



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA

DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICA E INGENIERÍA

DETERMINACIÓN DE LA INTENSIDAD DE KERMA EN  
AIRE CON PELÍCULA DE TINTE RADIOCRÓMICO  
EBT3 PARA DOSIMETRÍA EN BT DE UNA FUENTE  
DE IR<sup>192</sup>

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

ESPECIALISTA EN FÍSICA MÉDICA CLÍNICA

P R E S E N T A :

KARLA RUTH PÉREZ RODRÍGUEZ

COMITÉ TUTOR



M. EN C. MIGUEL RODRÍGUEZ PONCE

M. EN C. NOEMÍ SALAS BAUTISTA

DRA. ELSA YAZMÍN LEÓN MARROQUÍN

Cd. Mx., 2023

M. en C. Miguel Rodríguez Ponce

M. en C. Noemi Salas Bautista

Dra. Elsa Yazmín León Marroquín

*Dedicado a mis padres Mayra y Roberto.*

# Agradecimientos institucionales

A la Universidad Autónoma Metropolitana, por todo su apoyo mostrado y brindarme una excelente formación académica, así como darme la oportunidad de realizar mi residencia en el Instituto Nacional de Cancerología y ser un miembro orgulloso de su casa de estudios.

Al Instituto Nacional de Cancerología, el cual es un gran referente en el ámbito clínico, fue un sueño cumplido pertenecer a esta institución, aprender de los grandes profesionales que ahí laboran, agradezco que me abriera sus puertas y me brindará la oportunidad de utilizar sus instalaciones para la realización de este trabajo, a lo largo de estos 2 años me mostró que puedo superarme a pesar de las adversidades que se presenten, agradezco su formación y cada valiosa enseñanza brindada, sin duda ha sido mucho más difícil de lo que hubiera imaginado, pero hoy que culmina esta etapa de mi vida me doy cuenta que le debo mucho a esta gran institución.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT), por la beca otorgada para la realización de mis estudios de especialización.

Al Organismo Internacional de Energía Atómica por su apoyo y patrocinio para la realización de este proyecto de tesis que es parte del proyecto "Desarrollo de metodología de auditorías dosimétricas para braquiterapia ginecológica de alta tasa de dosis".

# Agradecimientos personales

A Dios principalmente porque sin él nada es posible, por él, hoy soy una persona de quien puedo sentirme orgullosa.

A mi padre Roberto y a mi madre Mayra, por todo el apoyo incondicional que me han brindado a lo largo de todos estos años, por su confianza y sus palabras de aliento y motivación en cada momento de mi vida, por nunca rendirse y enseñarme a nunca hacerlo, por siempre inspirarme a ser mejor, por los valores y educación que han formado en mi, nunca terminaría de agradecerles por todo lo que me han brindado.

A mi hermana Lizbeth Margarita por siempre confiar en mi, por motivarme, ser una inspiración y hacerme saber que esta orgullosa de mi, has sido un gran motor en estos años.

A mis abuelitos Carlos, Gina y Blanca por su amor incondicional y motivación, por que siempre han creído en mi y se que siempre lo harán, por ser parte fundamental en mi vida, su amor y apoyo son lo mejor que tengo.

A mi novio Leonardo, por estar ahí en todo momento y siempre tener una palabra de aliento y ser incondicional, por motivarme y ser mi apoyo, por inspirarme a esforzarme y siempre creer en mi.

A la Dra. Silvia Hidalgo Tobón, coordinadora de la especialización en Física Médica Clínica, por ser una inspiración profesional, por su inmensa amabilidad, apoyo y el gran interés



mostrado a lo largo de estos años en mi formación profesional.

A M. en C. Noemi Salas Bautista por ser mi cotutora y haberme brindado la oportunidad de trabajar con ella en este gran proyecto, por todas sus grandes enseñanzas y su apoyo en todo momento. Por su amabilidad, todos sus consejos, paciencia y su gran disposición para la realización de este trabajo, inmensamente gracias.

A M. en C. Miguel Rodríguez Ponce por ser mi tutor y brindarme la oportunidad de realizar mi año en el área de radioterapia, por todas sus enseñanzas, apoyo, amabilidad y paciencia.

A M. en C. Jonathan Elizalde Cabrera, por siempre estar dispuesto a escuchar las recomendaciones y observaciones que le comentaba, sobre su diseño y realización del maniquí "Film Phantom".

A todo el equipo de física y de radioterapia del Instituto Nacional de Cancerología, por brindarme la oportunidad de conocerlos y convivir con ustedes, por su amabilidad, consejos y todo el apoyo brindado a lo largo de mi trabajo.

A la Dra. Elsa Yazmín León Marroquín, por tomarse el tiempo para leer mi trabajo, aceptar revisarlo y brindarme valiosos comentarios para la mejora de este trabajo, cada uno de sus observaciones y correcciones fueron de gran enseñanza y crecimiento para mi.

# Contenido

<b>Resumen</b>	IV
<b>Abstract</b>	v
<b>Planteamiento del estudio</b>	VI
<b>1. Marco teórico</b>	1
1.1. Fuente de Iridio-192	2
1.2. Braquiterapia intracavitaria de alta tasa de dosis.	2
1.3. Dosimetría en Braquiterapia	3
1.3.1. Tasa de referencia de kerma en aire	3
1.3.2. Intensidad del kerma en aire	4
1.3.3. Detectores en braquiterapia	5
1.3.3.1. Cámara de pozo	5
1.3.3.2. Película de tinte radiocrómico	7
1.4. Formalismo de Dosimetría	8
1.4.1. Constante de tasa de dosis $\Delta$	9
1.4.2. Función geométrica $G(r_0, \theta_0)$	9
1.4.3. Función de anisotropía $\Phi_{an}(r)$	10
1.4.4. Función de dosis radial $g_L(r)$	10
1.5. Maniquí equivalente	11
<b>2. Metodología, equipo y materiales</b>	13
2.1. Irradiación de película con fuente de Ir <sup>192</sup>	13
2.1.1. Sistema de carga remota	13
2.1.2. Maniqués	15
2.1.3. Curva de calibración y $Sk$	18

2.1.3.1. Corte	18
2.1.3.2. Marcaje	18
2.1.3.3. CT del Film Phantom:	19
2.1.3.4. Cálculo de tiempos de irradiación	20
2.1.3.5. Configuración de irradiación	22
2.2. Irradiación de película con LINAC	24
2.2.1. Curva de respuesta	24
2.2.1.1. Corte	24
2.2.1.2. Configuración de irradiación	25
2.3. Procesamiento de Películas	26
2.3.1. Escaneo de películas	26
2.3.2. Región de interés (ROI)	28
2.4. Análisis:	29
2.4.1. Estimación de Dosis	30
2.4.2. $\Delta D_{estimada-TPS}$	30
2.4.3. Propagación de incertidumbre:	31
2.5. Determinación de Sk con película radiocrómica	31
2.5.1. $\Delta Sk_{estimado-certificado}$	32
2.5.2. Propagación de incertidumbre	32
2.6. Determinación de Sk con cámara de pozo	33
2.6.1. Cámara de pozo y electrómetro	33
2.6.2. Toma de lecturas	33
2.6.3. $Sk_{L_{max}}$	34
2.6.4. $\Delta Sk_{L_{max}-certificado}$	35
2.6.5. Propagación de incertidumbre	35
<b>3. Resultados y discusión</b>	<b>36</b>
3.1. Medidas con película radiocrómica EBT3	36
3.1.1. Curvas de respuesta y dosis	36
3.1.2. Tasa de dosis y Sk	38
3.1.3. Funciones $g(r)$ , $G_L(r, \theta)$ , $\Phi_{an}(r, \theta)$ , $\Lambda$ y determinación de Sk	39
3.2. Medidas con cámara de pozo	41
3.2.1. Determinación de posición de máxima respuesta y Sk	41
3.3. Diferencias entre $Sk_{estimada}$ y $Sk_{certificado}$	42

**4. Conclusiones**

46

**Bibliografía**

48

# Resumen

Debido a la falta de protocolos de auditoría de control de calidad en braquiterapia de alta tasa de dosis (BT HDR, por sus siglas en inglés), se propone utilizar nuevos detectores para determinar el valor de Intensidad de Kerma en Aire ( $S_k$ ). Se tiene como objetivo principal determinar la intensidad de kerma en aire con película de tinte radiocrómico dentro de la tolerancia establecida por la literatura [1] de 3% para garantizar calidad en la entrega de tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis. La motivación de este trabajo radica en la falta de implementación de un protocolo de auditoría dosimétrica en este tipo de terapias en nuestro país. Se toma como referencia el TG 43 para determinar  $S_k$  a partir de la dosis medida en películas de tinte radiocrómico modelo EBT3, con una fuente de Ir-192. Se utilizará un equipo de braquiterapia de alta tasa de dosis GammaMed Plus ix de la marca comercial VARIAN del Instituto Nacional de Cancerología. Se realizaron curvas de respuesta con una energía nominal de acelerador de 6 MV y una fuente de braquiterapia de alta tasa de dosis de Ir-192. Se compararon ambas curvas y se observa que al utilizar curvas de respuestas construidas con Ir-192, la diferencia encontrada entre el valor de  $S_k$  estimado y el de referencia está por debajo de la tolerancia señalada en la literatura de 3%. Se concluye que la película de tinte radiocrómico si permite estimar el valor de  $S_k$  con respecto al valor de referencia, con una diferencia inferior a la tolerancia, siempre y cuando su curva de calibración se construya con una fuente de Ir-192.

# Abstract

Due to the lack of quality control audit protocols in BT HDR, it is proposed to use new detectors to determine the value of Air Kerma Intensity ( $Sk$ ). The main objective is to determine the intensity of kerma in air with a radiochromic dye film within the tolerance established by the literature [1] of 3% to guarantee quality in the delivery of brachytherapy treatments with a high rate of dose. The motivation of this work lies in the lack of implementation of a dosimetric audit protocol in this type of therapy in our country. TG 43 is taken as reference to determine  $Sk$  from measured dose on radiochromic dye films with a  $^{192}\text{Ir}$  source. A high dose rate GammaMed Plus ix brachytherapy equipment of the VARIAN trademark of the National Institute of Cancerology will be used. Response curves were performed with a nominal accelerator energy of 6 MV and a high dose rate brachytherapy source of Ir-192. Both curves were compared and it can be seen that when using response curves built with Ir-192, the difference found between the estimated value of  $Sk$  and the reference value is below the tolerance indicated in the literature of 3% when using curves of response built with Ir-192. It is concluded that the radiochromic dye film does allow estimating the value of  $Sk$  with respect to the reference value, with a difference less than the tolerance, as long as its calibration curve is built with an Ir-192 source.

# Planteamiento del estudio

## Planteamiento del problema

Para poder garantizar la seguridad y una alta calidad en la entrega de cada tratamiento de radioterapia es necesario la realización de una auditoría dosimétrica. Sin embargo, a diferencia de la teleterapia donde tenemos varias publicaciones formales de entidades internacionales reconocidas como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM, por sus siglas en inglés), en el caso de tratamientos realizados con braquiterapia no tenemos este tipo de publicaciones formales respecto a la auditoría, hasta ahora solo existen sugerencias como Palmer *et. al.* (2014).

De acuerdo a lo propuesto por Palmer *et. al.* (2014), los elementos evaluados en una auditoría son la intensidad de la fuente o la verificación de dosis puntual, verificación del sistema, incluido el efecto por técnicas de imagen en la evaluación dosimétrica, y la inclusión de aplicadores clínicos y medición de la distribución de dosis, de los cuales resalta la importancia de la determinación de la intensidad del kerma en aire ( $S_K$ ) con distintos detectores así como asegurar que se encuentre en tolerancia [2].

En la actualidad la caracterización de una fuente para braquiterapia (BT) se realiza a través de determinar la intensidad de kerma en aire, ( $S_k$ ) (OIEA) o la tasa de referencia de kerma en aire, (TRKA) (AAPM) de acuerdo al protocolo que se utilice y comúnmente definido para una cámara tipo pozo o cilíndrica [1,3].

Desafortunadamente en México aún no se ha implementado un protocolo de auditoría dosimétrica, es por ello que se tiene la iniciativa de desarrollar este tipo de protocolos a nivel regional, nacional y con proyección internacional dentro del proyecto de investigación “*Development of Methodology for Dosimetric Audits in Brachytherapy*” auspiciado por el OIEA, dentro del cual involucra la determinación de la  $S_k$  con diversos detectores [4]. La determinación del  $S_K$  de diversos centros del país, implica una determinación de manera postal,

por lo que se busca un dosímetro de fácil manejo, robusto y eficiente, con características dosimétricas viables, como lo es la película de tinte radiocrómico [5,6].

