiones de la cámara y a las del tubo de acrílico para las distancias radiales de 1 y 2 cm solo se cubrió el ángulo de 90° ; este también es el motivo por el cual no se realizaron medidas en los ángulos cercanos a 0° y 180° .

En cada posición se registró el valor de corriente durante un período de 30s con el electrómetro. Los valores obtenidos se convirtieron a dosis siguiendo el protocolo OIEA TRS 398 [35] utilizando la siguiente expresión:

$$D = M \cdot N_{D,W} \cdot k_{TP} \cdot k_{rec} \cdot k_s \quad (\text{Ec. 4.13})$$

Donde:

- M es la corriente registrada en el electrómetro, expresado en Coulomb (C).
- $N_{D,W}$ es el factor de calibración de la cámara de ionización semiflex 31010. La cámara fue calibrada el día 7/06/2022 y el factor indicado en el certificado es de 2.985×10^8 Gy/C.
- k_{TP} es el factor de corrección para presión y temperatura el cual se aplicó en cada lectura, se calcula con la Ec. 3.8, es una cantidad adimensional.
- k_{pol} es el factor de corrección para polaridad, se calcula con la Ec. 3.7, es una cantidad adimensional.
- k_{rec} es el factor de corrección para recombinación de iones, se calcula con la Ec. 3.6, es una cantidad adimensional.

Los últimos dos factores, debido a la gran cantidad de mediciones que se realizaron y su relativamente poco impacto, no fueron considerados en este trabajo.

4.1.3.3. Cálculo de la constante de tasa de dosis, la función de dosis radial y la función de anisotropía

Los valores de estas funciones se calcularon mediante las ecuaciones 3.12, 3.13 y 3.14 respectivamente, a partir de las mediciones de tasa de dosis obtenidas de la metodología 4.1.3.1 y también a partir de las mediciones obtenidas del procedimiento 4.1.3.2, es decir cada una de las tres funciones se calculó dos veces, una por cada método de medición de tasa de dosis.

4.2. Segunda parte: Verificación de la distribución de dosis alrededor de aplicadores ginecológicos

Para la segunda parte de este proyecto se empleó el material enlistado en la tabla 4.4.

Tabla 4.4 Material utilizado para medir distribuciones de dosis alrededor de aplicadores ginecológicos.

Material/Equipo	Marca	Modelo
Sistema de carga remota	Varian	GammaMed Plus iX
Fuente de ¹⁹² Ir	Curium Netherlands B.V.	GammaMed Plus HDR 0.9 mm
Sistema de planeación mediante CT	Varian	BrachyVision, 10ma versión
Tomógrafo	General Electric	LIGHTSPEED RT 16 SYSTEM
Aplicador Fletcher Suit Declos	Varian	AL13030001
Aplicador Cilindrico	Varian	GM11011100
Películas radiocrómicas	Gafchromic	EBT2, lote No. A08171101B
Escáner de cama plana	Epson	10000XL
Cámara de ionización Semiflex	PTW	31010, fecha de calibración:07/06/2022, No. serie:4326
Electrómetro	Standard Imaging	CDX-2000B, fecha de calibración: 02/06/2022, No.serie: B110265
Tubo de transferencia	Varian	GM11000370
Maniquí para medir distribuciones de dosis en aplicadores ginecológicos	Elaboración propia	Elaboración propia

La dosis calculada por el sistema de planeación se verificó en varios puntos de interés alrededor de un aplicador cilíndrico y uno tipo Fletcher mediante películas radiocrómicas y una cámara de ionización a través de un maniquí de fabricación propia.

4.2.1. Diseño y fabricación de maniquí

El diseño del maniquí es completamente original, basado en una revisión exhaustiva de los pocos maniquís previamente reportados para el mismo propósito (sección 2.1), buscando cubrir aquellas características que no cumplen los maniquís previos como lo son: bajo costo, versatilidad para usarse en cualquier aplicador, opción de escoger el dosímetro para las mediciones de dosis y oportunidad de realizar mediciones en cualquier punto deseado alrededor del aplicador. El concepto final del maniquí asemeja al de las mesas ópticas, las cuales cuentan con una matriz de orificios en donde se tiene la opción de colocar y remover piezas en cualquier punto y altura a conveniencia. A continuación, se describe el maniquí y se evidencia esta semejanza.

El maniquí fue diseñado con el apoyo de un software para el modelado en 3D llamado Inventor. En la Figura 4.13, se presenta una representación esquemática de sus componentes y dimensiones. El maniquí consiste en una placa rectangular de acrílico con múltiples orificios roscados. En cualquiera de estos orificios, es posible introducir soportes (Figura 4.14c) o tornillos (Figura 4.14d) de acrílico mediante giros. Los soportes permiten sujetar un aplicador cilíndrico o fletcher o bien una cámara de ionización, mientras que los tornillos permiten sostener en su extremo plano una película radiocrómica. Para asegurar que los soportes y que los tornillos no se muevan de la posición deseada una vez introducidos en los orificios de la base rectangular, se diseñaron unas tuercas. Puesto que este maniquí debe sumergirse en agua para simular el tejido, se diseñó una pieza rectangular ranurada para colocar al maniquí de forma vertical y así evitar la entrada de agua a los aplicadores.

Cabe mencionar que los soportes que se mencionaron tienen forma de letra "F" (Figura 4.14c), lo que permite insertar en el espacio de su parte superior los aplicadores o la cámara de ionización. Para asegurar que estos elementos permanezcan fijos, se le añadieron tornillos de presión. Además, en la parte inferior del soporte se integró un tornillo, lo que permite su enroscado en cualquiera de los orificios de la base rectangular, tal como se mencionó anteriormente.

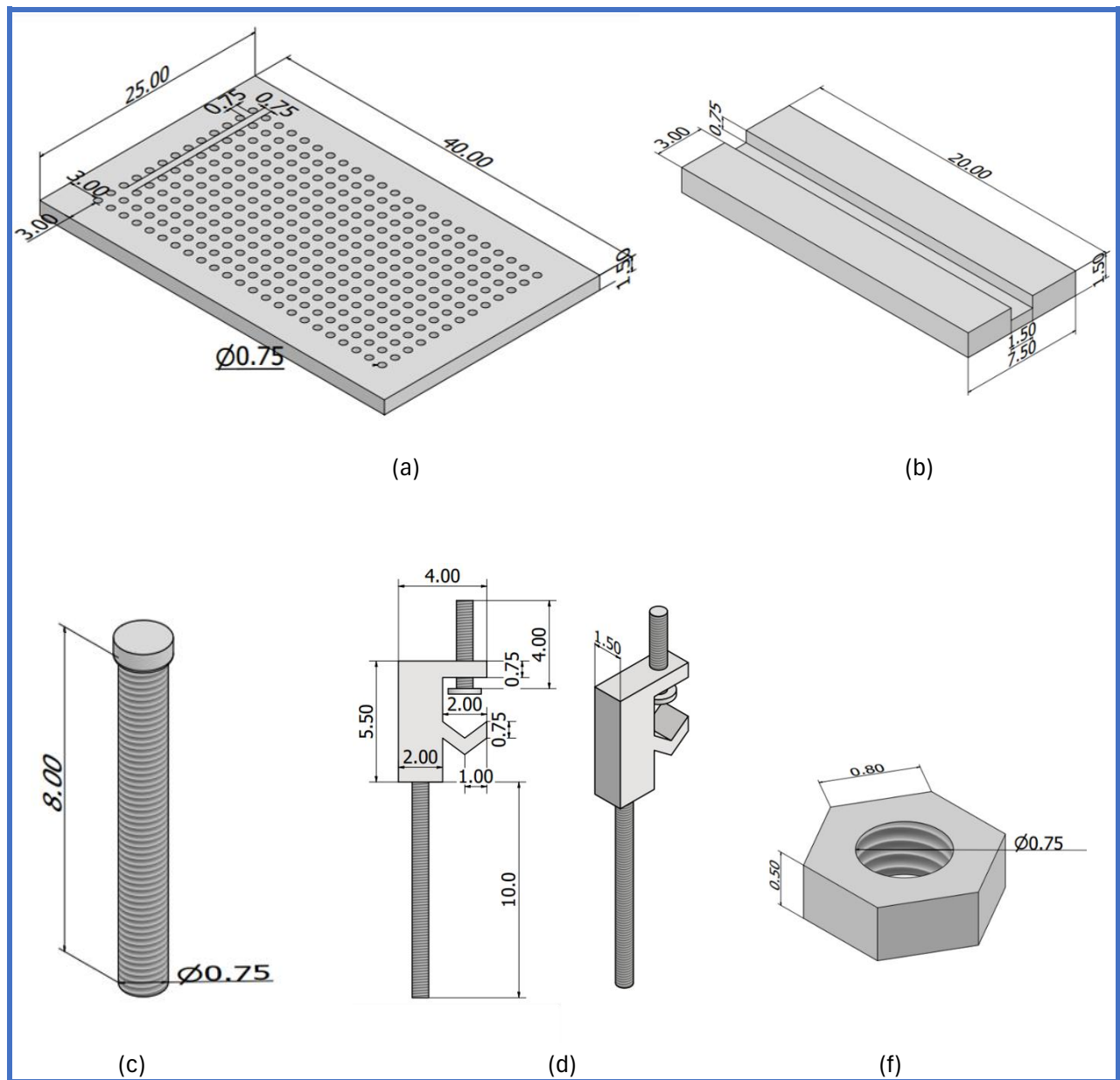


Figura 4.13 Diseño de las piezas del maniquí, Ø indica diámetro, todas las medidas que se presentan estan en cm.

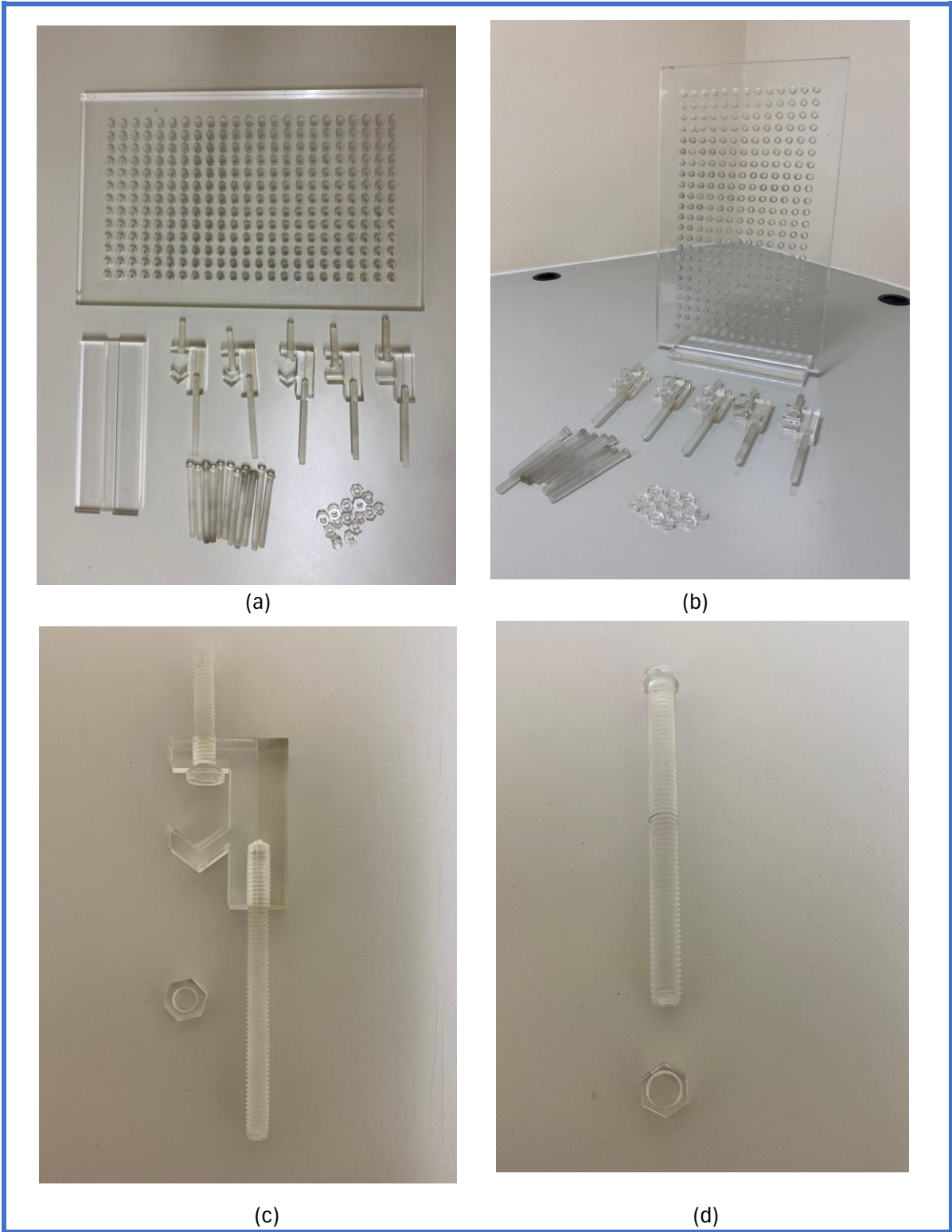


Figura 4.14 Maniquí fabricado en este trabajo a) sus componentes b) posicionamiento vertical del maniquí c) Soporte de acrílico d) barra de acrílico.

4.2.2. Tomografía del maniquí

Los aplicadores cilíndrico y Fletcher se montaron por separado en el maniquí fabricado, sujetándolos con uno y dos soportes respectivamente. Se adquirió una tomografía computarizada (parámetros: 120KVp, 200mA) de ambos arreglos individualmente. En la Figura 4.15 se muestra una fotografía tomada durante la adquisición de la CT del maniquí con el aplicador Fletcher y a su costado se presenta la imagen tomográfica obtenida y reconstruida mediante el sistema de planeación.