El uso más común que se le ha dado a la película radiocrómica, en radioterapia, es la comparación entre las distribuciones de dosis administradas y las planificadas [7].

## Preguntas de investigación

### Pregunta general

¿Cuál es la diferencia entre la intensidad de kerma en aire calculada a través de mediciones con película de tinte radiocrómico y, la intensidad de kerma en aire reportada por el fabricante?

### Preguntas específicas

1. ¿Cuál es la incertidumbre asociada a la determinación de la intensidad del kerma en aire con película de tinte radiocrómico?
2. ¿Cuál es la diferencia entre las incertidumbres asociadas a la determinación de la intensidad de kerma en aire con película de tinte radiocrómico y con cámara de pozo?

## Hipótesis

La diferencia del valor de  $S_k$  reportado en el certificado de calibración de la fuente (dado por el fabricante) y el valor obtenido en la institución implementando película de tinte radiocrómico se encuentra dentro de la tolerancia del 3% señalado por la literatura [1].

## Variables

### Variables Dependientes

- $S_k$ : Intensidad de Kerma en aire
- $K_{TP}$ : Corrección por presión y temperatura
- $K_{pol}$ : corrección por polaridad



- $K_{elect}$ : Corrección por electrómetro
- $K_{ion}$ : Corrección por colección de iones
- DO: Densidad óptica
- D: Dosis.

## **Variables Independientes**

- P: presión
- T: temperatura
- V: voltaje
- $M_u$ : carga colectada por un tiempo t.
- VMP: valor medio de pixel.

## Justificación

Las recomendaciones internacionales (como las de la AAPM), establecen que cualquier institución que realice tratamientos de braquiterapia debe capacitarse y verificar de forma independiente la intensidad de kerma en aire de la fuente de lo proporcionado por el fabricante [8]. En la actualidad las mediciones para la determinación de  $S_k$  se realizan con cámara de pozo o cilíndrica, de acuerdo a los protocolos establecidos por la AAPM y el OIEA, tomando en consideración que la incertidumbre asociada a la intensidad de kerma en aire reportado en el certificado de calibración es de  $\pm 5\%$  y en la entrega de dosis al paciente la Comisión Holandesa de Dosimetría de Radiaciones (NCS), establece que la incertidumbre en la especificación de dosis para braquiterapia asociada al procedimiento de medición de  $S_k$  debe ser  $< \pm 5\%$  [1, 8, 9]. Por lo que la calibración de la fuente de Ir-192 es necesaria para verificar la calibración establecida por el fabricante y también para garantizar la trazabilidad de los estándares internacionalmente aceptados [8].

Sin embargo ha habido muchas publicaciones sobre la precisión en la dosimetría en braquiterapia HDR con Ir-192, específicamente en la medición de la distribución de dosis 2D o 3D usando dosímetros tales como la cámaras de ionización, película radiocrómica, TLDs o métodos de Monte Carlo para simulación de los cálculos de dosimetría [10]. A pesar de todo este trabajo en dosimetría en braquiterapia de alta tasa de dosis con Ir-192, sigue sin existir un estándar principal para la medición de la dosis absoluta para Ir-192. De hecho, actualmente tampoco existe un protocolo robusto para la dosimetría de película radiocrómica en el agua [10].

En 2021 la OIEA publicó una convocatoria para establecer una auditoría de control de calidad en braquiterapia de alta tasa de dosis (BT HDR, por sus siglas en inglés) [4], donde la investigación enviada por el Instituto Nacional de Cancerología (INCan) de México es aceptada. En esta investigación el instituto propuso emplear películas de tinte radiocrómico para la determinación de la intensidad del kerma en aire ( $S_k$ ), con el fin de realizar su medición de manera postal o remota de diversos centros de BT, así como utilizarla para verificaciones rápidas, sin la necesidad de montar todo el equipo de dosimetría que actualmente empleamos, también lograríamos tener una confirmación del valor de  $S_k$  determinado de manera convencional con la cámara de pozo.

En ello radica la importancia de la determinación de  $S_k$  con película de tinte radiocrómico

dentro de la tolerancia esperada.

# Objetivos

## Objetivo general

Diseñar un protocolo para la determinación de la intensidad de kerma en aire con película de tinte radiocrómico.

## Objetivos específicos

- Determinar la diferencia entre la intensidad de kerma en aire obtenida con cámara de pozo y la determinada con película de tinte radiocrómico.
- Analizar la incertidumbre asociada a la determinación de la intensidad de kerma en aire con película radiocrómica.
- Analizar la incertidumbre asociada a la determinación de la intensidad de kerma en aire con cámara de pozo.
- Comparar la diferencia entre las incertidumbres.

# Capítulo 1

## Marco teórico

La radioterapia es un tipo de tratamiento que consiste en el uso de altas dosis de radiación ionizante, como rayos x, gamma o partículas cargadas y, se divide en [11]:

- Radioterapia externa o teleterapia, en la cual la fuente de radiación ionizante es externa al paciente, es decir la fuente se encuentra a una cierta distancia de la lesión.
- y Braquiterapia, la fuente de radiación ionizante se coloca cercana o vecina a la lesión.

La variedad de padecimientos que se tratan con radioterapia es amplio incluyendo diversos tipos de tumores así como padecimientos no neoplásicos, como es el caso del tratamiento de la cicatriz queloide [12].

En particular la braquiterapia hace uso de fuentes radiactivas que se colocan cerca del volumen a tratar y producen distribuciones de dosis con altos gradientes. Este tipo de tratamientos se clasifican en función de el posicionamiento de las fuentes, la tasa de dosis empleada, tipo de carga empleada y tiempos de permanencia de las fuentes radioactivas, se emplea para tratar lesiones no mayores en promedio a 60 cm<sup>3</sup> [13], como los tumores de próstata, mama, cabeza, cuello, ojo y cervicouterino [9,14], siendo la aplicación ginecológica la más frecuente dentro de la braquiterapia intracavitaria de alta tasa de dosis en los países en desarrollo, por su alto número de casos de cáncer cervicouterino reportados por año [9,15,16], como es el caso de México con 13,960 casos nuevos por año [15].

## 1.1. Fuente de Iridio-192

El radio isótopo Ir-192 es producido en un reactor nuclear por la reacción  $^{191}\text{Ir}(n,\gamma)^{192}\text{Ir}$  [17], tiene una vida media de  $T_{\frac{1}{2}}=73.8$  días [18,19].

El Ir-191 decae a los estados excitados de Platino-192 (Pt-192m) por desintegración beta menos ( $\beta^-$ ) en el 95.1% de las veces, mientras que el 4.9% restante decae a Osmio-192m (Os-192m) por captura electronica (CE) (ver figura 1.1), por lo que en su mayoría decae a Pt-192m y después a su estado fundamental de Pt-192 emitiendo rayos gamma con energía promedio de 316.5 keV [17,19,20].

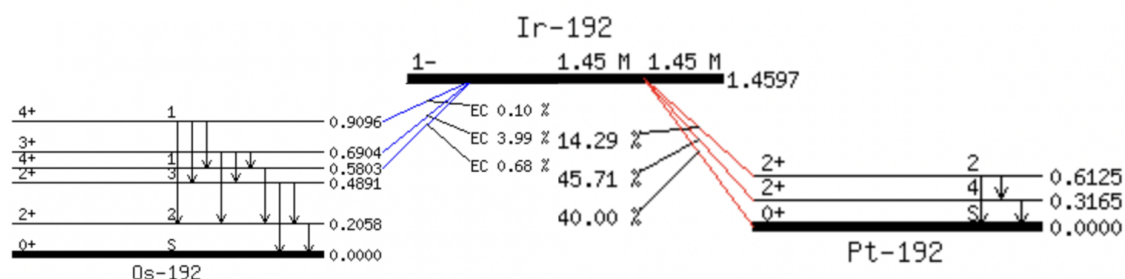


Figura 1.1: Esquema del decaimiento del Ir-192 a Pt-192 y Os-192 tomada del Centro de datos nucleares en KAERI [18]

## 1.2. Braquiterapia intracavitaria de alta tasa de dosis.

Dentro de las clasificaciones en braquiterapia, tenemos la braquiterapia de alta tasa de dosis (high dose rate, HDR) en esta clasificación la tasa de dosis empleada es superior a 1200 cGy/h [9], es decir, la fuente posee una alta actividad, en comparación con las fuentes empleadas para braquiterapia de baja tasa de dosis donde los tratamientos utilizan tasas de dosis menores a 200cGy/h, por lo que para los tratamientos de BT HDR, es necesario fraccionar la dosis impartida y la utilización de equipos automatizados durante el proceso de inserción y retiro de la fuente radioactiva [9].

En braquiterapia intracavitaria ginecológica se utilizan aplicadores, entendiendo por estos como las guías que contienen a las fuentes, pueden ser tanto metálicos como de plástico, son denominados según su localización como sondas, colpostatos (con diámetro de 1.6 a 3

cm [13,21] ) o cilindros. El tratamiento puede ser ambulatorio y más rápido en comparación a tratamientos con menor tasa de dosis, debido a la reducción del tiempo de irradiación requerido para impartirlo [9]. Se utiliza la optimización de cálculos computacionales que modifican las dosis para ajustarlas a las dosis de tolerancia de los órganos en riesgo (OARs) próximos al tumor. [9].

### 1.3. Dosimetría en Braquiterapia

Al igual que en teleterapia las pruebas dosimétricas realizadas en braquiterapia son de gran relevancia, en este caso con el fin de verificar la variación de la tasa de dosis de la fuente que se esté utilizando, por lo que se recomienda su realización trimestralmente, considerando que en la entrega de dosis al paciente, la Comisión Holandesa de Dosimetría de Radiaciones (NCS) establece que la incertidumbre en la especificación de dosis para braquiterapia asociada al procedimiento de medición de  $S_k$  debe ser  $< \pm 5\%$  [8,22].

La cantidad recomendada por el OIEA para la especificación de fuentes gamma, como lo es la fuente de Ir-192 es definida en el ICRU 38 [23] como la tasa de kerma en aire, a una distancia de referencia de 1 m, corregido por atenuación y dispersión del aire.

Un radionúclido de vida media corta como el Ir<sup>192</sup>, utilizado para tratamientos de braquiterapia, requiere de una calibración previa a su implementación en los tratamientos de los pacientes. La calibración se realiza obteniendo la intensidad de kerma en aire en tolerancia ( $< 3\%$ ) con lo especificado en el certificado de calibración [1], su finalidad es verificar la calibración establecida por el proveedor y garantizar la trazabilidad de los estándares internacionalmente aceptados [1,8].

#### 1.3.1. Tasa de referencia de kerma en aire

La tasa de referencia de kerma en aire, recomendada por el OIEA para la especificación de fuentes gamma, está especificada por medidas en aire a 1 m de la fuente y corregidas por atenuación y dispersión [23], tiene unidades de  $[cGy\text{cm}^2\text{h}^{-1}]$  y se determina por la siguiente ecuación:

$$K_R = N_K \left( \frac{M_u}{t} \right) k_{\text{aire}} k_{\text{disp}} k_n \left( \frac{d}{d_{\text{ref}}} \right)^2 \quad (1.1)$$

donde:

$N_k$  es el factor de calibración de kerma en aire de la cámara de ionización a una determinada

energía de fotones.

$M_u$  es la carga colectada medida durante un tiempo (s) y corregida por pérdidas de recombinación, por efectos de polarización, por temperatura ( $^{\circ}\text{C}$ ) y presión ambiental (kPa).

$k_{aire}$  es el factor de corrección por atenuación de los fotones primarios en aire entre la fuente y la cámara;

$k_{disp}$  es la corrección por la radiación dispersada por las paredes, el piso, el arreglo de la medición, el aire, entre otros.

$k_n$  es el factor de corrección por no uniformidad.

$d$  es la distancia entre el centro de la fuente y el centro de la cámara de ionización.

$d_{ref}$  es la distancia de referencia de 1 m.

La ecuación [1.1] es válida sólo para el día en que se realizó la medida, esta medida no es siempre práctica debido a su dependencia con la distancia que provoca que se tenga baja señal y altas corrientes de fuga provenientes de la cámara de ionización [1].

### 1.3.2. Intensidad del kerma en aire

La intensidad de kerma en aire tiene unidades de  $mGym^2h^{-1}$ . Está definida como la tasa de kerma en aire  $(\dot{K}_{\delta}(d))_{vac}$  en el vacío, considerando solo los fotones con energía  $> \delta \approx 5$  keV, que tienen una contribución significativa en la dosis a distancias superiores de 0.1 cm, multiplicada por el cuadrado de la distancia  $d^2$ , su fórmula esta dada por la ecuación [1.2].  $\dot{K}$  tiene magnitud idéntica a la cantidad de tasa de referencia de kerma en aire, recomendada por ICRU 38 e ICRU 60 ( $U = cGycm^2h^{-1} = \mu Gycm^2h^{-1}$ ) [1]. Es independiente de la distancia (d), por lo que en la mayoría de las especificación de las fuentes recomiendan utilizar la intensidad del kerma en aire  $S_K$  [3], la formula que describe la intensidad está dada por:

$$S_K = \dot{K}_{\delta}(d)_{vac}d^2 \quad (1.2)$$

El límite de tolerancia recomendado entre la intensidad de kerma en aire obtenido por el usuario y la reportada por el fabricante no debe exceder de 3% y si se excede se debe investigar la fuente del desacuerdo, ante una disparidad que no se logre resolver y que exceda un  $\pm 5\%$ , el cual se conoce como límite de acción, se debe informar al fabricante [3]. Debido a que la tasa de kerma en aire  $(\dot{K}_{\delta}(d))_{vac}$  está dada en el vacío esto significa que se debe corregir la medida por atenuación y dispersión en aire, así como por el material del encapsulado y por la dispersión debida a los objetos cercanos a la fuente como las paredes, el piso y el techo. [11,24]



### 1.3.3. Detectores en braquiterapia

En principio podemos usar cualquier detector cuya respuesta pueda relacionarse con tasa de dosis absorbida o tasa de referencia de dosis para determinar la dosis absorbida de las fuentes de braquiterapia de rayos beta [24]. Sin embargo, las cámaras de pozo, han probado su estabilidad a lo largo del tiempo, algunos tipos de cámaras han mostrado mantener el mismo factor de calibración dentro de  $\pm 0.5\%$ , además de que la cámara tiene una geometría  $4\pi$  que permite que sea sensible a la distribución anisotrópica del kerma en aire de la fuente, por lo cual es utilizado como detector de referencia para dosimetría en braquiterapia [1,3]. Las cámara de ionización conservan una relación entre la dosis medida y la intensidad de kerma, sin embargo no es el único detector que podemos utilizar para asegurar una correcta medición como es el caso de las películas de tinte radiocrómico.

#### 1.3.3.1. Cámara de pozo

Las cámaras de pozo son detectores con una geometría cilíndrica, su pared está hecha de resina de poliacetal y tiene un espesor de 3 mm, dentro de sus dos cilindros se encuentra la cavidad de aire con volumen variable que tiene un diámetro exterior de 140 mm y el electrodo colector central se extiende por toda la longitud de los cilindros y tiene un diámetro de 50 mm, está hecho de espuma de poliestireno y está recubierto con grafito y su respuesta es integrada sobre un ángulo sólido de  $4\pi$  [25,26].

Su respuesta varía mucho dependiendo del tipo de encapsulado de la fuente el cual provoca que se tenga una distribución anisotrópica, siendo sensible a la orientación y posición de la fuente, por lo que las cámaras de pozo utilizadas para medidas en braquiterapia tienen insertos como se muestra en la figura 1.2.

Los insertos dependen del modelo de la fuente, su diámetro se adapta al catéter que es un tubo de metacrilato de 150 mm de longitud, sostenido en una posición fija usando varillas de inserción [25], evitando movimientos y fijando a la fuente en cierta posición, de tal forma que se disminuye la contribución de las variaciones de la fluencia de fotones a lo largo de la cavidad y mantiene una posición de manera reproducible. [1,26]

La cámara de pozo puede estar abierta a la atmósfera o sellada, en este último caso el gas se encuentra a una presión atmosférica mayor que la ambiental. El principio de su funcionamiento radica en que dentro de la cavidad de aire de la cámara de ionización la radiación interacciona con el aire de la cavidad creando ionizaciones en los átomos gaseosos, al aplicar una diferencia de potencial entre 200 a 400 V entre los cilindros se crea un campo eléctrico,

el cual permite recolectar las cargas negativas o positivas dependiendo de la polaridad que se utilice en el electrodo colector, este a su vez está conectado a un dispositivo de medición de corriente denominado electrómetro, que permite cuantificar la cantidad de iones producidos por la radiación dentro de la cavidad. [1,26]

Las cámaras tipo pozo son ideales para la calibración y estandarización de las fuentes de braquiterapia debido a su uso sencillo y rápido al igual que a su geometría que es altamente reproducible, lo que permite una alta precisión de la medida, además su gran volumen (alrededor de  $245 \text{ cm}^3$  o mayor) permite una mayor sensibilidad a diferencia de las cámaras de tipo dedal o Farmer que también pueden utilizarse para calibración de las fuentes en braquiterapia, pero que cuentan con un volumen mucho menor de alrededor de  $0.6 \text{ cm}^3$ . [11,26]

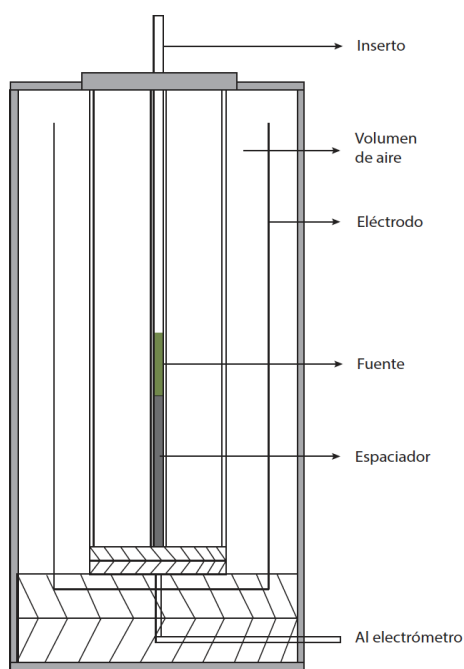


Figura 1.2: Estructura interna de una cámara de pozo utilizada para medidas en braquiterapia, imagen tomada de Brosed, A., Universidad Internacional de Andalucía., Sociedad Española de Física Médica. (2011), Fundamentos de física [26]

Un aspecto importante en la medición con cámara de pozo es la determinación de la posición de máxima respuesta, en esta posición la corriente se maximiza y se minimiza la incertidumbre en la determinación de la intensidad de kerma en aire [25].

### 1.3.3.2. Película de tinte radiocrómico

Las películas de tinte radiocrómico son detectores que dentro de su estructura cuentan con cristales de poliacetilenos que al ser expuestos a radiación se polimerizan tomando tonalidades azuladas o rojizas dependiendo de su composición específica y energía de radiación a la que fue expuesta [27].

La película de tinte radiocrómico mejor conocida como GAFchromic<sup>TM</sup> es ampliamente utilizada como detector debido al tinte particular con el que fue fabricada, el cual permite que sea más sensible a la dosis [27], en particular tiene una alta resolución espacial que nos permite visualizar características de hasta 25  $\mu\text{m}$  o menos, además de que permite realizar dosimetría de triple canal [5].

La estructura de la película EBT3 se compone de una capa activa de 28  $\mu\text{m}$  de espesor, intercalado entre dos sustratos de poliéster de 125  $\mu\text{m}$  como se muestra en la figura 1.3. La capa activa está compuesta por un componente activo, un tinte marcador, estabilizadores lo que permite que la película tenga una respuesta casi independiente de la energía con < 5% de diferencia en la densidad óptica neta cuando se expone a energías de entre 100 keV y 18 MeV [5,6], sin embargo en la literatura se ha encontrado variaciones de dosis por dependencia energética entre dos fuentes de fotones distintas [28,29].

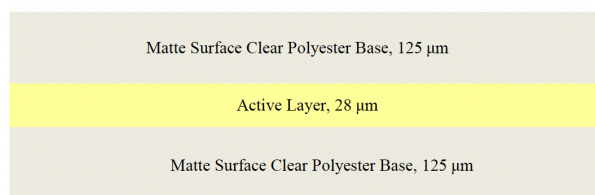


Figura 1.3: Estructura de la película de dosimetría GAFChromic EBT3, imagen tomada de GAF-Chromic. (n.d.), Gafchromic Dosimetry Media, Tipo EBT-3, www.FilmQAPro.com, [5].

La respuesta de la película EBT3 en su cambio de tonalidad en respuesta a la exposición a la radiación se puede caracterizar por la magnitud física conocida como densidad óptica neta ( $DO_{net}$ ). La  $DO_{net}$  se relaciona con la intensidad ( $I$ ) por la ley de Lambert-Beer [30], como se muestra en la ecuación 1.3:

$$DO_{net} = -\log_{10} \frac{I}{I_0} \quad (1.3)$$

donde:

$I$ : Intensidad de luz transmitida por la película.

$I_0$ : Intensidad de luz en el detector sin película.

La  $I_0/I$  tiene una relación exponencial con la dosis, y a que la densidad óptica tiene generalmente una relación lineal con la dosis. Esta tendencia lineal es la que llevó a las PR a ser utilizadas como dosímetros

## 1.4. Formalismo de Dosimetría

El protocolo TG-43 describe el formalismo de cálculo de las distribuciones de tasa de dosis alrededor de las fuentes utilizadas en braquiterapia.

Dentro de este formalismo, encontramos el formalismo 2D donde se aproxima una fuente cilíndrica simétrica a una línea, supone una distribución uniforme a lo largo de un segmento de línea con longitud activa ( $L$ ) y la describe en términos de coordenadas polares, toma el origen como el centro de la fuente, a  $r$  como la distancia desde el origen hasta un punto de interés denominado  $P$  y a  $\theta$  como el ángulo con respecto al eje longitudinal de la fuente, como se muestra en la figura 1.4 [11, 24]

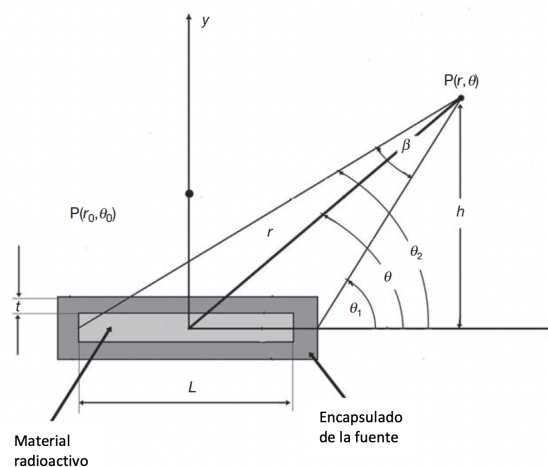


Figura 1.4: Geometría de cálculo de distribución de dosis de una fuente lineal, donde el punto de referencia  $P(r_0, \theta_0)$  se encuentra en la bisectriz transversal de la fuente a una distancia de 1 cm del origen ( $r_0 = 1$  cm y  $\theta_0 = \frac{\pi}{2}$ ), imagen tomada de Podgorsak, E. B. (2005), Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students, [11]

La relación entre la tasa de dosis y la intensidad de kerma en aire en un punto de interés

$P(r_0, \theta_0)$  en agua, bajo el formalismo 2D de una fuente cilíndrica simétrica está dada por [24]:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \cdot g_x(r) \cdot \Phi_{an}(r) \quad (1.4)$$

donde se define como:

- $S_k$ : Intensidad de kerma en aire.
- $G(r_0, \theta_0)$ : Función geométrica.
- $g_x(r)$ : Función de dosis radial.
- $\Phi_{an}(r)$ : Función de anisotropía.
- $\Lambda$ : Constante de tasa de dosis en agua.

#### 1.4.1. Constante de tasa de dosis $\Lambda$

La constante de tasa de dosis  $\Lambda$  se define como la relación entre la tasa de dosis medida o calculada en la posición de referencia  $P(r_0, \theta_0)$  y  $S_k$  de la fuente en agua:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(r_0, \theta_0)}{S_k} \quad (1.5)$$

y tiene unidades de:

$$\frac{cGyh^{-1}}{cGycm^2h^{-1}} = cGyh^{-1}U^{-1}$$

que se reducen a  $cm^2$  [11, 24]. Depende tanto del radionúclido como del modelo de la fuente y se ve influenciada por el diseño de la fuente y la metodología experimental empleada para obtener  $S_k$ . [24], así como por la geometría de la fuente, la distribución espacial de la radioactividad por el encapsulado de la fuente, la autofiltración de la fuente y la dispersión en agua [11].