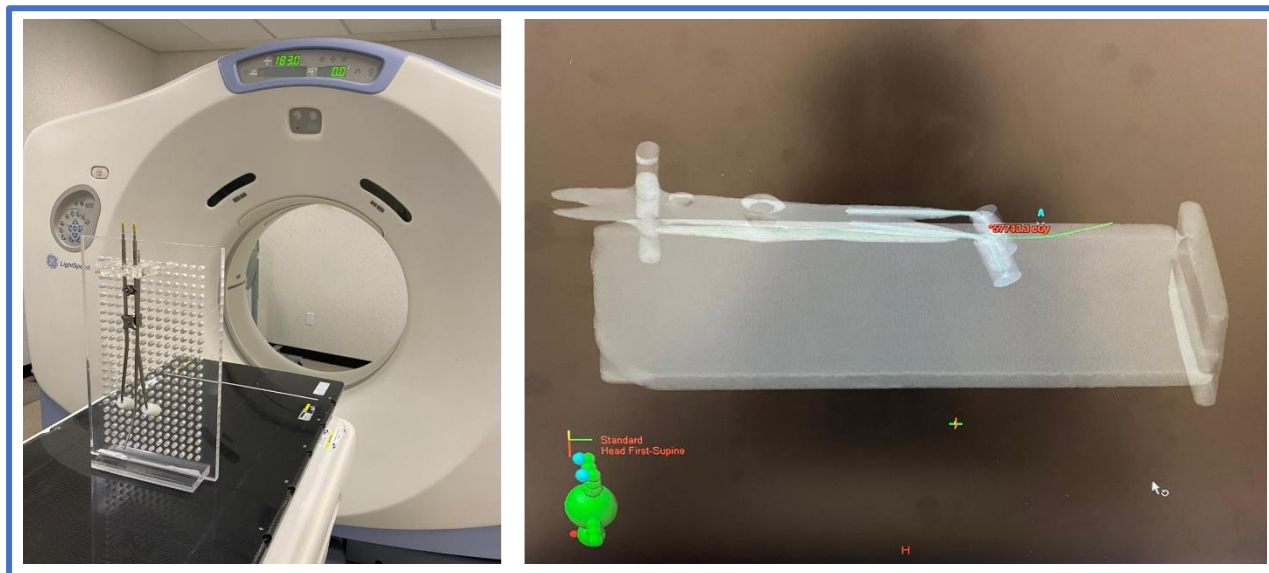


Figura 4.15 Adquisición tomográfica del aplicador Fletcher montado sobre el maniquí fabricado.

Cabe mencionar que la toma de imágenes se realizó sin sumergirla en agua, ya que, al exportar las imágenes al sistema de planeación, este realiza los cálculos en un medio homogéneo de agua, por lo que no era necesario, pero al momento de irradiar si se requería sumergir el arreglo en agua.

4.2.3. Planeación del tratamiento sobre el maniquí

La dosis calculada por el sistema de planeación se verificó en varios puntos de interés alrededor del aplicador cilíndrico y Fletcher. En el caso del aplicador Fletcher, los puntos de interés incluyen el punto A, ubicado 2 cm lateral al tándem y 2 cm lateral a los colpostados, el punto V, localizado en la zona de la Vejiga y el punto R localizado en la zona del Recto. En el caso del cilindro, el punto de interés es el punto I, que se encuentra a 1 cm de la superficie del aplicador y se suele utilizar como punto de prescripción de dosis.

Con las imágenes obtenidas se realizó un plan de tratamiento mediante el sistema de planeación BrachyVision 10ª versión. Se planeó una dosis de 9 Gy en el punto A, en el caso del aplicador Fletcher y una dosis de 7 Gy en el punto I, en el caso del aplicador cilíndrico.

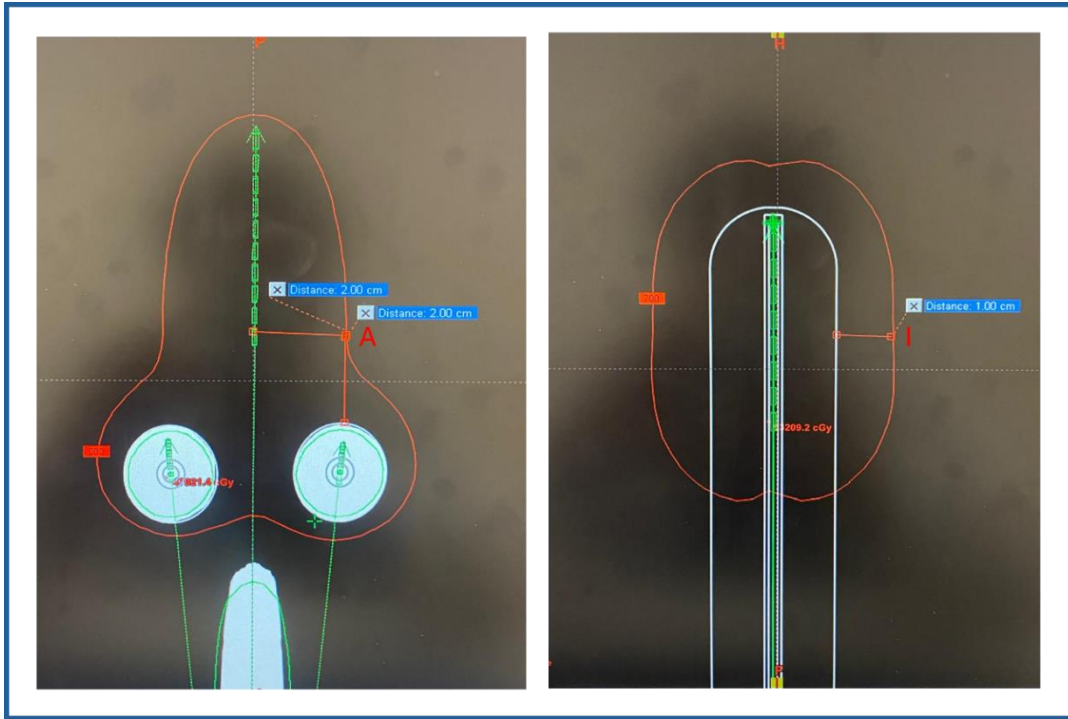


Figura 4.16 Planes de tratamiento elaborados para *a*) un aplicador Fletcher con prescripción de dosis en el punto A (2 cm lateral al tándem y 2 cm lateral a los colpostados) y *b*) un aplicador cilíndrico con prescripción de dosis en el punto I (1 cm desde la superficie del aplicador).

4.2.4. Colocación de dosímetros en el maniquí e irradiación de estos

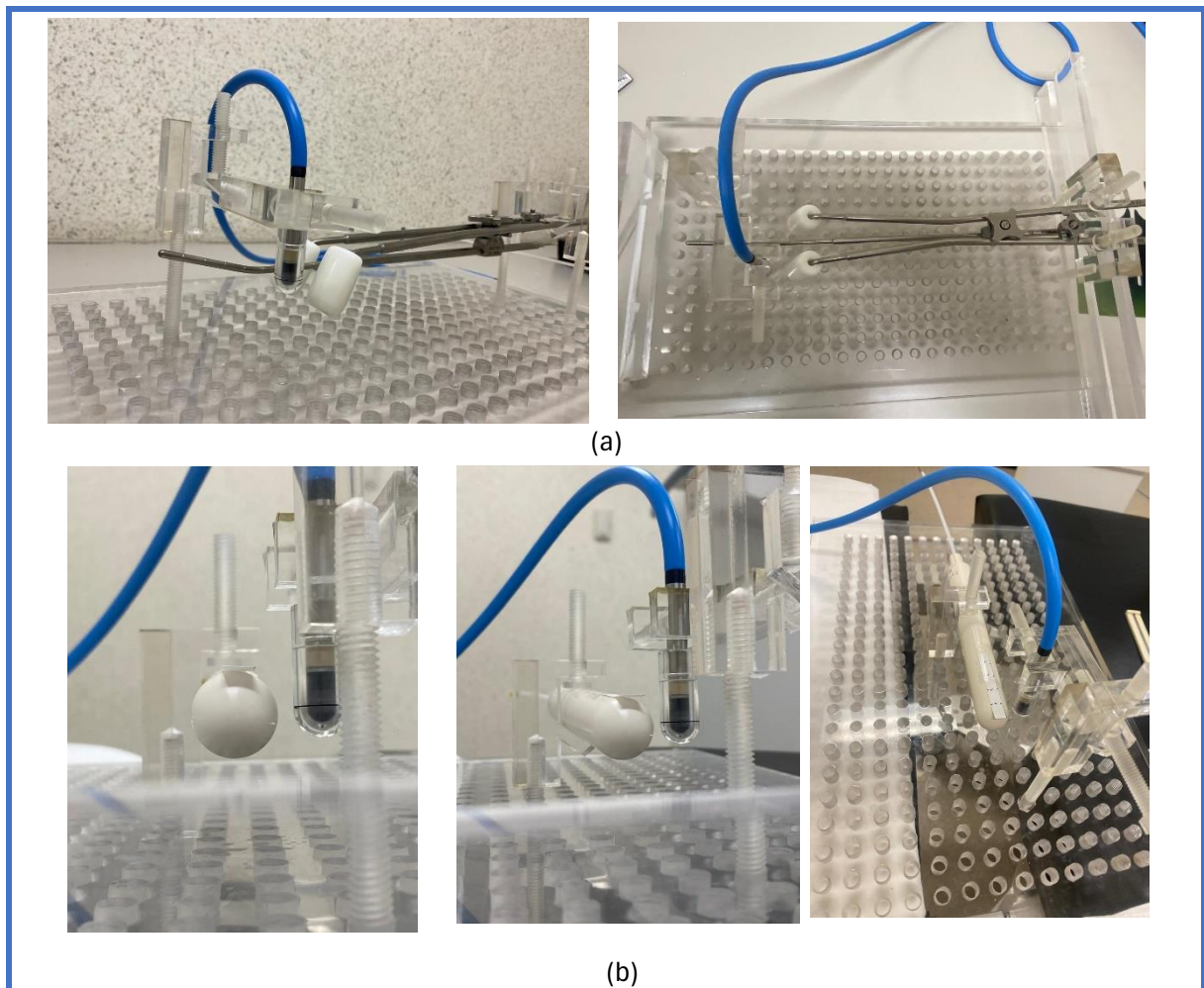
La verificación de la dosis en los distintos puntos de interés alrededor de los dos aplicadores se llevó a cabo mediante dos dosímetros diferentes, con películas radiocrómicas y con una cámara de ionización.

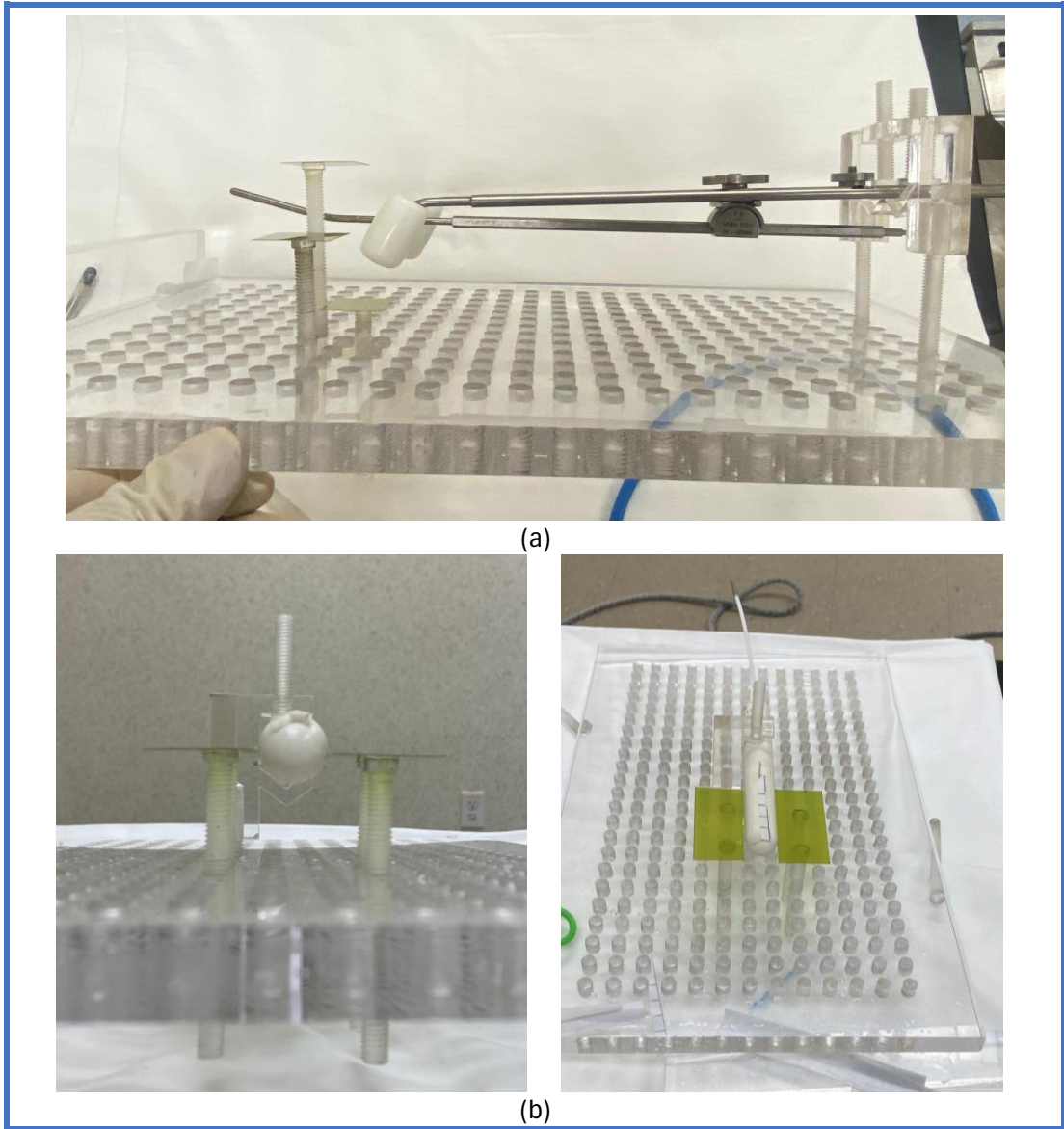
Cuando se utilizó la cámara de ionización como detector de radiación, se incorporó al maniquí con un soporte adicional de tal forma que su punto efectivo coincidiera con los puntos de interés en cada caso (aplicador Fletcher y cilíndrico) como se muestra en la Figura 4.17.

Una vez colocada la cámara, el maniquí se sumergió en un tanque con agua (ver Figura 4.19a) y se irradió con las dosis antes mencionadas. Utilizando un electrómetro conectado a la cámara, se registró el valor de la corriente durante el tiempo de tratamiento; estos valores se convirtieron a dosis usando la ecuación 4.13.