#### 1.4.2. Función geométrica $G(r_0, \theta_0)$

La función geométrica  $G(r_0, \theta_0)$  describe la variación de la dosis relativa a causa de la distribución espacial de la actividad de la fuente, es decir, la función no considera el efecto por dispersión y/o atenuación de los fotones, y únicamente proporciona una corrección por la ley del inverso al cuadrado de la distancia, que está basada en un modelo de aproximación

de la distribución espacial. [11,24]

La función geométrica se determina dependiendo del modelado de la fuente escogido. El TG43 recomienda que se utilicen los modelos de fuentes puntuales y lineales, teniendo la siguiente función para una aproximación de una fuente puntual:

$$G_p(r, \theta) = r^2 \tag{1.6}$$

Para el caso de una aproximación de una fuente lineal considerando a  $\theta = 0^\circ$  se obtiene la siguiente función:

$$G_L(r, \theta) = \left(\frac{r^2 - L^2}{4}\right)^{-1} \tag{1.7}$$

Por otro lado si  $\theta \neq 0^\circ$ , obtenemos la siguiente función:

$$G_L(r, \theta) = \frac{\beta}{Lr \sin(\theta)} \tag{1.8}$$

donde  $\beta$  es el ángulo, en radianes, entre las líneas de intersección de las puntas de la fuente lineal y el punto de interés P como se muestra en la figura 1.4.

### 1.4.3. Función de anisotropía $\Phi_{an}(r)$

La función de anisotropía  $\Phi_{an}(r)$  explica la anisotropía de la distribución de dosis alrededor de la fuente, tomando en consideración la contribución por absorción y dispersión en el agua y está definida por la siguiente ecuación [11,24]:

$$\Phi_{an}(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \tag{1.9}$$

Esta función la define el TG43 como igual a la unidad en el plano transversal y conforme nos acercamos al plano longitudinal de la fuente su valor va disminuyendo, considerando si el valor de r disminuye, si  $\theta$  se aproxima a  $0^\circ$  o a  $180^\circ$ , si se incrementa el grosor del encapsulado o si la energía de los fotones decrece.

### 1.4.4. Función de dosis radial $g_L(r)$

La función de dosis radial  $g_L(r)$  toma en cuenta la contribución por atenuación y dispersión en el plano transversal de la fuente ( $\theta = \frac{\pi}{2}$ ) en el agua la cual se debe a la filtración de fotones por el encapsulado de la fuente, esta función no toma en cuenta el efecto por  $\frac{1}{r^2}$  y su expresión esta dada por la siguiente ecuación, donde  $g_L(r)=1$  si  $r_0= 1$  cm [11,24]:

$$g_L(r) = \frac{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r_0, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0) G_L(r, \theta_0)} \quad (1.10)$$

## 1.5. Maniquí equivalente

Los algoritmos unidimensionales implementados en el TPS se basan en datos de dosimetría obtenidos con un tamaño de maniquí infinito, ya que suponen condiciones de dispersión total. Sin embargo, en la práctica los datos son obtenidos con tamaños de maniqués finitos con diferencias entre las funciones de dosis radial  $g(r)$ , provocadas por las diferentes condiciones de dispersión y por ende en las distribuciones de tasas de dosis para diferentes formas y tamaños de maniqués, debido a la falta de fotones retro dispersados en los diferentes bordes de los maniqués [31], por lo que para poder realizar comparaciones entre lo obtenido en el TPS y lo medido, debemos asemejar las condiciones de medida a las consideradas en los cálculos del TPS, encontrando las dimensiones de un maniquí que se asemeje a un maniquí infinito en la distancia de la fuente a la que se desea medir.

**Maniquí esférico;** en la literatura el maniquí más deseable es una esfera, por ejemplo en el protocolo TG43 los datos que reportan para una fuente de Ir-192, fueron medidos utilizando un maniquí esférico de 15 cm de radio y un cilíndrico de 40 cm x 40 cm, ya que esas dimensiones garantizan condición de dispersión total, como si la medición fuera realizada en un maniquí infinito, midiendo a distancias menores de 5 cm desde la fuente. Sin embargo, no todos tienen acceso a maniqués esféricos, por lo que antes de realizar cualquier medición se debe de conocer los tamaños y formas de los posibles maniqués óptimos y accesibles con los que se cuente en la práctica, para posteriormente encontrar al que garantice al punto de medición una condición de dispersión total y permita realizar comparaciones con lo obtenido en el TPS. [31,32]

**Maniquí cúbico;** para obtener  $g(r)$  semejante a lo obtenido en un maniquí infinito, en un maniquí cúbico, primero se debe encontrar el tamaño que mejor imite a los valores obtenidos de  $g(r)$  en condiciones de dispersión total, para esto se determina el maniquí esférico equivalente ( $R_{sph}$ ) para un maniquí cúbico ( $R_{cube}$ ).

**Procedimiento;** para obtener las dimensiones adecuadas de un maniquí que asemeje a  $g(r)$  con lo obtenido en un maniquí infinito, se puede emplear un enfoque de minimización de

figura de mérito (FOM) basando el ajuste con chi-cuadrada:

$$FOM = \sum_{r_i=0.05cm}^{(R_{cube}-2)cm} \left[ \frac{g_p(R_{cube}, r_i) - g_p(R_{sph}, r_i)}{g_p(R_{cube}, r_i)} \right]^2 \frac{1}{\sigma_i^2} \quad (1.11)$$

donde la distancia máxima de medición se considera como:

$$r = R_{sph} - 2cm \quad (1.12)$$

donde  $R_{sph}$  representa el radio del maniquí esférico, equivalente al maniquí infinito, donde su radio va de 10 a 40 cm en incrementos de 0.25 cm,  $i$  hace referencia a cada punto obtenido por simulaciones Monte Carlo de la función de dosis radial,  $\sigma_i$  es la incertidumbre estadística. [32]

De otra forma podríamos hacer un ajuste lineal simple a la ecuación [1.11] y, así determinar el tamaño del radio del maniquí esférico equivalente, sin necesidad de utilizar simulaciones Monte Carlo, siempre y cuando se consideren maniquíes cúbicos con dimensiones restringidas a  $10 \text{ cm} \leq R_{cube} \leq 30 \text{ cm}$ ; la expresión que se obtiene es la siguiente:

$$R_{sph} = mR_{cube} + b \quad (1.13)$$

donde  $m = 1.1$  y es adimensional, mientras que  $b = 1$  y tiene unidades de cm, por otro lado  $R_{cube}$  se define como la mitad de la longitud del cubo [32]:

$$R_{cube} = \frac{L_{cube}}{2} \quad (1.14)$$



# Capítulo 2

## Metodología, equipo y materiales

### 2.1. Irradiación de película con fuente de Ir<sup>192</sup>

#### 2.1.1. Sistema de carga remota

El sistema de carga remota Gamma Med Plus iX de la marca comercial VARIAN (ver figura 2.1), utiliza una distancia de tratamiento de longitud fija, es decir, la longitud entre el aplicador y la posición de resguardo de la fuente es siempre 1300 mm y tiene 20 canales para la salida de la fuente, también cuenta con un sistema electrónico - mecánico que conserva la integridad de los cables y el correcto resguardo de la fuente después de cada tratamiento [17, 33].

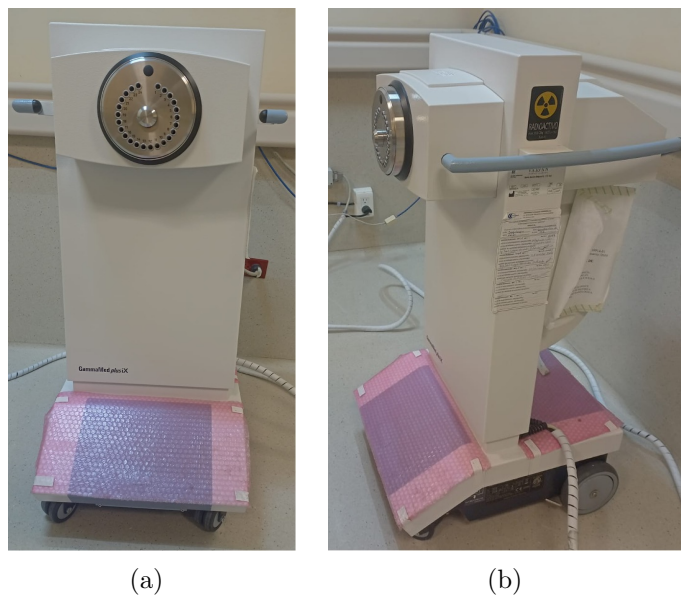


Figura 2.1: Sistema de carga remota Gamma Med PLus iX utilizado para tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis en el INCa en vista (a) frontal y (b) lateral.

La fuente almacenada puede tener hasta 15 Ci y producir una tasa máxima de Kerma en aire de  $3 \mu\text{Gy/h}$  a 1 m del equipo y cuenta con un detector Geiger Muller incorporado que da aviso cuando la fuente esta afuera del contenedor y monitorea el decaimiento radiactivo de la fuente para modificar el tiempo de tratamiento según corresponda [17, 33].

Su sistema de planeación de tratamientos BrachyVision<sup>TM</sup> calcula los tiempos de radiación con una actividad fija de 10 Ci con una resolución de tiempo de parada de 0.1 segundos e intervalos de parada variables entre 0.0 a 999.9 segundos, sus tamaños de pasos están entre 1 y 10 mm con incrementos de 1 mm [33].

*Fuente de Ir-192:* Su geometría es cilíndrica, tiene 0.6 mm de diámetro y se aproxima a una línea de 3.5 mm de longitud activa. Su blindaje es una cápsula de 0.9 mm de diámetro y de 4.52 mm de longitud como se observa en la figura 2.2 [17].

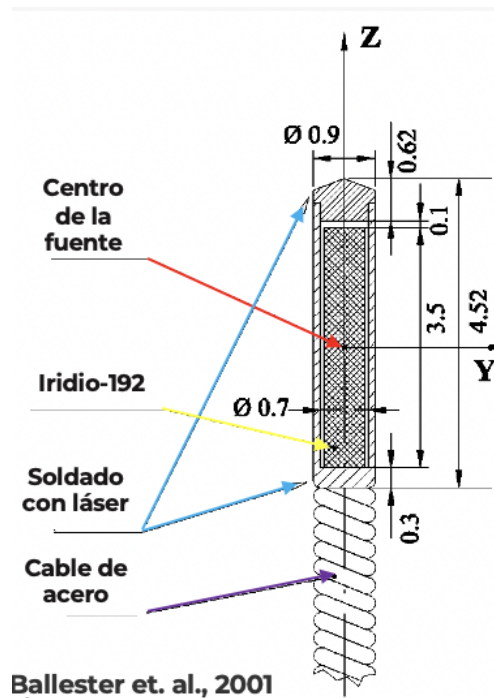


Figura 2.2: Diseño mecánico y geometría simulada de la fuente de Ir-192 para un sistema de carga remota GammaMed Plus. Las dimensiones mostradas se encuentran en mm y se considera a la fuente simétrica alrededor del eje z, imagen adaptada de Ballester, F. et.al., (2001). Monte-Carlo dosimetry of the HDR 12i and plus 192Ir sources, [34]

La fuente tiene una constante de tasa de dosis de acuerdo con el fabricante con valor de [34]:

$$\Lambda = 1.118 \pm 0.003 \frac{cGyh^{-1}}{U^{-1}}$$

La función de dosis radial para esta fuente se ajustó a un polinomio de tercer orden (entre 0.15 cm y 15 cm), los coeficientes utilizados para el ajuste son de acuerdo con Ballester et.al.,2001 [34] :

$$a_0 = 0.99248, a_1 = 9.299010^{-3}, a_2 = -1.810710-3, a_3 = -2.878110-5$$

### 2.1.2. Maniqués

- *Film Phantom*: El maniquí utilizado en este trabajo para el posicionamiento de las películas fue realizado y diseñado por el M. en C. Jonathan Elizalde Cabrera, Físico

médico del Instituto Nacional de Cancerología como parte del proyecto "Desarrollo de metodología de auditorías dosimétricas para braquiterapia ginecológica de alta tasa de dosis", perteneciente al OIEA y se nombró como "FilmPhantom". Está compuesto por ácido poliláctico, comúnmente conocido como PLA impreso en 3D a una densidad cercana a la del agua, está diseñado con una geometría circular con diferentes radios ( $r = 1, 3, 5, 6, 7, 8$  y  $9$  cm) ver figura 2.3 (b), para poder medir a distancias equidistante del centro de la fuente, está construido con un marco que sirve como soporte para el catéter guía de la fuente como se observa en la figura 2.3 (a).