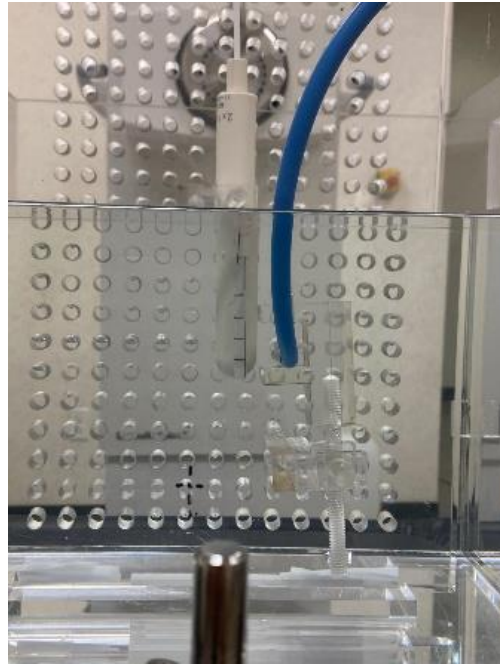
Cuando se utilizaron películas radiocrómicas, se prepararon varias películas, de 2.5x3 cm para el aplicador Fletcher y de 3x6 cm para el cilindro, una para cada posición de interés, luego se marcaron pequeños puntos en los 4 bordes de cada película, el cruce de las dos líneas imaginarias que unen dos puntos en lados opuestos indicó el punto exacto de medición. Las películas se colocaron en estas posiciones con ayuda de barras acrílicas como se muestra en la Figura 4.18. Estos arreglos también se sumergieron en agua (4.19b) y las exposiciones se realizaron a las mismas dosis. Una vez escaneadas las películas, los valores de DOn en los puntos de interés se convirtieron en dosis con la ecuación de ajuste de las películas calibradas con la fuente de ^{192}Ir .

Figura 4.17 Colocación de cámara de ionización en el maniquí en los puntos de interés alrededor del aplicador a) Fletcher b) cilíndrico.

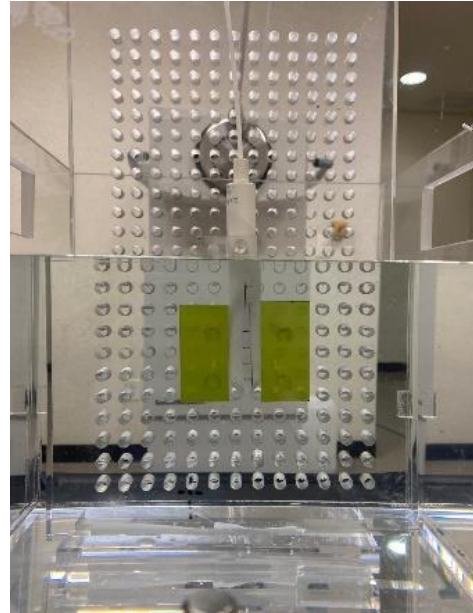
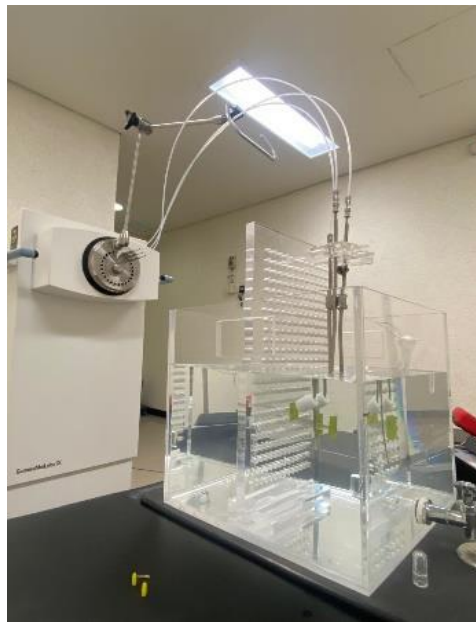




*Figura 4.18 Colocación de películas radiocrómicas en el maniquí en los puntos de interés alrededor del aplicador **a)** Fletcher **b)** cilíndrico.*



(a)



(b)

Figura 4.19 Verificación de la distribución de dosis alrededor de un aplicador Fletcher y uno cilíndrico a) usando cámara de ionización b) empleando películas radiocrómicas.

Capítulo 5. Resultados y discusión

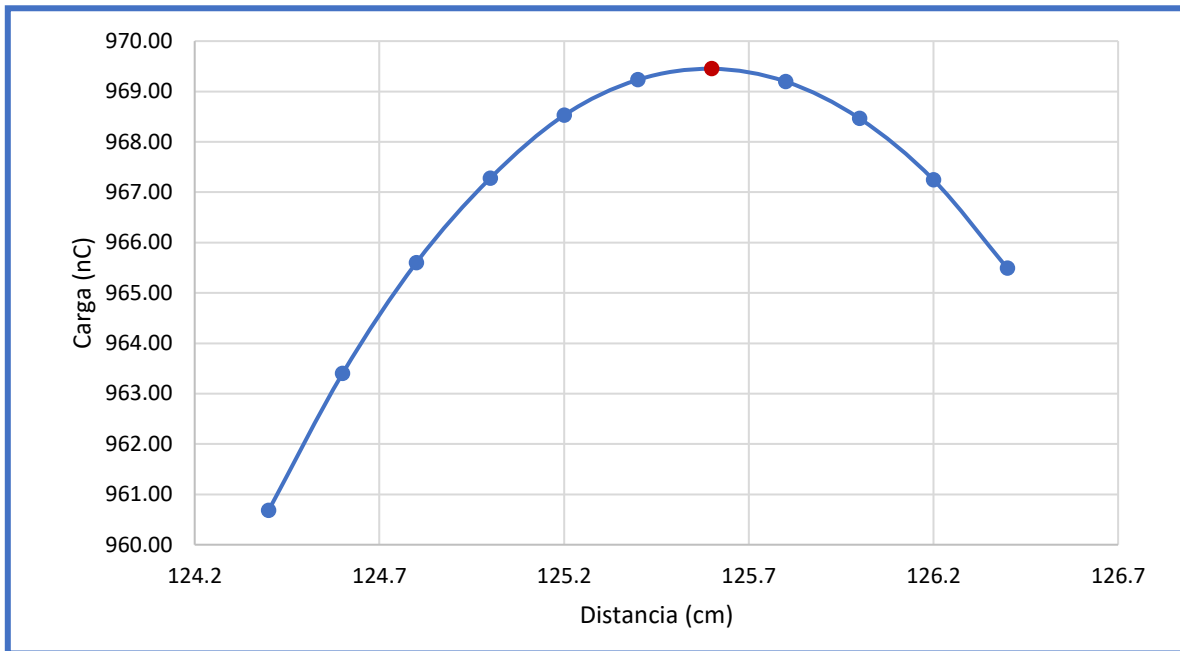
5.2. Determinación de las funciones dosimétricas

5.2.1. Determinación de la intensidad de kerma en aire, S_k

Los valores de carga obtenidos en los 11 pasos programados de la fuente dentro del catéter desde la posición de 124.4 cm hasta la posición 126.4 cm para encontrar el punto de máxima respuesta se muestran en la Tabla 5.1. Como se realizaron 3 inserciones de la fuente, se presentan 3 lecturas por posición y el promedio. En la Gráfica 5.1 se presentan los valores de carga promedio obtenidos en función de las posiciones.

Tabla 5.1 Valores de carga obtenidos en las diferentes posiciones de la fuente dentro del catéter para la obtención del punto de máxima respuesta.

Posición	Long (cm)	Q1 (nC)	Q2 (nC)	Q3 (nC)	Qprom (nC)
1	124.4	-960.67	-960.68	-960.69	-960.68
2	124.6	-963.40	-963.39	-963.40	-963.40
3	124.8	-965.60	-965.59	-965.61	-965.60
4	125.0	-967.27	-967.27	-967.29	-967.28
5	125.2	-968.52	-968.53	-968.53	-968.53
6	125.4	-969.25	-969.23	-969.22	-969.23
7	125.6	-969.45	-969.45	-969.45	-969.45
8	125.8	-969.20	-969.21	-969.18	-969.20
9	126.0	-968.47	-968.46	-968.46	-968.46
10	126.2	-967.26	-967.24	-967.24	-967.25
11	126.4	-965.48	-965.49	-965.50	-965.49
Posición de máxima respuesta			125.6		



Gráfica 5.1 Carga en función de la posición de la fuente dentro del catéter para la obtención del punto de máxima respuesta.

El punto de máxima respuesta mostrado en color rojo en la Gráfica 5.1 se encontró en la posición de 125.6 cm dentro del catéter. En dicha posición se colocó la fuente para medir la intensidad de kerma en aire.

Para una polaridad de +300V, las 5 lecturas de carga medidas en la posición de calibración durante un tiempo de 60s por lectura se muestran en la Tabla 5.2. junto con las lecturas de presión y temperatura registradas por cada medición de carga. Asimismo, en la misma Tabla 5.2 se presentan los factores de corrección por presión y temperatura calculados por medio de la ecuación 3.8. El cálculo de este factor de corrección para los promedios de presión y temperaturas es el siguiente:

$$K_{TP} = \frac{273.15 + (20.90)}{273.15 + (22.00)} \cdot \frac{1013.00hPa}{777.90hPa} = 1.30$$

Tabla 5.2 Lecturas de carga obtenidas con una polaridad de +300V.

Lectura	Q1 (nC)	T (°C)	P (hPa)	K _{TP}	Q1 corregida por K _{TP} (nC)
1	-3878.5	20.9	777.8	1.30	-5033.74
2	-3878.5	20.9	777.9	1.30	-5033.09
3	-3878.5	20.9	777.9	1.30	-5033.09
4	-3878.5	20.9	777.9	1.30	-5033.09
5	-3878.5	20.9	778.0	1.30	-5032.45
Promedio	-3878.50	20.90	777.90	1.30	-5033.09

Las mediciones hechas en el mismo punto para las polaridades +150V y -300V se presentan en las Tablas 5.3 y 5.4 respectivamente, dichas mediciones también se realizaron durante un tiempo de 60s por cada una.

Tabla 5.3 Lecturas de carga obtenidas con una polaridad de +150V.

Lectura	Q2 (nC)	T (°C)	P (hPa)	k _{tp}	Corr (nC)
1	-3873.90	20.90	778.10	1.297	5025.83
2	-3874.10	20.90	778.10	1.297	5026.09
3	-3874.10	20.90	778.20	1.297	5025.45
4	-3874.20	20.90	778.20	1.297	5025.58
5	-3874.10	20.90	778.20	1.297	5025.45
Promedio	-3874.08	20.90	778.16	1.297	5025.68

Tabla 5.4 Lecturas de carga obtenidas con una polaridad de -300V

Lectura	Q3 (nC)	T (°C)	P (hPa)	k _{tp}	Corr (nC)
1	3877.50	20.90	778.20	1.30	5029.86
2	3877.60	20.90	778.30	1.30	5029.34
3	3877.60	20.90	778.30	1.30	5029.34
4	3877.80	20.90	778.50	1.30	5028.31
5	3877.80	20.90	778.50	1.30	5028.31
Promedio	3877.66	20.90	778.36	1.30	5029.03

Con el promedio de las lecturas de carga a la polaridad de +300V y +150V se calculó el factor de corrección por recombinación, sustituyéndolos en la ecuación 3.6.

$$K_{rec} = \frac{1}{\frac{4}{3} - \frac{3875.5}{3(3874.08)}} = 1.00$$

Con el promedio de las lecturas de carga a la polaridad de +300V y -150V se calculó el factor de corrección por polarización, sustituyéndolos en la ecuación 3.17.

$$K_{pol} = \frac{3875.5 + 3877.66}{2(3875.5)} = 0.99$$

En el certificado de calibración de la cámara de pozo se indica su factor de calibración, así como el factor de calibración del electrómetro, los cuales son:

$$N = 4.69 \times 10^5 \left(\frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{A}} \right)$$

$$K_{elec} = 1$$

Finalmente, tal como lo indica la ecuación 3.5, dividiendo la lectura promedio de carga a la polaridad de +300V entre el tiempo y multiplicando por los factores de corrección calculados arriba, obtenemos la intensidad de kerma en aire medida experimentalmente ($S_{k,E}$):

$$S_{k,E} = \left(\frac{3878.5 \times 10^{-9}}{30} \text{A} \right) \cdot \left(4.69 \times 10^5 \frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h} \cdot \text{A}} \right) \cdot 1.30 \cdot 1.00 \cdot 0.99 = 39328.71 \frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h}}$$

La fecha de la medición de $S_{k,E}$ llevada a cabo en el hospital fue el 19 de diciembre del 2023 a las 7:27 pm, mientras que el valor reportado por el fabricante de la intensidad de kerma en aire indicado en el certificado de calibración ($S_{k,C}$) al día 1 de diciembre del 2023 a las 4:21 am es de $45770 \frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h}}$.

Debido a que transcurrieron 18.629 días desde la expedición del certificado por el fabricante al día de la medición en el hospital, se realizó un ajuste por el decaimiento de la fuente para poder comparar ambos valores:

$$S_{k,AD} = S_{k,C} \cdot e^{-\lambda \cdot t} = 45770 \frac{\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2}{\text{h}} \cdot e^{-(0.009 \text{d}^{-1}) \cdot (18.629 \text{d})} = 38426 \frac{\text{cGy}}{\text{h} \cdot \text{cm}^2}$$

Donde $S_{k,AD}$ es el valor de la intensidad de kerma en aire indicado en el certificado ajustada por decaimiento.

La diferencia relativa porcentual entre el valor medido y el reportado ajustado por decaimiento es de:

$$e\% = \left| \frac{S_{k,AD} - S_{k,E}}{S_{k,AD}} \right| \times 100 = 2.35\%$$

Como la diferencia fue menor a la tolerancia permitida del 5% de acuerdo con el TECDOC 1274, la fuente aprobó la verificación para poder ser usada en tratamientos.

5.2.2. Determinación de la función geométrica, $G(r, \theta)$

Las funciones geométricas de la fuente de Ir-192 usada en este trabajo, la cual tiene una longitud activa $L=0.35$ cm, se calcularon analíticamente para todos los puntos comprendidos en las distancias radiales de 0 a 10 cm en pasos de 1 cm y los ángulos polares de 20° a 160° en pasos de 10° usando la siguiente expresión:

$$G(r, \theta) = \frac{\arctan \left[\frac{L}{2r \sin \theta} + \cot \theta \right] + \arctan \left[\frac{L}{2r \sin \theta} - \cot \theta \right]}{Lr \sin \theta}$$

Por ejemplo, el cálculo de la función geométrica en el punto que se encuentra a una distancia radial $r=3$ cm y a un ángulo polar $\theta=40^\circ$ con respecto al centro de la fuente es el siguiente:

$$G(r, \theta) = \frac{\arctan \left[\frac{0.35 \text{ cm}}{2(3 \text{ cm}) \sin 40^\circ} + \cot 40^\circ \right] + \arctan \left[\frac{0.35 \text{ cm}}{2(3 \text{ cm}) \sin 40^\circ} - \cot 40^\circ \right]}{(0.35 \text{ cm})(3 \text{ cm}) \sin(40^\circ)} = 0.1113$$

Los demás valores en los otros puntos de interés se calcularon de la misma forma, obteniendo la Tabla 5.5. A esta tabla se agregó con fines comparativos, el cálculo considerando a la fuente como puntual cuya operación únicamente es $1/r^2$.