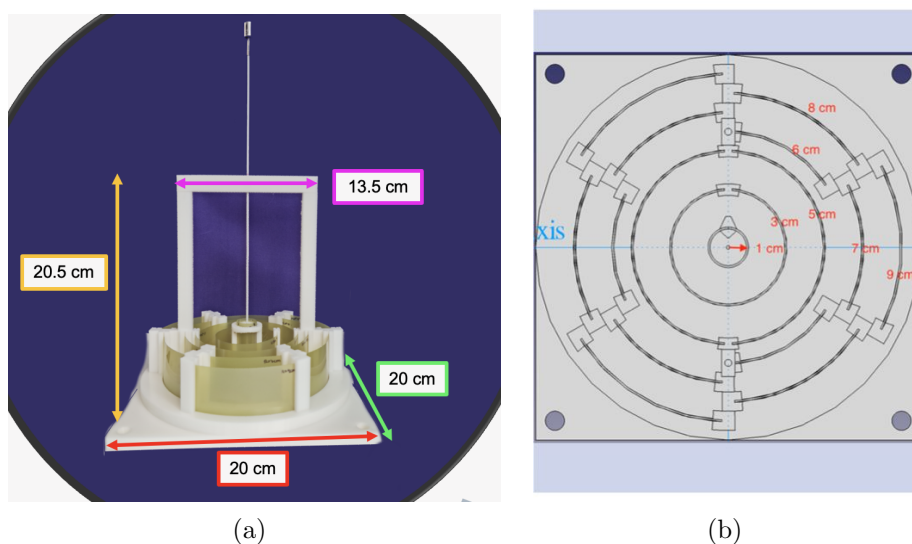


Figura 2.3: (a) Dimensiones del maniquí Film Phantom y (b) radio de los círculos circunscritos al eje de la fuente, imagen tomada del diseño del M. en C. Jonathan Elizalde Cabrera.

- *Maniquí de medida:* El tamaño del maniquí de medida utilizado para todas la irradiaciones en está sección es de  $29 \times 37 \times 39$  cm<sup>3</sup> como se muestra en la figura 2.4



Figura 2.4: Tamaño del maniquí de medida

Para garantizar que existía condición total de dispersión a  $r=1$  cm utilizando este maniquí, en el cual se sumergirá el Film Phantom, se realizó el cálculo correspondiente para conocer la distancia máxima a la que podíamos medir, utilizando la ecuación [1.13](#), por lo que primero teníamos que conocer el radio del maniquí esférico equivalente. Como el maniquí disponible no era cúbico se determinó su lado equivalente  $L_{cube}$  para posteriormente sustituirlo en la ecuación [1.14](#) y así se obtuvo  $R_{cube}$ :

$$L_{cube} = \sqrt[3]{V} = \sqrt[3]{(29cm)(37cm)(39cm)} = \sqrt[3]{38961cm^3} = 34.72cm$$

$$R_{cube} = \frac{L_{cube}}{2} = \frac{34.72}{2} = 17.36$$

Sustituyendo tenemos que:

$$R_{sph} = mR_{cube} + b = 1(17.36cm) + 1cm = 18.36cm$$

Para conocer la distancia máxima de medición sustituimos  $R_{sph}$  en la ecuación [1.12](#):

$$r = R_{sph} - 2cm = 18.36cm - 2cm = 16.36cm$$

### 2.1.3. Curva de calibración y Sk

Se utilizaron películas de tinte radiocrómico Gafchromic® EBT3 de Productos Especiales Internacionales (ISP, por sus siglas en inglés).

Se construyeron 6 curvas de calibración (nombradas como M1, M2, M3, M4, M5 y M6) y se irradiaron 5 películas con Ir-192 a una dosis de 650 cGy para estimar la intensidad de kerma en aire (Sk).

#### 2.1.3.1. Corte

Se cortaron 10 películas para construir la curva de calibración, 3 películas para su verificación, 3 para estimar Sk y 3 extras para reposición en caso de algún daño a las películas de calibración, verificación o Sk. Se realizó en un cuarto oscuro con luz roja y en condiciones controladas de humedad y temperatura, guantes sin talco con la finalidad de no dejar marcas en la película que alteraran la medición como la huella digital de los dedos de la mano. Para el corte se utilizó una guillotina, de este modo se producía el menor trauma mecánico en los bordes de la película. El tamaño de las películas fue de 7.9 cm × 5 cm (largo x ancho) ver figura [2.5](#)

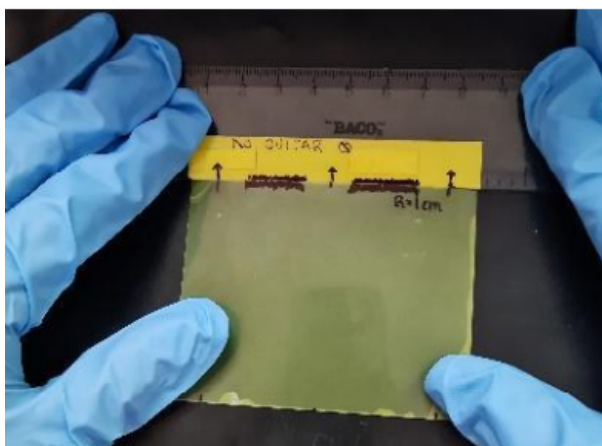


Figura 2.5: Tamaño de la película y marcas de referencia.

#### 2.1.3.2. Marcaje

Se marcó una letra asimétrica (e.g R, K, G, etc..) y un número con un rotulador negro en el borde superior derecho de la película, se colocaron tres marcas de referencia en la películas; dos laterales (a 0.5 cm del borde de la película) y una en su centro como se observa en la figura

2.5. La finalidad de las marcas laterales y centrales es ayudar en el proceso de deformación de la película al posicionarlas en el Film Phantom e identificar la zona de análisis, la letra nos permitió no perder la dirección y orientación de irradiación y escaneo, así como identificar cada película con la dosis a la que se irradió como se muestra en la tabla 2.1.

Uso	Etiqueta	Dosis esperada cGy
Control	R0	0
Calibración	R1	200
Calibración	R2	300
Calibración	R3	400
Calibración	R4	500
Calibración	R5	600
Calibración	R6	700
Calibración	R7	800
Calibración	R8	900
Calibración	R9	1000
Verificación	P1	450
Verificación	P2	650
Verificación	P3	850
Sk	K1	650
Sk	K2	650
Sk	K3	650
Extras	G1	
Extras	G2	
Extras	G3	

Tabla 2.1: Etiquetas utilizadas para las películas cortadas.

### 2.1.3.3. CT del Film Phantom:

Se usó el tomógrafo SIEMENS CT modelo Sensation Open con número de serie 49338 que se ocupa como simulador del servicio de radioterapia del INCan para realizar un scan de el maniquí Film Phantom con películas muestra colocadas en todas las distancias, se coloco el catéter guía y el dummie en su posición correspondiente como se muestra en la

figura 2.10(a), posteriormente la CT tomada se importaba al sistema de planificación de tratamientos (TPS, por sus siglas en inglés) BrachyVision<sup>TM</sup> y se digitalizaba manualmente la sonda ver figura 2.10(b).

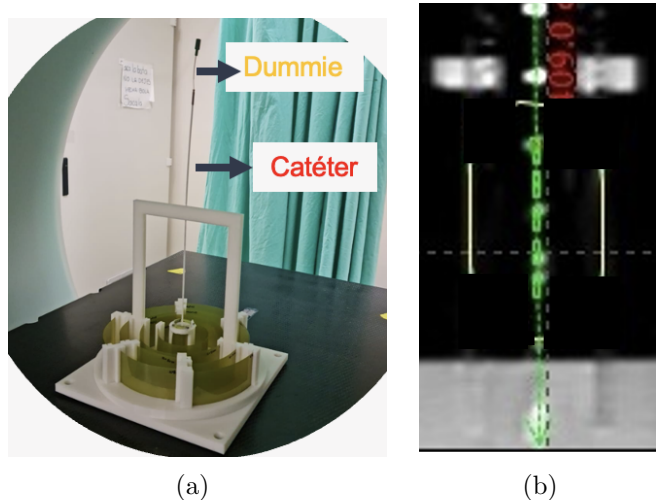


Figura 2.6: (a) Film Phantom con películas de muestra y (b) sonda digitalizada manualmente con dummie.

#### 2.1.3.4. Cálculo de tiempos de irradiación

- *Prescripción de dosis para curva de calibración:* se colocó un arreglo de 2 líneas de prescripción opuestas entre sí con una longitud activa de 3 cm colocadas en el centro de la película y perpendicular al eje de las fuentes a 1 cm de la línea de carga en la zona donde no se observaba deformación como se muestra en la figura 2.7. Se utilizaron 6 posiciones de fuente de 128.0 cm a 126.0 cm.



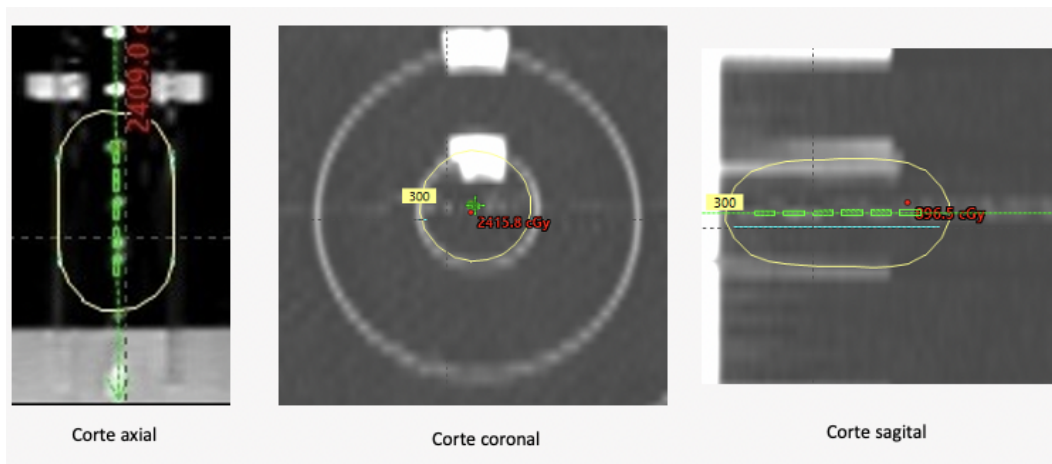


Figura 2.7: Arreglo lineal de prescripción realizado en el TPS en diferentes vistas para el cálculo de los tiempos de irradiación necesarios para la construcción de la curva.

- *Prescripción de dosis para Sk*: se colocaron dos arreglos lineales de prescripción con longitud activa de 0.5 cm opuestos entre sí (punto A y B) en el centro de la película y perpendicular al eje de la fuente a 1 cm de la línea de carga en la zona donde se observaba menor deformación de la película como se muestra en la figura 2.8, a una posición de fuente de 127 cm.

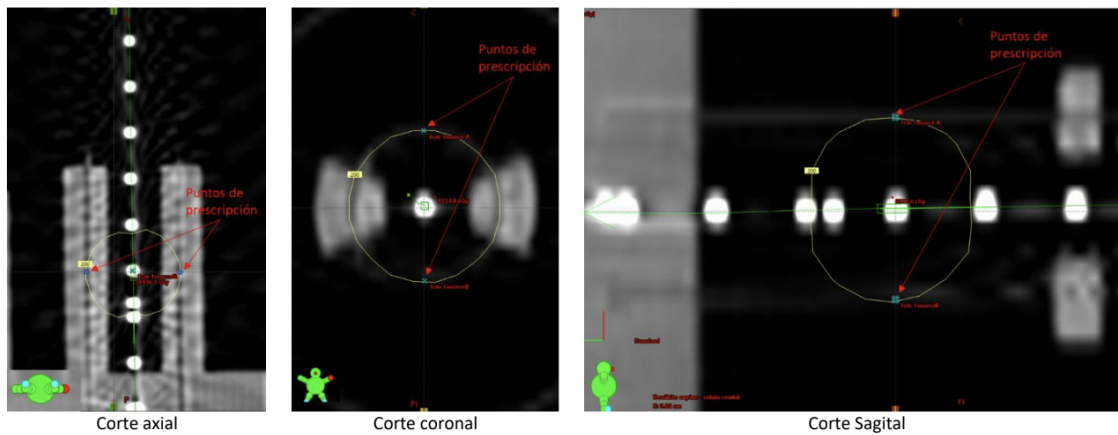


Figura 2.8: Arreglo de longitud activa de 0.5 cm realizado en el TPS en diferentes vistas para el cálculo del tiempo para Sk.

### 2.1.3.5. Configuración de irradiación

Todas las películas fueron irradiadas 24 hrs poscorte, con el fin de que se relajen las tensiones mecánicas producidas por el corte [35], en un intervalo de dosis de 300 cGy a 1000 cGy en incrementos de 100 cGy. Las películas se posicionaron utilizando el Film Phantom a una distancia de 1 cm respecto a la fuente, la elección de esta distancia fue con base en la reducción de los tiempos de irradiación y la simplificación de los cálculos de Sk.

- *Llenado del maniquí de medida:* se colocó el maniquí y la base de altura del Film Phantom de 10 cm como se observa en la figura 2.9(a), la cual permite colocar la película justo en el centro del maniquí de medida, de esta forma aseguramos una condición de dispersión total en todas las direcciones en la posición de medición, se llenó con agua bidestilada hasta cubrir por completo la película y llenar a  $\frac{3}{4}$  el maniquí de medición, el agua se llevó desde un contenedor de agua al maniquí utilizando una bomba sumergible en agua como se observa en la figura 2.9(b).

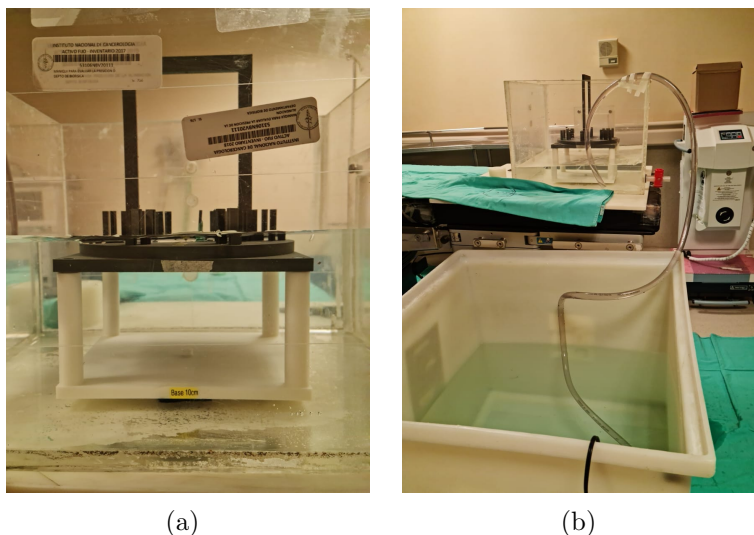


Figura 2.9: (a) Base del Film Phantom de 10 cm y (b) Llenado del maniquí de medida.

- *Posicionamiento de la película:* para posicionar las películas en el Film Phantom primero se quitaba de su base de 10 cm y se colocaba sobre la cama de tratamiento, en ese mismo espacio se deformaba la película en forma circular utilizando guantes sin talco apoyándonos del pulgar izquierdo y tomando como referencia las marcas laterales de tal forma que el doblado fuera simétrico como se muestra de ejemplo en la figura

2.10 (a). La película se insertaba en el soporte de aro a  $r= 1$  cm ver figura 2.10 (b), verificando que la marca de referencia central de la película quedara del lado opuesto de sus bordes, para asegurar que se encontrara centrada como se observa en la figura 2.11. Se tenía especial cuidado en sus esquinas ya que se podían abrir con facilidad.

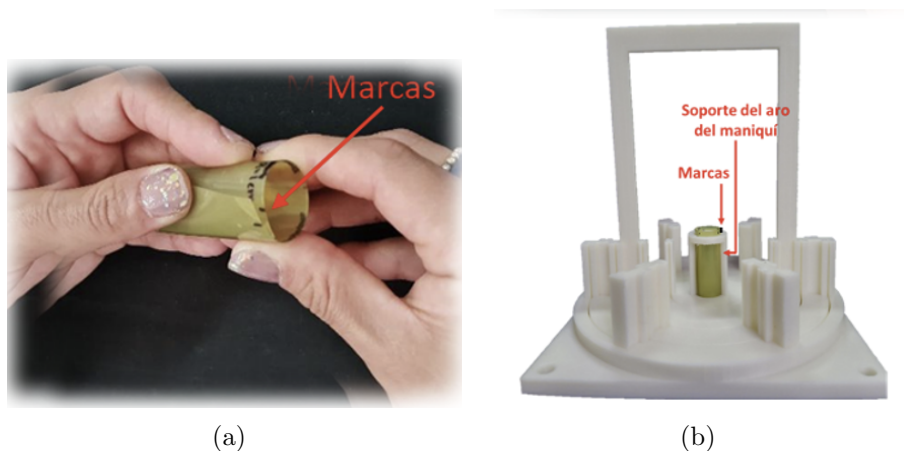


Figura 2.10: (a) Deformación de la EBT3 y (b) soporte de aro a  $r= 1$  cm.

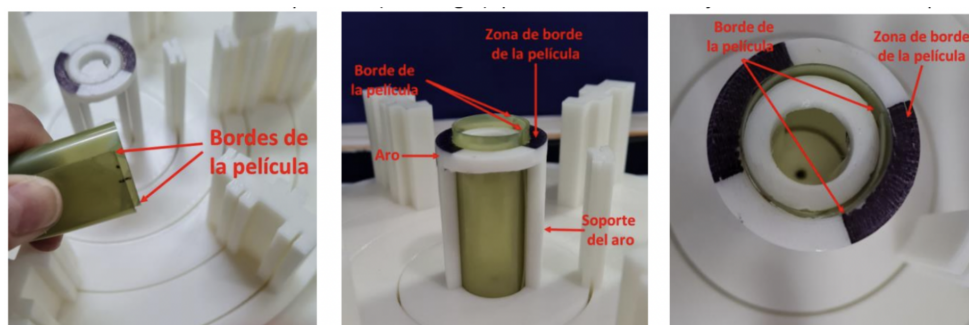


Figura 2.11: Película insertada en la posición de  $r=1$ cm. Las zonas oscuras corresponden a las zonas donde se colocaron los bordes de las películas.

- *Arreglo de irradiación:* Una vez colocada la película en el Film Phantom se le colocaba el cáteter cuidando de no tocar la película. Se coloca el Film Phantom en su base de 10 cm y se conectaba el catéter al tubo de transferencia del sistema de carga remota ver figura 2.12.

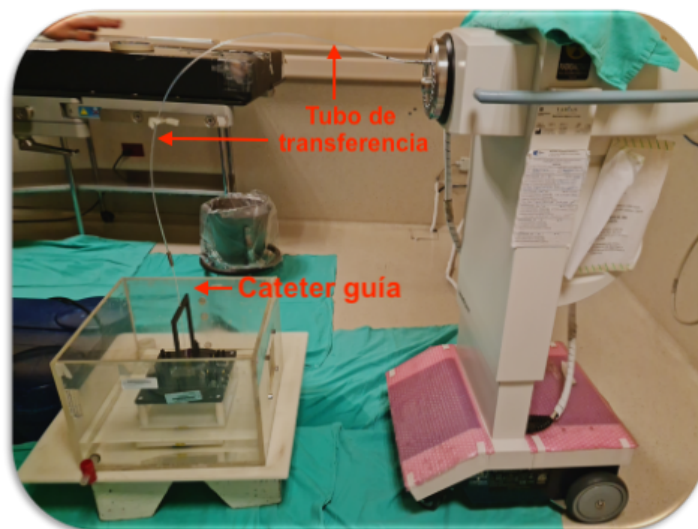


Figura 2.12: Arreglo final de irradiación.

- *Tiempos de medición:* se introdujeron manualmente los tiempos obtenidos del TPS para cada posición de fuente en la consola de control del sistema de carga remota creando un plan con el nombre Cal, Ver o Sk con la dosis en cGy correspondiente, e.g. Cal200cGy/Ver450cGy/Sk650cGy y se desactivó el campo de tiempo absoluto y así corrigiera por decaimiento, ya que el sistema de planificación calcula a 10 Ci.

## 2.2. Irradiación de película con LINAC

### 2.2.1. Curva de respuesta

Se siguió el protocolo interno del Instituto Nacional de Cancerología que lleva por nombre protocolo de dosimetría con película radiocrómica EBT3.

#### 2.2.1.1. Corte

Se cortaron 9 películas para construir la curva de calibración, 3 películas para su verificación. Se realizaba en un cuarto oscuro con luz roja y en condiciones controladas de humedad y temperatura, se utilizaban guantes sin talco para no dejar marcas en la película. Se cortaban con una guillotina, de este modo se producía el menor trauma mecánico en los bordes de la película. El tamaño de las películas era de 2 cm × 2 cm (largo x ancho).

### 2.2.1.2. Configuración de irradiación

Las películas se irradiaron 24 hrs poscorte en el acelerador lineal (LINAC) TrueBeam STx 2961. Cada película se colocó a 10 cm de profundidad con un maniquí de agua sólida, con una distancia fuente- superficie (SSD) de 90 cm y con 14.5 cm de agua sólida (14 placas de 1 cm y 1 placa de 0.5 cm) como material retrodispersor.

- *Arreglo de medición:* como se muestra en la figura 2.13 se utilizaba una máscara opaca de  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  la cual tenía un espacio central del tamaño de la película a irradiar ubicada a una SSD de 100 cm y se colocaban 4.5 cm de agua sólida por debajo, posteriormente se colocaba la película correctamente orientada con guantes sin talco, cuidando que la marca previamente colocada quedara hacia arriba y del lado superior derecho respecto al gantry; se colocaban 10 cm de agua sólida por arriba de la película lo más alineados posibles.

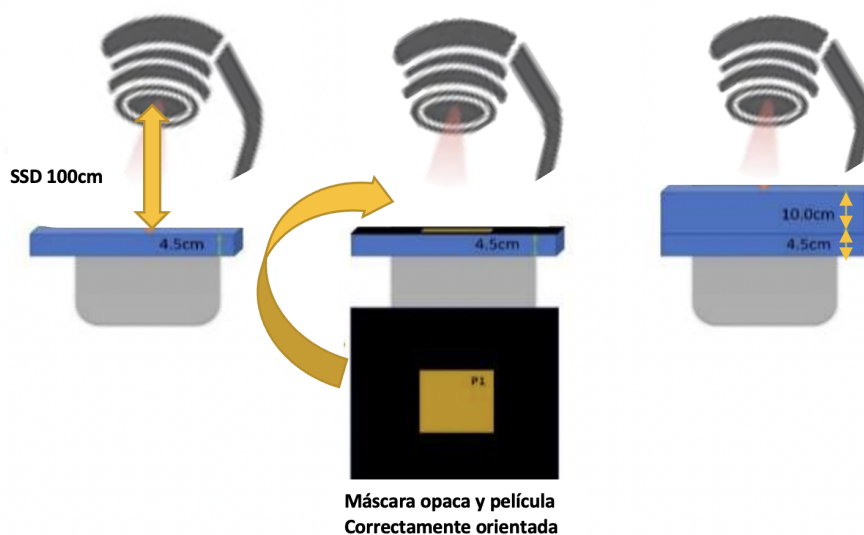


Figura 2.13: Proceso de irradiación de cada película con el acelerador lineal.

- *Parámetros de irradiación:* las películas se irradiaron en orden ascendente con una energía nominal de fotones de 6 MV, en una configuración isocéntrica a la profundidad de 10 cm, campo de  $20 \text{ cm} \times 20 \text{ cm}$ , con una tasa de dosis de 300 cGy/min en un rango de dosis de 300 a 1000 cGy utilizando las unidades monitor calculadas en el TPS ver tabla 2.2, con un maniquí virtual con la misma configuración de irradiación.

Dosis <i>cGy</i>	UM
0	0
300	342.8
400	457.1
500	571.3
600	685.6
700	799.8
800	914.1
900	1028.4
1000	1142.6

Tabla 2.2: Número de UMs utilizadas en el TrueBeam STX para construir la curva de respuesta de la EBT3.

## 2.3. Procesamiento de Películas

### 2.3.1. Escaneo de películas

Cada película fue escaneada 24 hrs postirradiación, con el fin de que la  $DO_{neta}$  se estabilice [36]. Se realizó en el escáner de cama plana modelo Epson Expression 11000 XL.

1. *Pre-escaneo*: el escáner se encendía con un tiempo mínimo de 15 minutos antes de empezar a escanear para estabilizar la luz de la lámpara y la respuesta del detector. Se realizaron por lo menos cinco escaneos previos [37].
2. *Parámetros de escaneo*: para reducir la incertidumbre de la dosis se seleccionaron en el software propio del escáner LaserSoft Imaging® de la marca EpsonScan, los siguientes parámetros de lectura; se seleccionó el modo de transmisión y se desactivó cualquier tipo de corrección del escáner. Se utilizó una profundidad de color de 48 bits (16 bits por color) junto con 300 puntos por pulgada (ppp) como se muestra en la figura [2.14].