De la tabla 5.5 se puede observar que, para cualquier ángulo polar, a medida que se incrementa la distancia desde el centro de la fuente los valores se vuelven cada vez más pequeños. También podemos observar que conforme aumenta la distancia, los valores de ambas aproximaciones (lineal

y puntual) se asemejan cada vez más, para nuestro caso la aproximación de fuente puntual es exactamente igual a la aproximación lineal en cualquier ángulo a partir de distancias mayores o iguales a 5cm, por lo que podría usarse para el cálculo del factor geométrico en estas distancias de forma indistinta.

Adicionalmente, podemos apreciar que en ángulos que son simétricos respecto al eje transversal de la fuente (90°) por ejemplo en los ángulos de 80° y 100° los valores son iguales a cada distancia, y el valor mínimo a cada distancia ocurre sobre el eje transversal (ángulo de 90°).

Tabla 5.5 Valores de la función geométrica calculadas para distancias radiales de 1 a 10 cm y a ángulos polares de 20 a 160°.

		FUNCION GEOMETRICA									
r(cm) →		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
θ(°) ↓											
Aproximación de fuente lineal	20	1.0264	0.2516	0.1114	0.0626	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	30	1.0206	0.2513	0.1114	0.0626	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	40	1.0136	0.2509	0.1113	0.0626	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	50	1.0064	0.2504	0.1112	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	60	0.9998	0.2500	0.1111	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	70	0.9945	0.2497	0.1110	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	80	0.9911	0.2494	0.1110	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	90	0.9900	0.2494	0.1110	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	100	0.9911	0.2494	0.1110	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	110	0.9945	0.2497	0.1110	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	120	0.9998	0.2500	0.1111	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	130	1.0064	0.2504	0.1112	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	140	1.0136	0.2509	0.1113	0.0626	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
	150	1.0206	0.2513	0.1114	0.0626	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100
160	1.0264	0.2516	0.1114	0.0626	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100	
Aproximación de fuente puntual		1.0000	0.2500	0.1111	0.0625	0.0400	0.0278	0.0204	0.0156	0.0123	0.0100

5.2.3. Determinación de la constante de tasa de dosis, función de dosis radial y función de anisotropía

Como se mencionó anteriormente, para calcular estas funciones se realizaron mediciones de tasas de dosis alrededor de una fuente de Ir-192 por medio de películas radiocrómicas en un maniquí de placas de agua sólida y también por separado con una cámara de ionización en un tanque de agua, esto con fines comparativos.

5.2.3.1. Placas de agua sólida y películas radiocrómicas

Antes de realizar las mediciones de interés, las películas radiocrómicas fueron calibradas.

I. Calibración de películas

Las películas radiocrómicas fueron calibradas por separado con una fuente de ^{192}Ir emisora de fotones con energía promedio de 0.38 MeV y con un acelerador lineal de 6 MV con fines comparativos.

En las Figuras 5.1a y 5.1b se muestran las películas irradiadas en el rango de dosis de 0 a 30 Gy (0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 15, 20, 25, 30 Gy) con el acelerador lineal y la fuente de ^{192}Ir respectivamente.

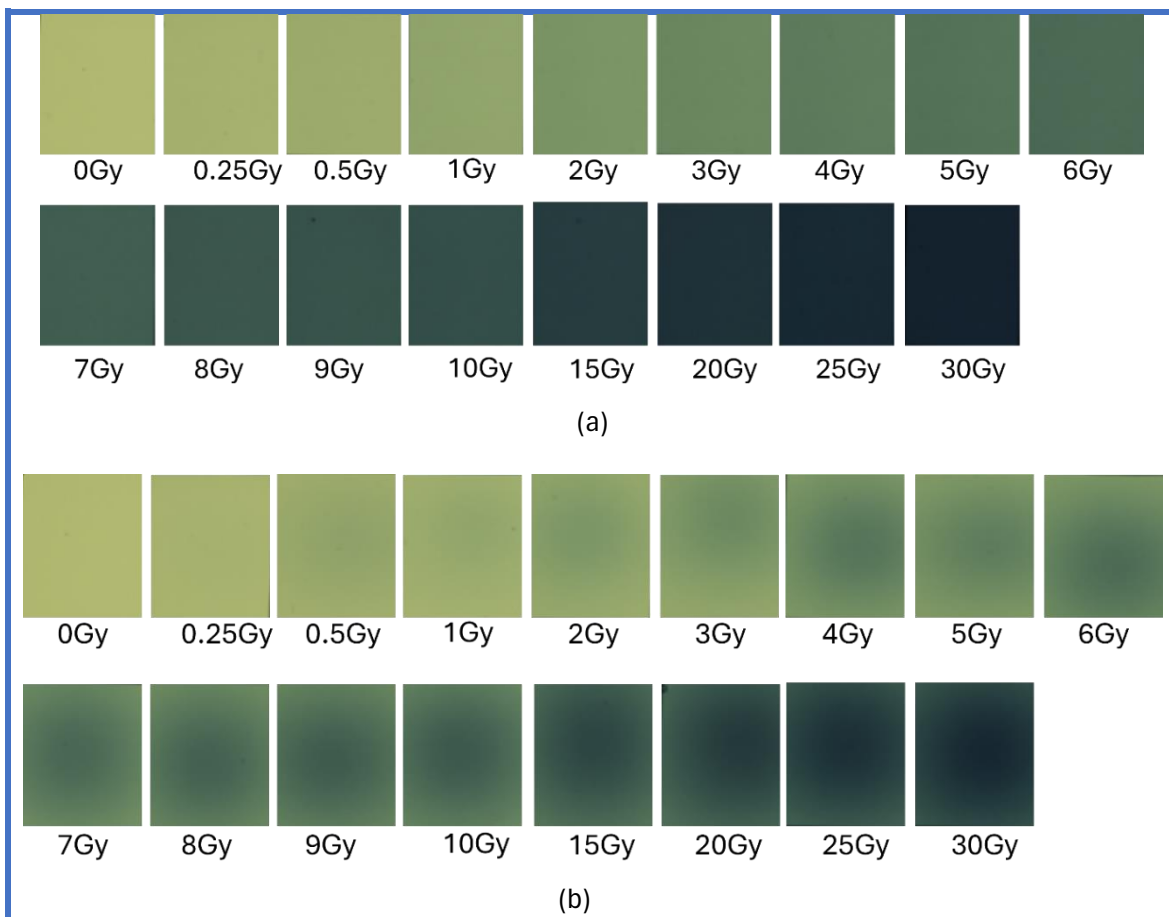


Figura 5.1 Imágenes de las películas irradiadas en un rango de dosis de 0 a 30 Gy **a)** con un acelerador lineal y **b)** con una fuente de ^{192}Ir .

Los valores medio de intensidad de pixeles (Vmp_i) y sus respectivas desviaciones estándar (σ_{Vmp_i}) obtenidos en las películas irradiadas con el acelerador lineal y con la fuente de Ir-192 a las distintas dosis (0 a 30Gy) y en las regiones de interés especificadas en la metodología se muestran en la tabla 5.6 y tabla 5.7 respectivamente. Cabe recordar que para cada dosis se irradiaron y analizaron tres películas ($i=1,2,3$).

Tabla 5.6 Valores medio de intensidad de pixeles (Vmp_i) y sus respectivas desviaciones estándar (σ_{Vmp_i}) obtenidos en las películas irradiadas con un Acelerador Lineal con dosis de 0 a 30 Gy.

Dosis de irradiación (Gy)	Película i	Vmp_i	σ_{Vmp_i}
0	1	45396	93
	2	45405	81
	3	45406	80
0.25	1	42599	114

	2	42509	141
	3	42557	88
0.5	1	40248	102
	2	40245	82
	3	40363	101
1	1	36982	116
	2	37059	111
	3	37328	106
2	1	31316	124
	2	31580	138
	3	31658	110
3	1	27242	129
	2	27348	123
	3	27127	119
4	1	24091	163
	2	24224	142
	3	24151	121
5	1	21555	162
	2	21659	142
	3	21411	123
6	1	19636	155
	2	19465	146
	3	19539	128
7	1	17962	138
	2	18377	154
	3	18115	137
8	1	16850	167
	2	16827	179
	3	16860	143
9	1	15895	142
	2	15864	139
	3	15933	122
10	1	15038	142
	2	15013	150
	3	15070	142
15	1	11450	99
	2	11490	99
	3	11483	93
20	1	9218	111
	2	9211	113
	3	9106	106

25	1	7187	81
	2	7045	103
	3	7083	92
30	1	5907	91
	2	5880	89
	3	5888	77

Tabla 5.7 Valores medio de intensidad de pixeles (Vmp_i) y sus respectivas desviaciones estándar (σ_{Vmp_i}) obtenidos en las películas irradiadas con una fuente de ^{192}Ir con dosis de 0 a 30Gy.

Dosis de irradiación (Gy)	Película i	Vmp_i	σ_{Vmp_i}
0	1	45380	55
	2	45484	47
	3	45372	48
0.25	1	42553	57
	2	42534	62
	3	42550	62
0.5	1	40401	56
	2	40399	40
	3	40386	61
1	1	37223	66
	2	37166	80
	3	37261	72
2	1	31899	70
	2	31876	60
	3	31880	55
3	1	27705	67
	2	27794	40
	3	27785	64
4	1	24617	66
	2	24502	77
	3	24407	100
5	1	22117	52
	2	22222	87
	3	22188	99
6	1	19545	73
	2	19509	44
	3	19568	72
7	1	18620	20
	2	18664	77

	3	18701	65
8	1	17376	66
	2	17372	40
	3	17390	80
9	1	16111	90
	2	16190	67
	3	16155	80
10	1	15540	70
	2	15468	66
	3	15462	80
15	1	11594	50
	2	11514	57
	3	11594	50
20	1	9297	55
	2	9311	49
	3	9206	60
25	1	7264	40
	2	7241	34
	3	7257	71
30	1	6056	30
	2	6093	42
	3	6050	50

El valor de intensidad de pixeles promedio (\overline{Vmp}) y la desviación estándar del promedio ($\sigma_{\overline{Vmp}}$) calculada para cada dosis con las ecuaciones 4.1 y 4.2, así como la densidad óptica neta (DO_{neta}) y su desviación estándar ($\sigma_{DO_{neta}}$) calculadas con las ecuaciones 4.3 y 4.6 también para cada dosis, se muestran en las tablas 5.8 y 5.9 para el caso de las películas irradiadas con el acelerador lineal y la fuente de ^{192}Ir respectivamente.

Tabla 5.8 Valor de intensidad de pixeles promedio (\overline{Vmp}) y desviación estándar del promedio ($\sigma_{\overline{Vmp}}$) así como la densidad óptica neta (DO_{neta}) y su desviación estándar ($\sigma_{DO_{neta}}$) calculadas para cada dosis para las películas irradiadas con un acelerador lineal.

Dosis de irradiacion(Gy)	\overline{Vmp}	$\sigma_{\overline{Vmp}}$	DO_{neta}	$\sigma_{DO_{neta}}$
0	45402	147	0.000	0.002
0.25	42555	202	0.028	0.002
0.5	40285	165	0.052	0.002
1	37123	192	0.087	0.003
2	31518	216	0.159	0.003
3	27239	214	0.222	0.004
4	24155	248	0.274	0.005
5	21542	248	0.324	0.005
6	19547	248	0.366	0.006
7	18151	248	0.398	0.006
8	16846	284	0.431	0.007
9	15897	233	0.456	0.007
10	15040	251	0.480	0.007
15	9965	168	0.659	0.007
20	9178	191	0.694	0.009
25	7105	160	0.806	0.010
30	5892	149	0.887	0.011

Tabla 5.9 Valor de intensidad de pixeles promedio (\overline{Vmp}) y desviación estándar del promedio ($\sigma_{\overline{Vmp}}$) así como la densidad óptica neta (DO_{neta}) y su desviación estándar ($\sigma_{DO_{neta}}$) calculadas para cada dosis para las películas irradiadas con la fuente de ^{192}Ir .

Dosis de irradiacion(Gy)	\overline{Vmp}	$\sigma_{\overline{Vmp}}$	DO_{neta}	$\sigma_{DO_{neta}}$
0	45412	87	0.000	0.000
0.25	42546	105	0.028	0.001
0.5	40395	92	0.051	0.001
1	37217	126	0.086	0.002
2	31888	107	0.154	0.002

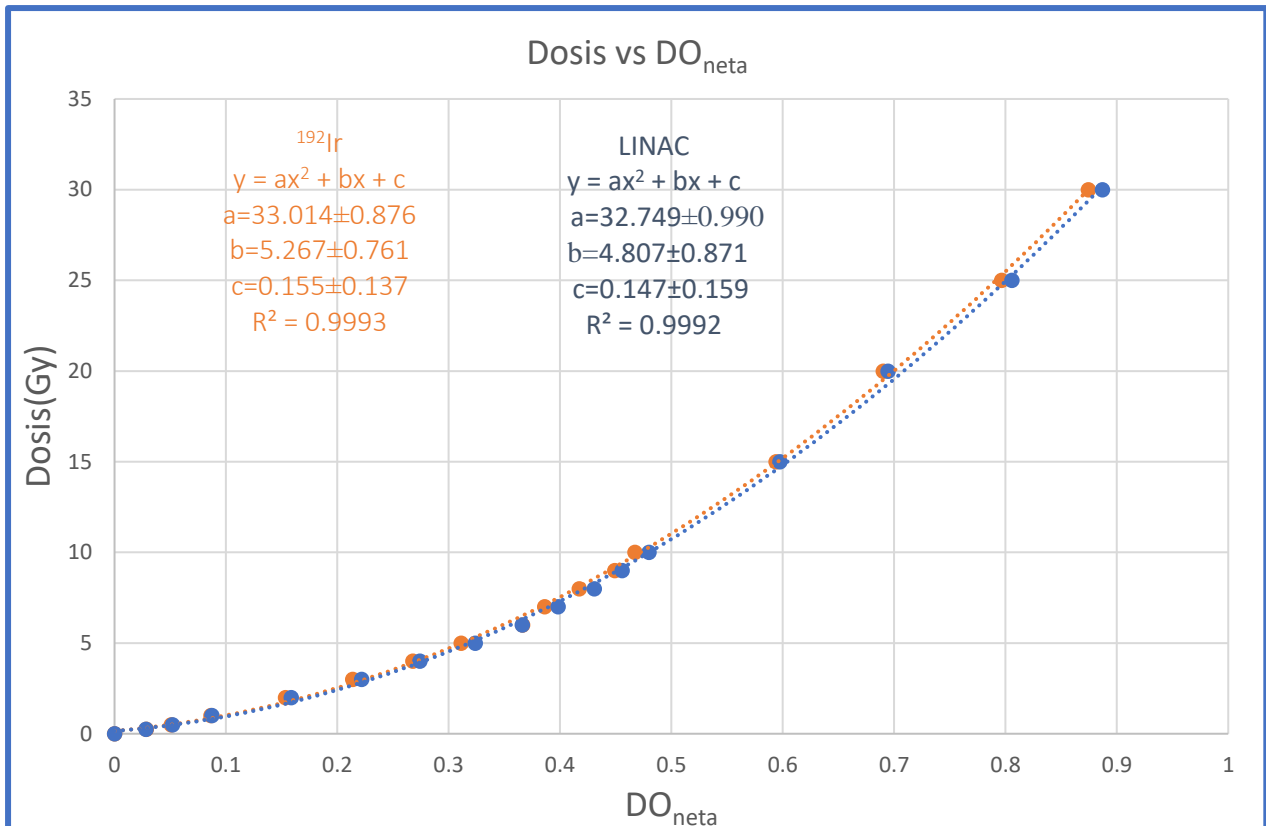
3	27761	101	0.214	0.002
4	24509	142	0.268	0.003
5	22176	142	0.311	0.003
6	19541	112	0.366	0.003
7	18662	103	0.386	0.003
8	17379	111	0.417	0.003
9	16152	138	0.449	0.004
10	15490	125	0.467	0.004
15	11567	91	0.594	0.004
20	9271	95	0.690	0.005
25	7254	88	0.797	0.005
30	6066	72	0.874	0.005