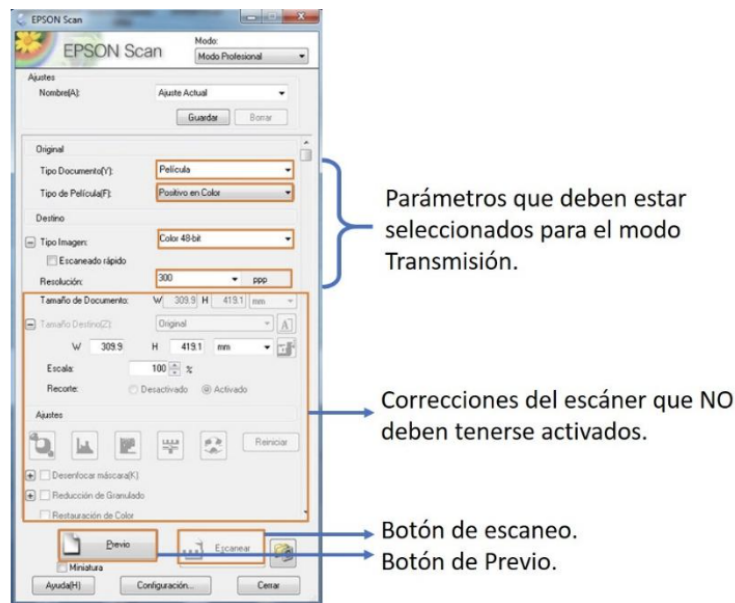


Figura 2.14: Parámetros seleccionados para el escaneo.

3. *Escaneo*: con el objetivo de minimizar el efecto de no uniformidad en la respuesta de la lectura ocasionada por la dispersión de la luz en la lámpara del escáner causado por las partículas de la capa activa en la película, se colocó una máscara opaca en el escáner para colocar las película orientadas horizontalmente, dentro del espacio central del escáner de tal forma que fuera reproducible y pudiera considerarse uniforme la lectura [30] como se muestra en la figura [2.15].

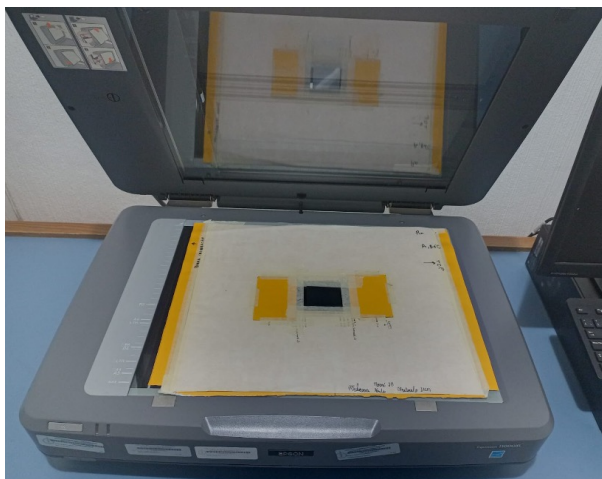


Figura 2.15: Máscara de escaneo de  $34\text{ cm} \times 44\text{ cm}$  diseñada con un espacio en el centro de  $7.9\text{ cm} \times 5\text{ cm}$  para Ir-192, para 6 MV el espacio central era de  $2\text{ cm} \times 2\text{ cm}$ .

4. *Formato*: las imágenes se guardaban en formato TIFF.

### 2.3.2. Región de interés (ROI)

Para su procesamiento se utilizó el software de análisis ImageJ (v.1.53a) y se realizó en el canal rojo, debido a que su banda de absorción característica de la EBT3 es alrededor de  $636\text{ nm}$  cayendo en el rango del espectro rojo de luz visible, por lo que presenta mayor sensibilidad al canal rojo [38].

- *Fuente de Ir-192*: se colocó una región de interés de  $2 \times 15\text{ mm}^2$  en la zona de irradiación derecha centrada tomando como referencia la marca central y los bordes de la película para considerar el grosor de los dos postes de  $1\text{ cm}$  del soporte del aro como se muestra en la figura [2.16]



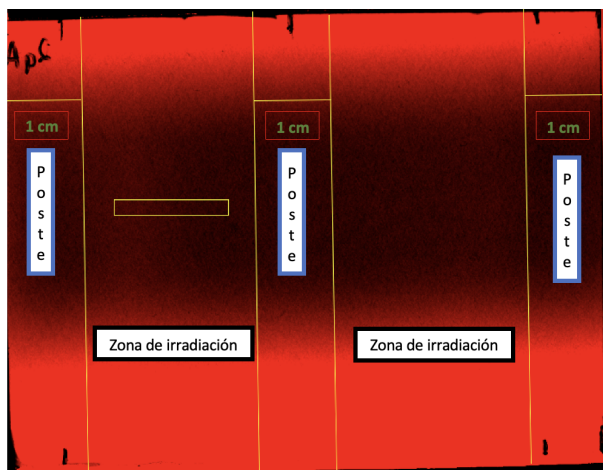


Figura 2.16: Posicionamiento de la ROI en la región de irradiación considerando los postes en el soporte de aro.

- *LINAC*: se colocó una región de interés de  $10 \times 10 \text{ mm}^2$  en la zona central de la película como se muestra en la figura [2.17](#)

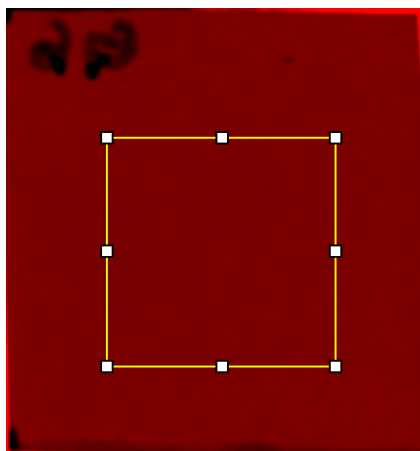


Figura 2.17: Posicionamiento de la ROI en la región central de la película.

## 2.4. Análisis:

Se analizaron las películas utilizando el canal rojo y se obtuvo el valor medio de píxel (VMP) junto con su desviación estándar (StDev) y se calculó la DOnet de cada película utilizando la ecuación [2.1](#)

$$DO_{net} = -\text{Log}_{10}\left(\frac{VMP_{0cGy}}{VMP_{ncGy}}\right) \quad (2.1)$$

donde:

$VMP_{0cGy}$  es el valor medio de pixel de la película control de cada curva de calibración construida.

$VMP_{ncGy}$  es el valor medio de pixel de la película irradiada con "n" dosis esperada.

- *Ajuste y curva de respuesta:* se construyeron las curvas de respuesta de la película graficando la densidad óptica neta en función de la dosis programada en el TPS y se ajustaron a un polinomio de tercer grado y se forzó a que pasara por el origen.

### 2.4.1. Estimación de Dosis

Con base en el principio físico de funcionamiento de la película radiocrómica como dosímetro, pudimos estimar la dosis de 6 películas irradiadas con Ir-192 con una dosis esperada de 654.5 cGy haciendo uso de la relación entre la  $DO_{net}$  y dosis. Esta relación es representada en las curvas de calibración construidas previamente con Ir-192 y un acelerador lineal de 6 MV. Estimamos la dosis haciendo uso de la siguiente expresión:

$$D(cGy) = a(DO_{net})^3 + b(DO_{net})^2 + c(DO_{net}) \quad (2.2)$$

donde:

a, b y c: son los coeficientes del polinomio de ajuste de tercer grado obtenido para cada curva de calibración.

$DO_{net}$ : Valor de densidad óptica neta obtenido de la ecuación [2.1](#) para cada película irradiada con Ir-192.

### 2.4.2. $\Delta D_{estimada-TPS}$

Se encontró la diferencia porcentual de dosis utilizando la ecuación [2.3](#) para 6 películas irradiadas con Ir-192 estimándola con curvas de respuesta construidas con Ir-192 y 6 MV y la dosis calculada por el TPS.

$$\Delta D = \frac{D_{estimada} - D_{TPS}}{D_{TPS}} \quad (2.3)$$

### 2.4.3. Propagación de incertidumbre:

Se propagó la incertidumbre en la determinación de la dosis mediante un análisis de propagación de errores, con base en lo propuesto por Devic et al. [6].

La incertidumbre de la densidad óptica neta total ( $\sigma_{net}$ ) se calculó con la siguiente expresión:

$$\sigma_{DO_{net}} = \frac{1}{\ln(10)} \sqrt{\left(\frac{\sigma_{VMP_{0cGy}}}{VMP_{0cGy}}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{VMP_{ncGy}}}{VMP_{ncGy}}\right)^2} \quad (2.4)$$

donde:

$\sigma_{VMP_{0cGy}}$ : Es la desviación estándar de  $VMP_{0cGy}$

$\sigma_{VMP_{ncGy}}$ : Es la desviación estándar de  $VMP_{ncGy}$

La incertidumbre asociada a la estimación de la dosis  $\sigma_{Dosis}$  está expresada con base en el polinomio de ajuste [2.2] y se cálculo por la ecuación [2.5]:

$$\sigma_{Dosis} = \sqrt{(3a(DO_{net})^2(\sigma_{DO_{net}}) + 2b(DO_{net})(\sigma_{DO_{net}}) + c(\sigma_{DO_{net}}))^2} \quad (2.5)$$

## 2.5. Determinación de Sk con película radiocrómica

No es posible medir directamente Sk utilizando un dosímetro, sin embargo existen diferentes alternativas para medir dosis, como es el caso de la utilización de películas radiocrómicas EBT3. Para llevar a cabo la medición de la intensidad de kerma en aire utilizamos el protocolo de la AAPM, TG-43, el cual nos describe el formalismo actual para el cálculo de dosis para braquiterapia del cual podemos determinar Sk de la siguiente forma:

Despejamos a Sk de la ecuación [1.4], obtenemos:

$$S_k = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\Lambda \cdot \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \cdot g_x(r) \cdot \Phi_{an}(r)} \quad (2.6)$$

donde:

- $\Lambda$  es una constante que obtuvimos de las especificaciones de la fuente [34].
- La función geométrica  $\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)}$  la calculamos a 1 cm de la fuente, aproximando la fuente a una línea y a  $\theta = \frac{\pi}{2}$ , por lo que utilizamos la ecuación [1.8]

- Para la función radial  $g_x(r)$  utilizamos el ajuste polinomial de tercer orden encontrado por Ballester et.al.,2001 a la distancia de 1 cm [34], para el modelo de fuente utilizada para este trabajo.
- El valor de la función anisotrópica  $\Phi_{an}(r)$  lo obtuvimos de la Tabla IV del artículo de Ballester et.al. [34], 2001 para la distancia de 1 cm.
- Para obtener la tasa de dosis  $\dot{D}$  se midió la dosis utilizando la película radiocrómica, posteriormente se dividió por el tiempo de irradiación corregido por decaimiento y convertido a horas para cada película irradiada, de este modo obtuvimos la tasa de dosis, es decir:

$$\dot{D} = \frac{Dosis(cGy)}{t(h)} \quad (2.7)$$

### 2.5.1. $\Delta Sk_{estimado-certificado}$

Sustituimos los valores obtenidos en la ecuación 2.6 y se calculó la diferencia con Sk obtenido ( $Sk_{estimado}$ ) y el valor de Sk reportado en el certificado de calibración de la fuente ( $Sk_{certificado}$ ) corregido por decaimiento de la fuente utilizando una vida media igual a 73.82 días [18], como se muestra en la siguiente expresión:

$$\Delta Sk = \frac{Sk_{estimado} - Sk_{certificado}}{Sk_{certificado}} \cdot 100\% \quad (2.8)$$

### 2.5.2. Propagación de incertidumbre

La incertidumbre de la tasa de dosis ( $\dot{D}$ ) se cálculo de la siguiente forma:

$$\sigma_{\dot{D}} = \sqrt{\left(\frac{1}{t}\sigma_{Dosis}\right)^2} = \frac{1}{t}\sigma_{Dosis} \quad (2.9)$$

donde:

$t$  : Es el tiempo de irradiación de cada película.

$\sigma_t$ : Es la incertidumbre asociada con el tiempo de irradiación.

$\sigma_{Dosis}$ : Es la incertidumbre asociada al ajuste de la curva de respuesta.