Los valores de DO_{neta} graficados en función de la dosis se muestran en la Gráfica 5.2. junto con la curva que se ajusta a dichos valores, tanto para el caso de las películas irradiadas con el acelerador lineal como con la fuente de ^{192}Ir , se puede observar que ambas curvas son muy similares, lo que demuestra la independencia de la respuesta de las películas a la energía. La ecuación de ajuste para las películas calibradas con el acelerador lineal fue:

$$Dosis(Gy) = 32.749(DO_{neta})^2 + 4.807(DO_{neta}) + 0.147$$

Mientras que la ecuación para las películas calibradas con la fuente de ^{192}Ir fue:

$$Dosis(Gy) = 33.014(DO_{neta})^2 + 5.267(DO_{neta}) + 0.155$$



Gráfica 5.2 Curvas de calibración de las películas irradiadas con un acelerador lineal y una fuente de ¹⁹²Ir.

II. Mediciones experimentales

En la Figura 5.3 se muestra una película de 25.4x20.3cm² irradiada con la fuente de ¹⁹²Ir, la cual se empleó para las mediciones experimentales y el posterior cálculo de las funciones dosimétricas.

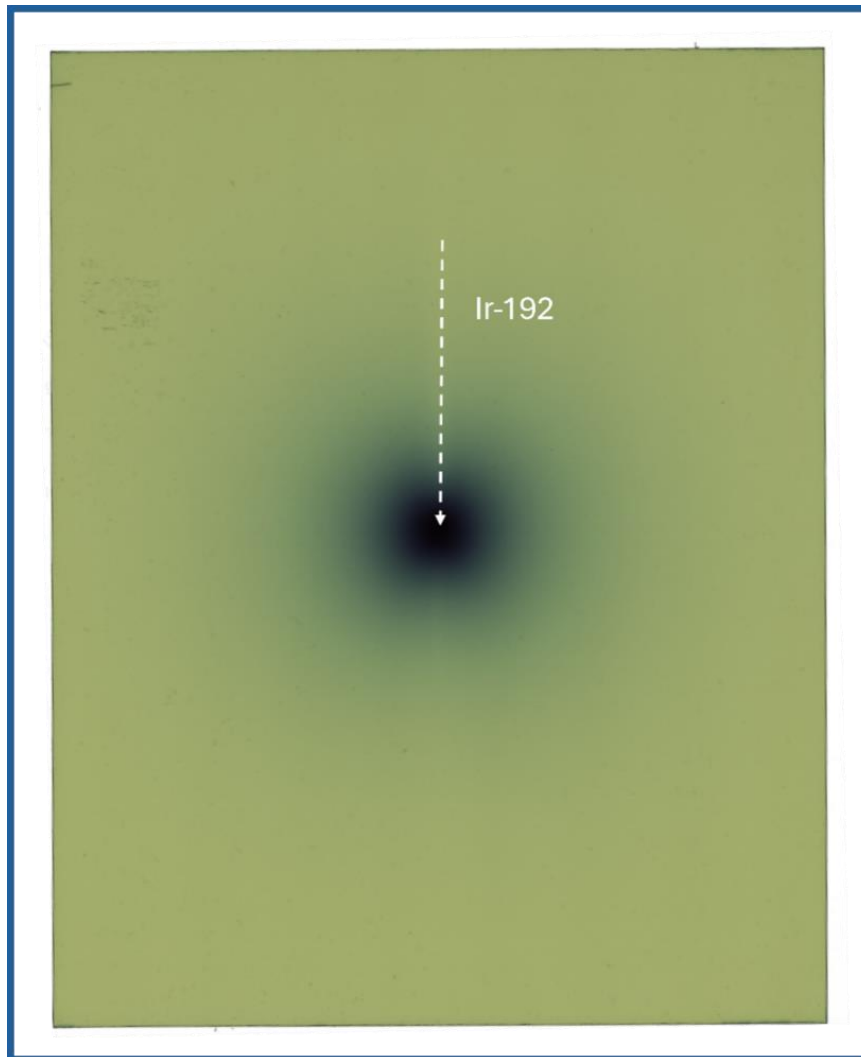


Figura 5.2 Imagen de una película experimental irradiada con una fuente de Ir-192.

En la Figura 5.3 se muestran los perfiles de intensidad transversal y longitudinal trazados sobre la película irradiada para encontrar el centro de la fuente. Podemos observar que, en el perfil longitudinal trazado sobre la película, la distancia en ese sentido en donde se encuentra el centro de la fuente (valor máximo de intensidad) es a 10 cm desde el inicio de donde se trazó el perfil, mientras que en el perfil transversal la distancia en donde se ubica el centro de la fuente es a 12.5 cm desde el inicio del perfil. En tales posiciones se estableció el origen del sistema de coordenadas (Figura 5.4). Esto se hizo para las 3 películas de $25.4 \times 20.3 \text{ cm}^2$ irradiadas bajo las mismas condiciones.

Se midieron los valores medios de intensidad de píxeles en distancias radiales de 0 a 10 cm en intervalos de 1 cm y en ángulos polares de 20° a 160° en pasos de 10° con respecto al origen establecido, esto en cada una de las tres películas irradiadas bajo el mismo procedimiento y se calculó un valor promedio en cada una de las coordenadas. Los valores medio de intensidad de píxeles promedio calculados en las diferentes coordenadas fueron convertidos a DO_{neto} mediante la ecuación 4.3, luego a dosis mediante la ecuación de ajuste de la curva de calibración obtenida y por último a tasa de dosis dividiendo entre el tiempo de irradiación (886s).

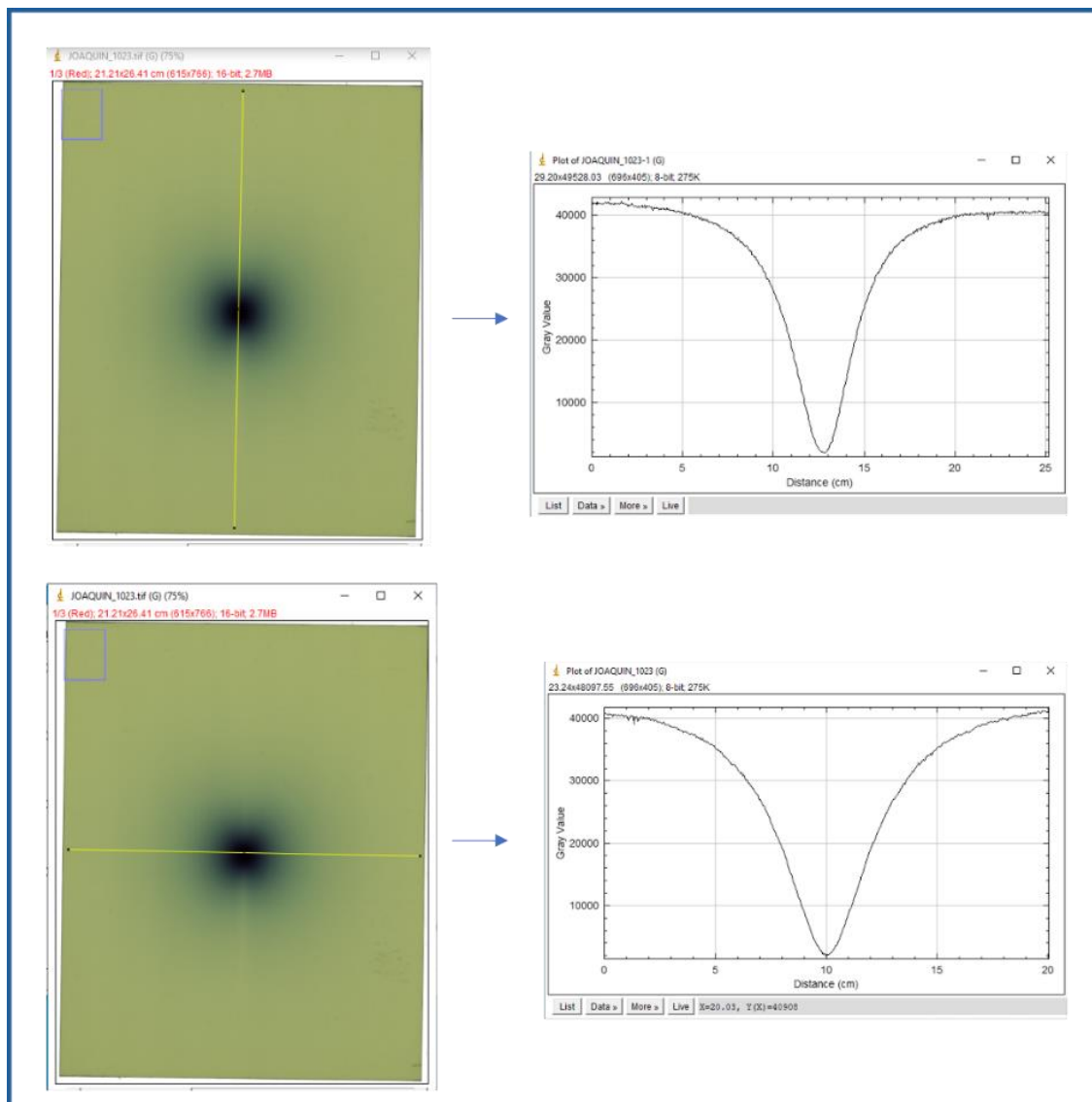


Figura 5.3 Determinación del centro geométrico de la fuente en las películas experimentales irradiadas.

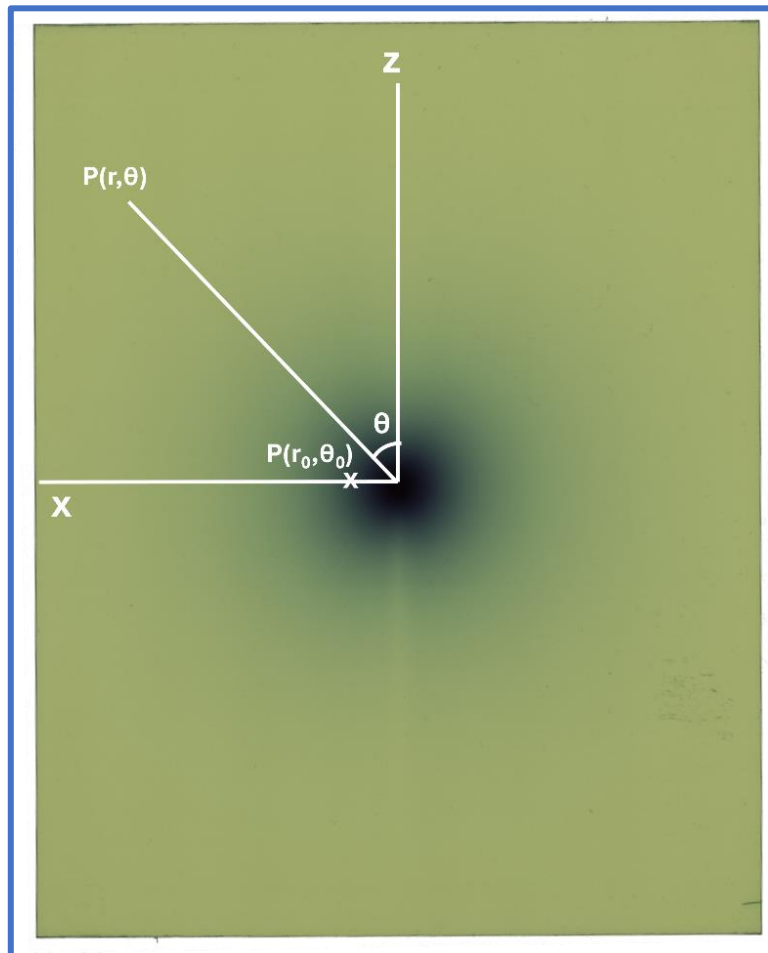


Figura 5.4 Sistema de coordenadas establecido sobre la película experimental irradiada.

Los valores de tasa de dosis obtenidos en cada posición se muestran en la Tabla 5.10. Cabe mencionar que en las películas radiocrómicas también se pueden analizar más puntos aparte de los que se encuentran en la tabla siempre y cuando estén dentro del área de dichas películas. De la Tabla 5.10 se puede observar que la tasa de dosis de la fuente de Ir-192 en el punto de referencia ($r=1\text{cm}$, $\theta=90^\circ$) es de 149.126 Gy/h , cumpliendo con el criterio de alta tasa de dosis mayor de 12Gy/h . También se aprecia como es muy notable la caída de tasa de dosis conforme aumenta la distancia.

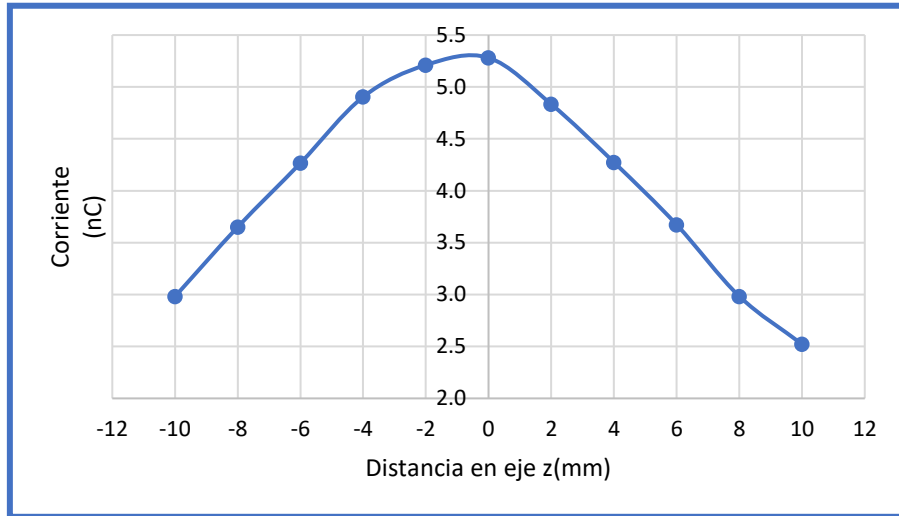
Tabla 5.10 Tasas de dosis medidas con una película radiocrómica en diferentes puntos alrededor de una fuente de Ir-192.

TASA DE DOSIS[Gy/h], $\dot{D}(r,\theta)$										
r(cm) →	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
θ (deg)↓										
10	126.787	31.372	11.638	5.873	4.092	2.833	2.336	1.992	1.782	1.664
20	131.574	33.581	17.534	7.933	4.737	3.359	2.513	1.966	1.513	1.149
30	132.256	36.272	18.377	8.145	4.836	3.563	2.657	2.133	1.536	1.131
40	133.192	38.667	16.785	8.396	5.132	3.711	2.678	2.164	1.560	1.177
50	135.797	39.084	19.090	8.930	5.339	3.693	2.592	2.108	1.528	1.175
60	138.956	40.367	20.045	8.976	5.368	3.579	2.686	2.105	1.473	1.185
70	147.346	39.570	19.687	9.205	5.303	3.584	2.743	2.056	1.511	1.191
80	148.427	40.195	20.354	9.380	5.367	3.759	2.739	2.103	1.589	1.285
90	149.126	40.130	20.301	9.250	5.824	3.911	2.823	2.121	1.660	1.308
100	148.714	40.976	20.197	9.569	5.338	3.813	2.643	2.214	1.613	1.337
110	148.222	40.446	20.541	8.915	5.587	3.747	2.828	2.138	1.604	1.253
120	150.058	40.929	20.792	9.177	5.559	3.764	2.751	2.220	1.647	1.303
130	150.392	41.417	19.862	9.064	5.639	3.822	2.754	2.192	1.708	1.306
140	147.671	40.642	20.642	8.716	5.402	3.859	2.881	2.196	1.661	1.359
150	146.759	38.179	19.475	8.408	5.072	3.808	2.972	2.140	1.711	1.312
160	138.993	35.577	17.618	8.128	4.914	3.728	2.791	2.046	1.618	1.278
170	120.230	31.108	12.063	6.072	4.019	3.011	2.409	2.214	2.013	1.992

5.2.3.2. Tanque de agua y cámara de ionización

Como primer paso se localizó el centro efectivo de la fuente.

En la Gráfica 5.3 se muestra la corriente graficada como función de la distancia obtenida durante el escaneo de la fuente en la dirección z para ubicar su centro en ese sentido.



Gráfica 5.3 Escaneo en la dirección y para determinar el centro de la fuente en el eje y.

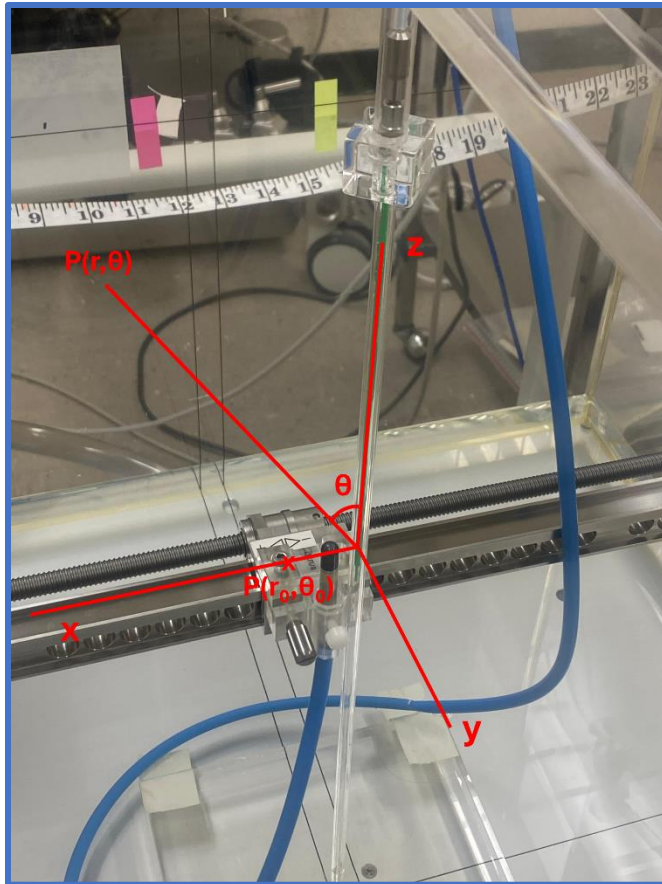


Figura 5.5 Sistema de coordenadas establecido sobre el arreglo fuente-cámara de ionización.

Luego de ubicar el centro de la fuente en todos los ejes y de establecer un sistema de coordenadas con origen en el centro geométrico de la fuente (Figura 5.5), se midieron valores de corriente con la cámara de ionización en torno a la fuente también en los puntos comprendidos en las distancias radiales de 0 a 10 cm en intervalos de 1 cm y en los ángulos polares de 20° a 160° en pasos de 10° con respecto al origen establecido. Estos valores fueron convertidos a dosis mediante la ecuación de ajuste de la curva de calibración y luego a tasa de dosis dividiendo entre el tiempo de irradiación (30 s).

Los valores de tasa de dosis obtenidos se muestran en la Tabla 5.11. En este caso en las distancias radiales de 1 y 2 cm solo se pudo acceder al ángulo de 90°. De la Tabla se puede observar que la tasa de dosis de la fuente de Ir-192 en el punto de referencia ($r=1\text{cm}$, $\theta=90^\circ$) es de 167.358 Gy/h, corroborando el criterio de alta tasa de dosis.

Tabla 5.11 Tasas de dosis medidas con una cámara de ionización en diferentes puntos alrededor de una fuente de Ir-192

TASA DE DOSIS[Gy/h], $\dot{D}(r, \theta)$										
r(cm) →	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$\theta(\text{deg})\downarrow$										
20			16.577	8.941	5.774	3.912	2.701	2.123	1.466	1.304
30			17.602	9.593	6.286	4.144	2.934	2.226	1.655	1.374
40			18.394	9.872	6.519	4.284	3.027	2.328	1.702	1.397
50			18.813	10.058	6.659	4.377	3.120	2.375	1.797	1.444
60			18.766	10.291	6.752	4.517	3.213	2.468	1.844	1.444
70			19.278	10.245	6.752	4.610	3.260	2.515	1.891	1.490
80			19.697	10.757	6.799	4.657	3.306	2.468	1.939	1.537
90	167.358	42.654	18.999	10.617	6.799	4.657	3.353	2.515	1.939	1.537
100			19.744	10.803	6.845	4.703	3.353	2.515	1.939	1.537
110			19.278	10.338	6.752	4.657	3.353	2.561	1.939	1.537
120			18.766	10.384	6.752	4.610	3.306	2.515	1.939	1.537
130			18.766	10.198	6.706	4.517	3.260	2.515	1.939	1.537
140			18.347	9.965	6.566	4.424	3.213	2.468	1.891	1.490
150			17.509	9.732	6.380	4.377	3.120	2.375	1.844	1.444
160			16.717	9.080	5.960	4.191	2.980	2.282	1.797	1.397

Las ligeras discrepancias entre los valores obtenidos con las dos metodologías pueden atribuirse a las diferencias entre los maniqués usados (densidad, dimensiones), las técnicas dosimétricas (tamaño de los detectores y sus sensibilidades).

Las tres funciones dosimétricas, constante de tasa de dosis, función de dosis radial y función de anisotropía, se calcularon a partir de las mediciones de tasas de dosis obtenidas con las películas radiocrómicas (Tabla 5.10) y también se calcularon a partir de las mediciones obtenidas con la cámara de ionización (Tabla 5.11), es decir cada una de las tres funciones se calculó dos veces, una por cada método de medición de tasa de dosis, esto con fines comparativos.

5.2.3.3. Constante de tasa de dosis, Λ

En ambos casos, ya sea con la película radiocrómica o con la cámara de ionización, la constante de tasa de dosis se calculó dividiendo la tasa de dosis medida en el punto de referencia ($r=1\text{cm}$, 90°) entre el valor de intensidad de kerma en aire al día de medición de dicha tasa de dosis. Dado que la medición de la tasa de dosis en el punto de referencia y la medición de la intensidad de kerma en aire no se realizaron el mismo día, la intensidad de kerma en aire fue corregida por decaimiento para coincidir con la fecha de la medición de la tasa de dosis.

La medición de la tasa de dosis en el punto de referencia con la cámara de ionización, cuyo valor resultó de $\frac{16335\text{cGy}}{h}$, se realizó el día 28/03/2024, es decir 100 días después de la medición experimental de la intensidad de kerma en aire de la fuente ($S_{k,E}$) que se llevó a cabo el día 19/12/2023 . El valor de intensidad de kerma en aire ajustado por decaimiento ($S_{k,AD}$) a la fecha de medición de la tasa de dosis fue:

$$S_{k,AD} = S_{k,E} \cdot e^{-\lambda \cdot t} = \left(39328 \frac{\text{cGy}}{h \cdot \text{cm}^2}\right) \cdot e^{-(0.0094\text{d}^{-1}) \cdot (100\text{d})} = 15291 \frac{\text{cGy}}{h \cdot \text{cm}^2}$$

Por lo tanto, la contante de tasa de dosis calculada para el caso cuando se usó la cámara de ionización fue de:

$$\Lambda = \frac{16335\text{cGy}}{15291 \frac{\text{cGy}}{h \cdot \text{cm}^2}} = 1.094\text{cm}^{-2}$$

Por su parte, la medición de la tasa de dosis en el punto de referencia con películas radiocrómicas, cuyo valor resulto de $149126 \frac{cGy}{h}$, se realizó el día 5/04/2024, es decir 106 días después de la medición experimental de la intensidad de kerma en aire de la fuente ($S_{k,E}$). El valor de intensidad de kerma en aire ajustado ($S_{k,AD}$) a la fecha de medición de la tasa de dosis fue de:

$$S_{k,AD} = S_{k,E} \cdot e^{-\lambda \cdot t} = \left(39328 \frac{cGy}{h \cdot cm^2} \right) \cdot e^{-(0.0094d^{-1}) \cdot (106d)} = 14181 \frac{cGy}{h \cdot cm^2}$$

Por tanto, para el caso cuando se usaron las películas radiocrómicas, la constante de tasa de dosis calculada fue de:

$$\Lambda = \frac{149126}{14181 \frac{cGy}{h \cdot cm^2}} = 1.052 cm^{-2}$$

Estos valores se resumen en la Tabla 5.12 y se comparan con el valor que está programado en el sistema de planeación (Figura 3.13) y con otros reportados en la literatura.

Tabla 5.12 Constante de tasa de dosis (Λ) obtenida en este estudio, comparado con los trabajos reportados.

Referencia	Método	$\Lambda(cm^{-2})$
Sistema de Planeación	Desconocido	1.118
Taylor et. al	Monte Carlo	1.115
Este trabajo	Cámara de ionización	1.094
Este trabajo	Película radiocrómica	1.052

5.2.3.4. Función de dosis radial, g(r)

Las funciones de dosis radiales fueron calculadas con las mediciones de tasa de dosis (ya sea con la cámara o con las películas) en las distancias radiales de 1 a 10 cm sobre el ángulo de 90° y también con las funciones geométricas calculadas en esas mismas distancias radiales sobre el mismo ángulo.

La función de dosis radial en una distancia específica se calcula como el cociente entre la tasa de dosis en el punto deseado y su función geométrica correspondiente, y la tasa de dosis en el punto de referencia y su función geométrica correspondiente.

Por ejemplo, para el caso cuando se usó la cámara de ionización la función de dosis radial calculada a una distancia de 3 cm es:

$$g(r) = \frac{\dot{D}(r,90^\circ) G(1cm,90^\circ)}{\dot{D}(1cm,90^\circ) G(r,90^\circ)} \rightarrow g(3\text{ cm}) = \frac{\dot{D}(3cm,90^\circ) G(1cm,90^\circ)}{\dot{D}(1cm,90^\circ) G(3cm,90^\circ)} = \frac{(18.999)(0.9900)}{(167.358)(0.1110)} = 1.013$$

Las funciones de dosis radiales obtenidas con los dos métodos diferentes en las distancias de 1 a 10 cm sobre el ángulo de 90° junto con las que se encuentran programadas en el sistema de planeación (ver Figura 3.13), se muestran en la Gráfica 5.4. De este gráfico podemos observar que, en contraste con los valores de la función geométrica calculadas a las mismas distancias y sobre el mismo ángulo, los cuales disminuyen gradualmente a medida que aumenta la distancia, los valores de la función de dosis radial primero incrementan hasta alcanzar un máximo y posteriormente disminuyen. El comportamiento de la gráfica 5.4 se debe a lo siguiente:

La dosis en un punto específico en un medio se debe a componentes primarios y secundarios. La dosis primaria es el resultado de los fotones primarios u originales emitidos desde la fuente mientras que la dosis dispersa proviene de los fotones dispersos. Los fotones primarios son aquellos fotones que pasan a través del medio sin interactuar. Los fotones dispersos son aquellos fotones que interactuaron (interacción Compton) en algún punto ya sea en el medio que es el agua o en la cápsula y que fueron desviados hacia el punto específico.

A corta distancia, la atenuación de los fotones primarios se compensa con la contribución de los fotones dispersos. A medida que aumenta la distancia, el incremento de la dosis debido a los fotones dispersos supera cada vez más la pérdida de dosis debido a la atenuación de los fotones primarios. Por esta razón, la función de dosis radial aumenta a distancias cortas hasta alcanzar un máximo. Finalmente, a distancias mayores, la atenuación predomina y la función de dosis radial disminuye.

Cabe recapitular que la función de dosis radial describe la variación de dosis debido a la dispersión y atenuación de los fotones en el medio y en la cápsula, y no tienen en cuenta los efectos de la ley del inverso al cuadrado considerados en la función geométrica.

Los resultados muestran que los valores de la función de dosis radial obtenidas con ambos métodos son cercanos a los que se encuentran programados en el sistema de planeación. La desviación relativa porcentual más alta encontrada entre los resultados obtenidos con la cámara de ionización y los valores del sistema de planeación fue de 2.54%. Mientras que la desviación relativa porcentual entre los resultados obtenidos con las películas radiocrómicas y los valores del sistema de planeación fue de 6.54%.

Tabla 5.13 Funciones de dosis radiales cargadas en el sistema de planeación.

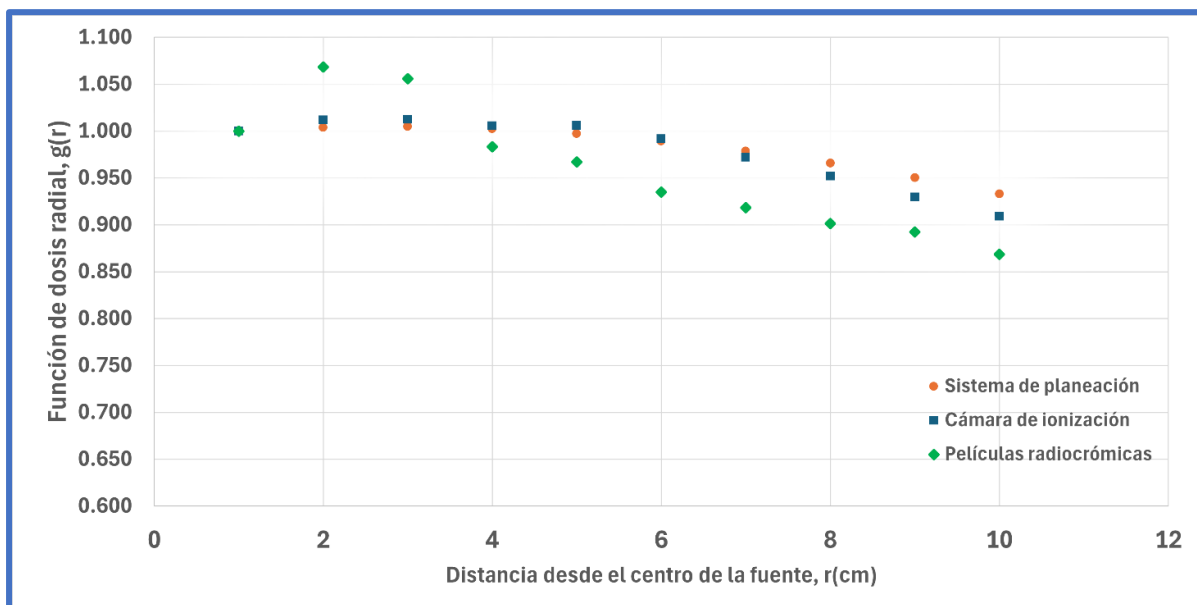
FUNCIÓN DE DOSIS RADIAL: SISTEMA DE PLANEACIÓN, g(r)										
r(cm) →	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$\theta=90^\circ$	1.000	1.004	1.005	1.003	0.997	0.989	0.979	0.966	0.950	0.933

Tabla 5.14 Funciones de dosis radiales obtenidas con la cámara de ionización.

FUNCIÓN DE DOSIS RADIAL: CAMARA DE IONIZACIÓN, g(r)										
r(cm) →	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$\theta=90^\circ$	1.000	1.012	1.013	1.005	1.006	0.992	0.972	0.952	0.930	0.909

Tabla 5.15 Funciones de dosis radiales obtenidas con una película radiocrómica.

FUNCIÓN DE DOSIS RADIAL: PELICULA RADIOCRÓMICA, g(r)										
r(cm) →	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
$\theta=90^\circ$	1.000	1.068	1.056	0.983	0.967	0.935	0.918	0.901	0.892	0.868



Gráfica 5.4 Comparación de las funciones de dosis radiales obtenidas en el presente trabajo y los reportados en la literatura.

Tabla 5.16 Desviación relativa porcentual entre los valores de la función de dosis radial del sistema de planeación y los obtenidos con la cámara de ionización.

r(cm) →	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
θ=90°	-	-0.77	-0.77	-0.29	-0.85	-0.26	0.69	1.41	2.19	2.58

Tabla 5.17 Desviación relativa porcentual entre los valores de la función de dosis radial del sistema de planeación y los obtenidos con las películas radiocrómicas.

r(cm) →	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
θ=90°	-	-6.40	-5.08	1.93	3.04	-0.94	6.15	6.10	6.10	6.54

5.2.3.5. Función de anisotropía, F(r, θ)

Las funciones de anisotropía se calcularon a partir de las mediciones de tasa de dosis (ya sea con la cámara de ionización o con las películas) para las distancias de 3 a 10 cm y en los ángulos polares de 20 a 160° así como empleando las funciones geométricas calculadas para las mismas distancias y ángulos.

La función de anisotropía para una distancia y un ángulo específico se calcula dividiendo la tasa de dosis a esa distancia y ángulo entre su función geométrica correspondiente, y luego dividiendo este resultado por la tasa de dosis a la misma distancia, pero en un ángulo de 90 grados y su función geométrica correspondiente.

Por ejemplo, para el caso cuando se usó la cámara de ionización la función de anisotropía calculada a una distancia de 3 cm y a un ángulo de 150° fue de:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G(r, 90^\circ)}{\dot{D}(r, 90^\circ) G(r, \theta)} \rightarrow F(3, 150^\circ) = \frac{\dot{D}(3\text{cm}, 150^\circ) G(3\text{cm}, 90^\circ)}{\dot{D}(3\text{cm}, 90^\circ) G(3\text{cm}, 150^\circ)} = \frac{(17.509)(0.1110)}{(18.999)(0.1114)} = 0.918$$

Las funciones de anisotropía obtenidas con los dos métodos, así como las que muestra el sistema de planeación (Figura 3.10) para las distancias radiales de 3 a 10 cm en intervalos de 1cm y en los ángulos polares de 20 a 160° en pasos de 10° se presentan en las Tablas 5.14-5.16. En la Gráfica 5.5 se presentan las funciones de anisotropía en función del ángulo polar para las distintas distancias radiales. De dicha grafica 5.5 puede apreciarse como esta función depende del ángulo polar para una distancia radial específica, lo cual muestra la anisotropía de la fuente; una función constante nos

indicaría un comportamiento isotrópico. En ángulos cercanos al eje longitudinal de la fuente (0° o 180°) por ejemplo a 20° y 160° , la función de anisotropía a cualquier distancia radial alcanza los valores más pequeños, y entre estos ángulos el menor valor se encuentra del extremo proximal de la fuente (lado unido al cable, ángulo de 180°). A cualquier distancia radial, en ángulos simétricos relativos al eje transversal de la fuente (90°) por ejemplo en los ángulos de 80° y 100° la función de anisotropía no tiene valores idénticos a diferencia de la función geométrica (discutido anteriormente). Esto se debe a que a diferencia de la función geométrica donde se considera únicamente la distribución del material radioactivo, el cual es un cilindro que es simétrico al eje transversal de la fuente, en la función de anisotropía se considera el encapsulado el cual no es simétrico respecto al eje transversal, de un lado acaba en punta y del otro el cable al cual está unido. Aunque cabe recordar que la función geométrica y la función de anisotropía describen la variación de la dosis desde dos aspectos distintos, la primera por cuestiones geométricas y la segunda por cuestiones de atenuación y dispersión por el medio y la cápsula. Por ejemplo, un caso en el que se presentaría una función de anisotropía simétrica respecto al eje transversal de la fuente sería el de una semilla radiactiva en la que ambos lados respecto a dicho eje son idénticos.

Tabla 5.18 Funciones de anisotropía que se encuentran ingresadas en el sistema de planeación (El sistema de planeación no tiene registradas funciones de anisotropía en las distancias radiales de 7 y 9 cm).

FUNCIÓN DE ANISOTROPÍA, $F(r, \theta)$: SISTEMA DE PLANEACIÓN								
$r(\text{cm}) \rightarrow$	3	4	5	6	7	8	9	10
$\theta(^{\circ}) \downarrow$								
20	0.863	0.87	0.876	0.878		0.889		0.895
30	0.919	0.92	0.925	0.927		0.931		0.935
40	0.953	0.953	0.956	0.958		0.959		0.962
50	0.974	0.975	0.976	0.977		0.977		0.979
60	0.987	0.989	0.988	0.987		0.989		0.989
70	0.995	0.995	0.995	0.994		0.995		0.995
80	0.999	0.999	1.000	0.999		1.000		0.999
90	1.000	1.000	1.000	1.000		1.000		1.000
100	1.000	1.000	0.999	0.999		0.999		0.999
110	0.996	0.996	0.996	0.995		0.995		0.996
120	0.989	0.988	0.989	0.988		0.988		0.988
130	0.974	0.974	0.977	0.976		0.978		0.978
140	0.953	0.954	0.958	0.958		0.959		0.963

150	0.921	0.923	0.927	0.930		0.933		0.939
160	0.865	0.869	0.878	0.880		0.893		0.900

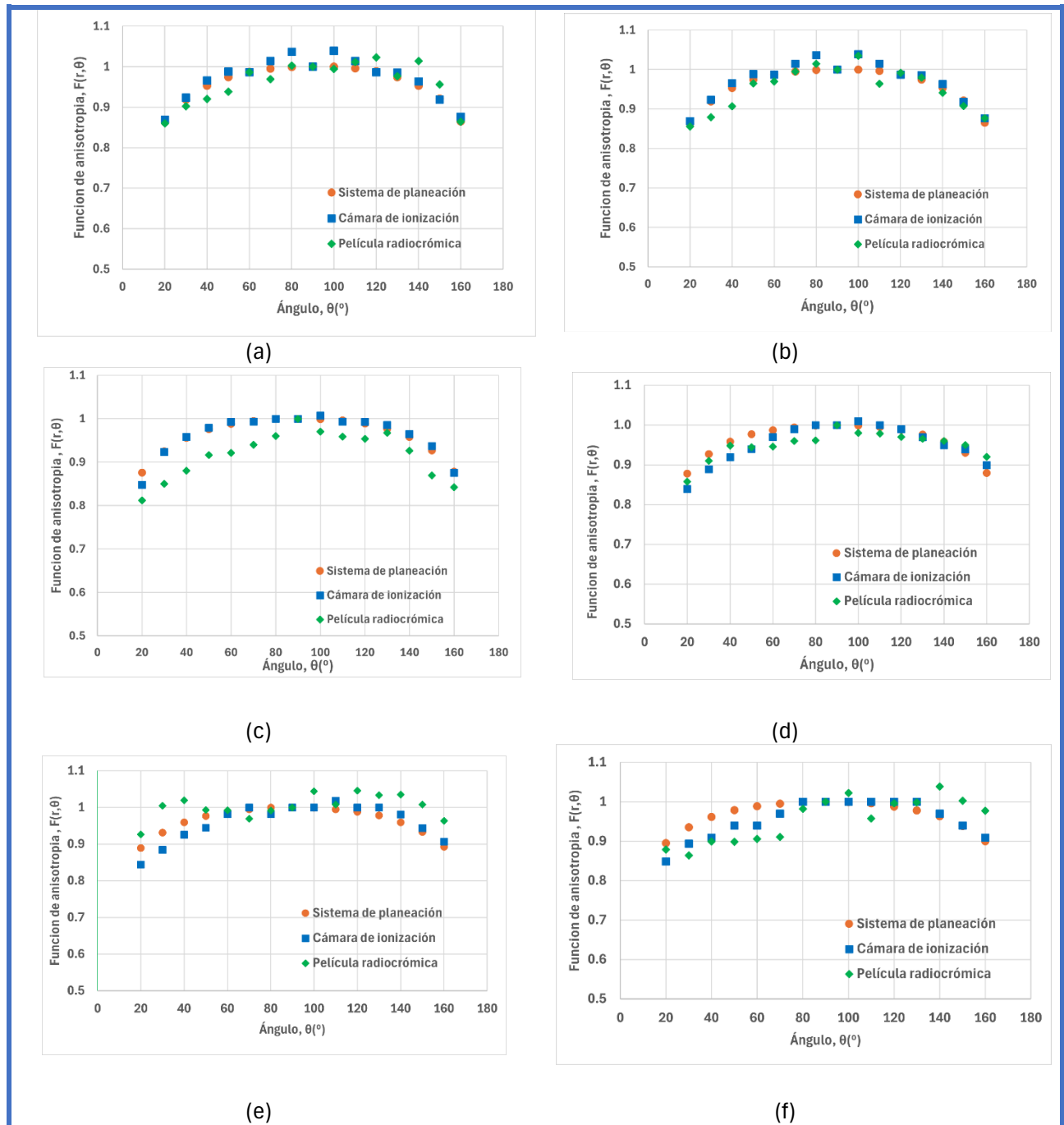
Tabla 5.19 Funciones de anisotropía obtenidas con la cámara de ionización.

FUNCIÓN DE ANISOTROPÍA, $F(r,\theta)$: CÁMARA DE IONIZACIÓN								
$r(\text{cm}) \rightarrow$	3	4	5	6	7	8	9	10
$\theta(\text{deg}) \downarrow$								
20	0.869	0.840	0.848	0.839	0.805	0.844	0.756	0.848
30	0.923	0.902	0.924	0.889	0.874	0.885	0.853	0.894
40	0.966	0.928	0.958	0.919	0.902	0.926	0.878	0.909
50	0.988	0.946	0.979	0.940	0.930	0.944	0.927	0.939
60	0.987	0.969	0.993	0.970	0.958	0.981	0.951	0.939
70	1.014	0.965	0.993	0.990	0.972	1.000	0.976	0.970
80	1.037	1.013	1.000	1.000	0.986	0.981	1.000	1.000
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
100	1.039	1.017	1.007	1.010	1.000	1.000	1.000	1.000
110	1.014	0.973	0.993	1.000	1.000	1.018	1.000	1.000
120	0.987	0.977	0.993	0.990	0.986	1.000	1.000	1.000
130	0.986	0.960	0.986	0.970	0.972	1.000	1.000	1.000
140	0.963	0.937	0.965	0.949	0.958	0.981	0.975	0.969
150	0.918	0.915	0.937	0.939	0.930	0.944	0.951	0.939
160	0.876	0.853	0.875	0.899	0.888	0.907	0.926	0.909

Tabla 5.20 Funciones de anisotropía obtenidas con una película radiocrómica.

FUNCIÓN DE ANISOTROPÍA, $F(r,\theta)$: PELICULA RADIOCRÓMICA								
$r(\text{cm}) \rightarrow$	3	4	5	6	7	8	9	10
$\theta(^{\circ})\downarrow$								
20	0.860	0.856	0.812	0.858	0.889	0.926	0.911	0.878
30	0.902	0.879	0.850	0.910	0.940	1.005	0.925	0.864
40	0.920	0.906	0.880	0.948	0.948	1.020	0.940	0.900
50	0.939	0.964	0.916	0.944	0.918	0.993	0.920	0.876
60	0.986	0.970	0.921	0.946	0.951	0.992	0.888	0.887
70	0.969	0.995	0.940	0.960	0.971	0.969	0.911	0.908
80	1.002	1.014	0.960	0.961	0.970	0.991	0.958	0.982
90	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000	1.000
100	0.995	1.034	0.970	0.980	0.936	1.044	0.972	1.022
110	1.011	0.963	0.959	0.979	1.002	1.008	0.966	0.958
120	1.023	0.991	0.954	0.970	0.974	1.046	0.992	0.996
130	0.977	0.979	0.968	0.965	0.975	1.033	1.029	0.999
140	1.014	0.941	0.927	0.960	1.020	1.035	1.000	1.039
150	0.956	0.907	0.870	0.950	1.052	1.099	1.031	1.002
160	0.864	0.877	0.843	0.920	0.988	1.063	0.975	1.032

Los resultados muestran que las funciones de anisotropía obtenidas con ambos métodos coinciden con las del sistema de planeación, con una desviación dentro del 5.52% y 8.11% en el caso de la cámara de ionización y en el de las películas radiocrómicas respectivamente (Tabla 5.17).



Gráfica 5.5 Función de anisotropía, $F(r, \theta)$ vs ángulo(θ) polar para varias distancias radiales, (a) $r=3$ cm, (b) $r=4$, (c) $r=5$, (d) $r=6$ cm, (e) $r=8$ cm, (f) $r=10$ cm.

Tabla 5.21 Desviación relativa porcentual entre los valores de las funciones de anisotropía del sistema de planeación y los obtenidos mediante: la cámara de ionización y las películas radiocrómicas.

r(cm) →	3		4		5		6		8		10	
$\theta(^{\circ})\downarrow$	Película	Cámara	Película	Cámara	Película	Cámara	Película	Cámara	Película	Cámara	Película	Cámara
20	0.32	-0.70	1.64	3.42	7.28	3.19	2.27	4.42	-4.19	5.07	1.84	5.23
30	1.83	-0.47	4.47	1.98	8.11	0.16	1.81	4.07	-7.94	4.97	7.57	4.42
40	3.46	-1.32	4.90	2.58	7.93	-0.21	1.01	4.03	-6.31	3.48	6.48	5.52
50	3.64	-1.47	1.09	2.94	6.14	-0.29	3.38	3.83	-1.66	3.36	8.26	4.06
60	0.07	0.04	1.95	2.05	6.76	-0.48	4.15	1.75	-0.31	0.78	8.40	5.03
70	2.59	-1.93	0.02	3.05	5.53	0.20	3.42	0.42	2.62	-0.50	8.50	2.55
80	-0.35	-3.77	-1.49	-1.41	4.00	0.00	3.78	-0.10	0.88	1.85	1.67	-0.10
90	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
100	0.53	-3.91	-3.44	-1.75	2.90	-0.78	1.90	-1.10	-4.49	-0.10	-2.33	-0.10
110	-1.53	-1.82	3.27	2.27	3.71	0.31	1.61	-0.49	-1.28	-2.36	3.85	-0.40
120	-3.44	0.24	-0.34	1.07	3.54	-0.38	1.82	-0.17	-5.88	-1.20	-0.84	-1.20
130	-0.26	-1.22	-0.50	1.49	0.97	-0.88	1.13	0.66	-5.65	-2.22	-2.10	-2.23
140	-6.41	-1.06	1.39	1.76	3.28	-0.71	-0.21	0.90	-7.90	-2.31	-7.88	-0.67
150	-3.81	0.28	1.72	0.88	6.18	-1.10	-2.15	-0.99	-8.05	-1.18	-6.75	-0.01
160	0.07	-1.32	-0.89	1.80	4.04	0.29	-4.55	-2.17	-7.93	-1.56	-8.56	-0.97

5.3. Verificación de distribución de dosis en torno a aplicadores ginecológicos

En la Tabla 5.22 se muestran los valores de dosis medidos en diferentes puntos alrededor de un Fletcher y uno cilindro usando como detector a una cámara de ionización y una película radiocrómica, así como los valores que muestra el sistema de planeación.

Tabla 5.22 Comparación entre los valores de dosis medidos en diferentes puntos alrededor de un Fletcher y uno cilindro.

Aplicador	Punto de interés	Dosis-Sistema de planeación (Gy)	Dosis-cámara de ionización(Gy)	Dosis-película radiocrómica (Gy)
Fletcher	Punto A	9	9.123	9.245
Cilindro	Punto B	7	7.068	7.148

Los resultados nos muestran que la dosis medida en el punto A de un aplicador Fletcher fue muy similar a la calculada por el sistema de planeación, con una desviación de 1.37% cuando fue medida con una cámara de ionización y una desviación de 2.72% cuando fue medida con una película radiocrómica. La dosis medida a 1cm de distancia desde la superficie de un aplicador cilíndrico también fue similar a la calculada por el sistema de planeación, con una desviación de 0.97% cuando fue medida con una cámara de ionización y una desviación de 2.11% cuando fue medida con una película radiocrómica.

Capítulo 6. Conclusiones y trabajo futuro

En este proyecto se propusieron dos métodos para obtener las funciones dosimétricas de una fuente de braquiterapia utilizando maniqués que se encuentran disponibles en un departamento de radioterapia y con la opción de utilizar el dosímetro que se encuentre disponible en el departamento. Los resultados obtenidos de los valores de las funciones dosimétricas mostraron una buena concordancia con los que se encuentran cargados en el sistema de planeación, presentando mayor coincidencia cuando se midieron con el tanque de agua y la cámara de ionización con una desviación porcentual máxima de 2.15% para la constante de tasa de dosis, de 2.54% para función de dosis radial y de 5.58% para la función de anisotropía. Cuando se utilizó el maniquí de placas de agua sólida y las películas radiocrómicas, se obtuvo una desviación porcentual máxima de 5.9% para la constante de tasa de dosis, de 6.54% para función de dosis radial y de 8.11% para la función de anisotropía.

Con esta propuesta se ofrece a los servicios la posibilidad de realizar diferentes labores: 1) Medir las funciones dosimétricas de una fuente para compararlas con las programadas en el sistema de planeación o las reportadas en la literatura como parte de un control de calidad. Si alguna función medida difiere significativamente de las del control (las del sistema de planeación o las reportadas) significaría que la fuente tiene características distintas de la fuente estándar, indicando discrepancias en sus dimensiones o diseño, o que podría estar dañada, etc. Con esto la dosis entregada sería errónea ya que los cálculos se hacen con base en valores de funciones dosimétricas precargadas en el TPS de una fuente estándar o modelo con dimensiones y diseño muy característicos. Si bien el objetivo principal es realizar una verificación, también sería posible modificar los valores precargados con los valores medidos, ajustando los cálculos a las características específicas de la fuente en uso que podría ser ligeramente distinta a la fuente modelo, lo que mejoraría la precisión de los cálculos y los resultados clínicos. 2) Medir de una manera sencilla las funciones dosimétricas de un nuevo modelo de fuente para su caracterización. 3) Realizar un comisionamiento de un nuevo equipo de braquiterapia instalado.

Asimismo, se propuso un maniquí con características de universalidad y bajo costo para ser utilizado en aplicadores ginecológicos comunes, independientemente de la marca, para la validar los cálculos

realizados por el sistema de planificación en cualquier punto alrededor de estos aplicadores como parte de un control de calidad. A diferencia de los maniqués descritos en la literatura los cuales permiten incorporar un solo tipo particular de detector de radiación, este es el primer maniquí que admite el uso de diferentes detectores de radiación, como película radiocrómica o cámara de ionización, lo que lo convierte en un dispositivo versátil, además, mostró ser menos complejo que sus predecesores.

Dentro de los resultados obtenidos, la dosis medida en el punto A de un aplicador Fletcher fue similar a la calculada por el sistema de planeación, con una desviación de 1.37% cuando fue medida con una cámara de ionización y una desviación de 2.72% cuando fue medida con una película radiocrómica. La dosis medida a 1cm de distancia desde la superficie de un aplicador cilíndrico también fue similar a la calculada por el sistema de planeación, con una desviación de 0.97% cuando fue medida con una cámara de ionización y una desviación de 2.11% cuando fue medida con una película radiocrómica.

Como trabajo futuro, se propone realizar mediciones de las funciones dosimétricas utilizando el tanque de agua, el dispositivo de posicionamiento desarrollado y otros tipos de cámaras de ionización diferentes a la Semiflex 31010 utilizada en este estudio. Esto permitirá validar aún más la metodología empleada y evaluar el impacto del tipo de cámara en la medición de dichas funciones dosimétricas. Además, se propone emplear un detector de diamante, cuyas dimensiones física y volumen de detección son más pequeños, lo que facilitaría mediciones de dosis más puntuales y con mayor resolución en variaciones angulares finas. Asimismo, se propone determinar un factor de corrección para el agua sólida, con el fin de considerar las diferencias en sus propiedades respecto al agua líquida y así realizar una comparación más precisas. Como alternativa, se plantea diseñar un sistema que permita sumergir la película radiocrómica en agua líquida con la fuente de Ir-192 ubicada en su centro, con el objetivo de eliminar el agua sólida como variable en las mediciones.

En cuanto al maniquí diseñado y fabricado, se propone someterlo a pruebas adicionales para medir distribuciones de dosis en otros tipos de aplicadores distintos a los utilizados en este trabajo, ampliando así su aplicabilidad y validación.

Capítulo 7. Referencias bibliográficas

1. Nazarnejad M, Mahdavi SR, Asnaashari K, Sadeghi M, Nikoofar A. Developing a Verification and Training Phantom for Gynecological Brachytherapy System. *Iranian Journal of Medical Physics*. 2012;9(1):33-40.
2. Gholami S, Mirzaei HR, Jabbar Arfaee A, Jaber R, Nedaie HA, Rabi Mahdavi S, *et al.* A novel phantom design for brachytherapy quality assurance. *International Journal of Radiation Research*. 2016;14(1):67-71.
3. de Almeida CE, Rodriguez M, Vianello E, Ferreira IH, Sibata C. An anthropomorphic phantom for quality assurance and training in gynaecological brachytherapy. *Radiotherapy and Oncology*. 2002;63(1):75-81.
4. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Saiful Huq M, Ibbott GS, *et al.* Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*. 2004;31(3):633-74.
5. Wilby S, Palmer A, Polak W, Bucchi A. A review of brachytherapy physical phantoms developed over the last 20 years: clinical purpose and future requirements. *J Contemp Brachytherapy*. 2021;13(1):101-15.
6. Gargett MA, Briggs AR, Booth JT. Water equivalence of a solid phantom material for radiation dosimetry applications. *Physics and Imaging in Radiation Oncology*. 2020;14:43-7.
7. Meigooni AS, Gearheart DM, Sowards K. Experimental determination of dosimetric characteristics of Best® brachytherapy source. *Medical Physics*. 2000;27(9):2168-73.
8. Dauffy LS, Braby LA, Berner BM. Dosimetry of the source used in interstitial brachytherapy. *Medical Physics*. 2005;32(6Part1):1579-88.
9. Nath R, Meigooni AS, Muench P, Melillo A. Anisotropy functions for ¹⁰³Pd, ¹²⁵I, and ¹⁹²Ir interstitial brachytherapy sources. *Medical Physics*. 1993;20(5):1465-73.
10. Ayoobian N, Asl AS, Poorbaygi H, Javanshir MR. Gafchromic film dosimetry of a new HDR brachytherapy source. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*. 2016;17(2):194-205.
11. Sharma SD, Bianchi C, Conte L, Novario R, Bhatt BC. Radiochromic film measurement of anisotropy function for high-dose-rate Ir-192 brachytherapy source. *Phys Med Biol*. 2004;49(17):4065.
12. Mishra V, Waterman FM, Suntharalingam N. Anisotropy of an high dose rate source measured with a miniature ionization chamber. *Medical Physics*. 1997;24(5):751-5.
13. Patton K. *Anatomía y Fisiología*. 8va. edición. Barcelona, España: Elsevier; 2013.

14. Tresguerres, Jesús. Anatomía y fisiología del cuerpo humano. España: McGraw-Hill;
15. Moore, Keith. Anatomía con orientación clínica. 8a edición. Barcelona, España: Wolters Kluwer;
16. Beyzadeoglu, Murat O Gokhan, Ebruli, Cuneyt. Basic Radiation Oncology. Berlin: Springer; 2010.
17. Cancer (IARC) TIA for R on. Global Cancer Observatory [Internet]. [citado 13 de noviembre de 2023]. Disponible en: <https://gco.iarc.fr/>.
18. Halperin, Edward. Principles and practice of radiation oncology. 6a edición. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2013.
19. Brady, L.W. Radiation Oncology. Berlin: Springer; 2008.
20. The new (Version 9) American Joint Committee on Cancer tumor, node, metastasis staging for cervical cancer - Olawaiye - 2021 - CA: A Cancer Journal for Clinicians - Wiley Online Library [Internet]. [citado 19 de septiembre de 2024]. Disponible en: <https://acsjournals.onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.3322/caac.21663>.
21. Bhatla N, Aoki D, Sharma DN, Sankaranarayanan R. Cancer of the cervix uteri: 2021 update. International Journal of Gynecology & Obstetrics. 2021;155(S1):28-44.
22. Algara López. Tratamientos con braquiterapia. Madrid, España: Arán Ediciones; 2014.
23. Baltas D. Comprehensive Brachytherapy: Physical and Clinical Aspects. Boca Raton, Florida: CRC Press; 2013.
24. Taylor REP, Rogers DWO. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for and brachytherapy sources. Medical Physics. 2008;35(11):4933-44.
25. Baltas D. The physics of modern brachytherapy for oncology. Boca Raton, Florida: Taylor & Francis; 2007. 670 p.
26. E.B. Podgorsak. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.
27. Mourya A, Aggarwal LM, Choudhary S. Evolution of Brachytherapy Applicators for the Treatment of Cervical Cancer. J Med Phys. 2021;46(4):231-43.
28. Thomadsen B. Brachytherapy physics. 2a edición. Medical physics publishing; 2005.
29. Kishi K. Brachytherapy. Croacia: InTech; 2012.
30. Mayadev J. Handbook of Image Guided Brachytherapy. Springer; 2017.

31. Geometry function of a linear brachytherapy source - King - 2001 - Journal of Applied Clinical Medical Physics - Wiley Online Library [Internet]. [citado 26 de junio de 2024]. Disponible en: <https://aapm.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1120/jacmp.v2i2.2615>.
32. Venselaar J. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment. 1a edición. Buselas, Belgica: ESTRO;
33. Khan M. F. The physics of radiation therapy. 5a edición. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2014.
34. Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia. Austria; 2004.
35. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy. Vienna: IAEA; 2000.