Para la determinación de la incertidumbre de Sk se utilizo la siguiente expresión:

$$\sigma_{Sk} = \sqrt{\left(\frac{1}{\Lambda}\sigma_{\dot{D}}\right)^2 + \left(-\frac{\dot{D}}{\Lambda^2}\sigma_{\Lambda}\right)^2} \quad (2.10)$$

donde:

$\Lambda$ : Constante de tasa de dosis

$\sigma_{\Lambda}$ : Incertidumbre asociada a  $\Lambda$

$\dot{D}$ : Tasa de dosis

$\sigma_{\dot{D}}$ : Incertidumbre asociada a  $\dot{D}$

## 2.6. Determinación de Sk con cámara de pozo

### 2.6.1. Cámara de pozo y electrómetro

Se realizaron 4 mediciones de Sk utilizando la cámara abierta tipo pozo modelo HDR-1000 Plus fabricada por Standard Imaging Inc. El diámetro de la cámara es de 102 mm, su altura es de 156 mm y tiene un volumen activo de  $245 \text{ cm}^3$ . Se utilizó el inserto especial de 35 mm de diámetro y 121 mm de altura para una fuente de Ir-192 HDR para sostener a la fuente. La cámara se polarizó con un voltaje de +300V. El electrómetro utilizado con la cámara tipo pozo fue el CDX 2000A, un instrumento portátil digital de Standard Imaging Inc. y se calibró junto con la cámara de pozo.

### 2.6.2. Toma de lecturas

- *Posición de máxima respuesta:* se realizaron 4 mediciones de corriente con la cámara colocada en el centro de la habitación (la distancia mínima a las paredes era de 1.5 metros) como se muestra en la figura 2.18(a) y se varió la posición de la fuente a lo largo del eje de la cámara, utilizando paradas de fuente de 20 seg entre las posiciones de 125 a 126 mm con intervalos de 0.1 mm y por cada medición se realizó una gráfica de las lecturas de corriente (nA) obtenidas del electrometro (ver figura 2.18(b)), por cada posición (mm) y el máximo de la curva se definió como la posición de máxima respuesta, cada gráfica fue nombrada como M1, M2, M3 y M4 de acuerdo con la medición que corresponda.

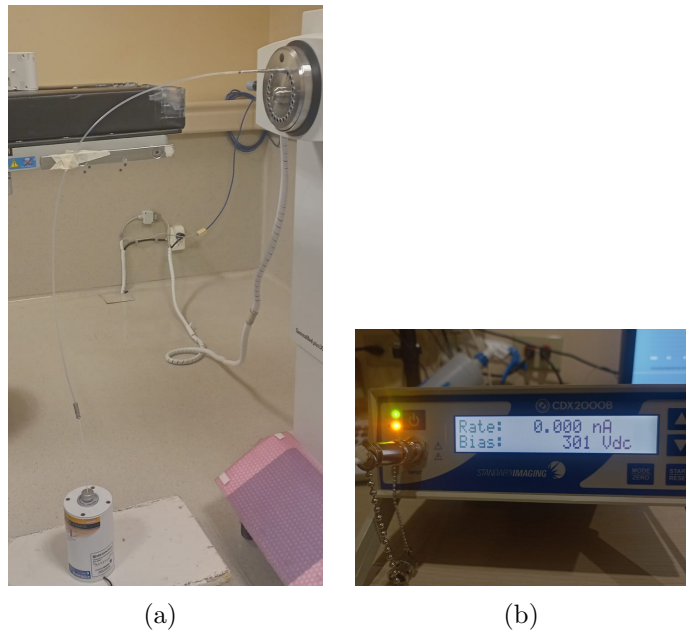


Figura 2.18: (a) Arreglo de irradiación utilizando como detector la cámara de pozo y (b) las lecturas reportadas en el electrómetro utilizado.

- *Medición de corriente:* en la posición de máxima respuesta se realizaron 5 lecturas por medición y se hizo el promedio de las lecturas. Estas medidas estaban dentro del 0.3% de la lectura promedio como lo indica el TECDOC-1079 [25].

### 2.6.3. $Sk_{\bar{L}_{max}}$

La intensidad de kerma en aire de la fuente de braquiterapia HDR se determinó a partir de la lectura promedio en la posición de máxima respuesta utilizando la ecuación descrita en el TECDOC-1274 [1] :

$$Sk_{\bar{L}_{max}} = \bar{L}_{max} N_{S,K} K_{T,P} \quad (2.11)$$

donde:

$N_{S,K}$ : es el factor de calibración de la tasa de kerma en aire de referencia para la cámara tipo pozo.

$\bar{L}_{max}$ : es la lectura promedio en la posición de máxima respuesta.

$K_{T,P}$ : es el factor de corrección por temperatura y presión ambiental, calculado con la siguiente expresión:

$$K_{T,P} = \frac{(273.2 + T) \cdot P_0}{(273.2 + T_0) \cdot P}$$

donde:

$T_0, P_0$ : Temperatura ( $C^\circ$ ) y presión (kPa) en las condiciones de referencia de calibración.

$T, P$ : Temperatura ( $C^\circ$ ) y presión (kPa) en las condiciones ambientales de nuestra medición.

#### 2.6.4. $\Delta Sk_{\bar{L}_{max}-certificado}$

Se tomo la diferencia porcentual del valor de Sk reportado en el certificado de calibración de la fuente ( $Sk_{certificado}$ ) corregido por el decaimiento, utilizando una vida media para el Ir-192 igual a 73.82 días [18] y el valor de Sk obtenido previamente de la ecuación [2.11], como se muestra en la siguiente expresión:

$$\Delta Sk = \frac{Sk_{\bar{L}_{max}} - Sk_{certificado}}{Sk_{\bar{L}_{max}}} \cdot 100 \% \quad (2.12)$$

Se verificó que está diferencia fuera menor al 3%, cumpliendo con lo señalado en las recomendaciones internacionales, como en el TG 56 de la AAPM [3] y en el TECDOC 1274 [1] del OIEA.

#### 2.6.5. Propagación de incertidumbre

Para la determinación de la incertidumbre de Sk se utilizó la siguiente expresión:

$$\sigma_{Sk} = \sqrt{(\bar{L}_{max} \cdot K_{T,P} \cdot \sigma_{N_{S,K}})^2} = \bar{L}_{max} \cdot K_{T,P} \cdot \sigma_{N_{S,K}} \quad (2.13)$$

# Capítulo 3

## Resultados y discusión

### 3.1. Medidas con película radiocrómica EBT3

#### 3.1.1. Curvas de respuesta y dosis

En la figura [3.1](#) se presentan las gráficas de DOnet de la película EBT3 en función de la dosis. Los símbolos representan los datos experimentales mientras que las líneas son los ajustes polinomiales de tercer grado. La DOnet aumenta para curvas construidas con energía promedio de 316.5 keV (Ir-192) y disminuye al irradiar con la energía nominal de 6 MV (LINAC), esto puede deberse a la diferencia en la calidad del haz y al predominio del efecto fotoeléctrico en bajas energías (energías menores de 1 MeV), concordando con la respuesta reportada en la literatura [\[29\]](#), siendo más notorio este comportamiento para el rango de dosis entre 500 cGy a 900 cGy. El ajuste obtenido de la curva de respuesta aporta una variación mayor hacia el total de los resultados, para los obtenidos con la fuente de Ir-192, al tener un ajuste promedio más lejano a uno de  $R^2 = 0.9970$ , en comparación con la curvas construidas con la energía nominal de 6 MV, en donde su contribución se puede considerar insignificante al tener un ajuste promedio de  $R^2=0.9995$ . La incertidumbre para la DOnet en todos los casos fue de  $\sigma_{DOnet} = 0.001$ .



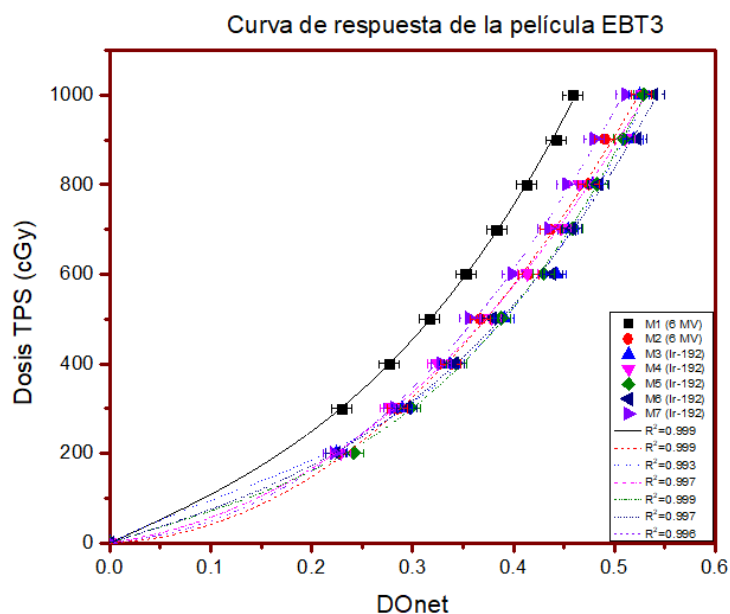


Figura 3.1: Las mediciones M1 y M2 son las 2 curvas de respuesta obtenidas con acelerador lineal de 6 MV junto con la  $R^2$  obtenida para cada una. Las mediciones M3, M4, M5, M6 y M7 son las 5 curvas de respuesta obtenidas con la fuente de Ir-192, junto con la  $R^2$  obtenida para cada curva.

En general la tendencia de las curvas de Ir-192 es estar por debajo de las de 6 MV, al tener un comportamiento de crecimiento más lento para todo el rango de dosis. La  $DO_{net}$  observada para el conjunto de curvas de Ir-192 presenta un comportamiento constante para el rango de dosis utilizado en este trabajo.

La tabla [3.1](#) presentan la dosis absorbida estimada con las curvas obtenidas con el acelerador lineal, con la fuente de Ir-192 y la calculada con el TPS. Así mismo muestra que se tiene una mejor estimación con la curva de Ir-192 al obtener una diferencia promedio de 1.8% con el TPS, en comparación con la curva de 6 MV que sobrestima el valor de la dosis en un 9.6% en promedio. Por otra parte, la estimación de la dosis parece ser independientes de la manipulación de la películas así como las condiciones de medición para cada curva de respuesta, al tener una incertidumbre similar para ambos casos.

Curva <i>de calibración</i>	DOnet	Dosis estimada <i>cGy</i>	Dosis TPS <i>cGy</i>	Diferencia %
Ir-192	0.45±0.01	666.3 ±6.6	654.5	1.8
	0.44±0.01	678.2 ±5.5	654.5	3.6
	0.43±0.01	629.2 ±6.5	654.5	-3.8
	0.44±0.01	652.2 ±5.6	654.5	-0.3
	0.41±0.01	645.0 ±5.5	654.5	-1.4
6 MV	0.34±0.01	754.8 ±6.9	654.5	15.3
	0.35±0.01	696.0 ±5.9	654.5	6.3
	0.39±0.01	692.0 ±6.8	654.5	5.7
	0.38±0.01	723.8 ±6.1	654.5	10.6
	0.38±0.01	713.5 ±5.6	654.5	9.0

Tabla 3.1: Dosis estimadas con las curvas de respuesta construidas con Ir-192 y con acelerador lineal de 6 MV junto con su respectiva incertidumbre.

### 3.1.2. Tasa de dosis y Sk

La tabla 3.2 muestra la tasa de dosis calculadas a partir de las dosis mostradas en la tabla 3.1. La diferencia entre la tasa de dosis estimada y la calculada por el TPS depende proporcionalmente de la cercanía de la dosis estimada al valor real y es independiente del tiempo de irradiación, así como de la manipulación de la película y de su medición. La tasa de dosis estimada con 6 MV sufre una sobrestimación de más del 10 % debido a la calidad del haz. Por otro lado, las diferencias en la tasa de dosis estimadas y la tasa de dosis calculadas a partir el TPS con las curvas con Ir-192, son de no más del 4 %.

Curva de calibración	Dosis cGy/h	Tiempo h	Tasa de dosis estimada cGy/h	Tasa de dosis TPS cGy/h	Diferencia %
Ir-192	666.3 ±6.4 %	0.01	27868.1±6.6 %	27374.6	1.1
	678.2 ±4.5 %	0.03	22135.7±5.9 %	21361.7	3.6
	629.2 ±6.8 %	0.03	20535.6±8.9 %	21361.7	-3.8
	652.2 ±4.9 %	0.03	21298.2±4.9 %	21361.7	-0.3
	645.0 ±4.6 %	0.01	46442.4±4.6 %	47124.0	-1.4
6 MV	723.8 ±6.8 %	0.01	24416.0±6.8 %	21169.8	15.3
	691.7 ±8.9 %	0.03	22715.9±8.9 %	21361.7	6.3
	696.0 ±6.6 %	0.03	22575.2±6.6 %	21361.7	5.7
	754.9 ±8.4 %	0.03	23622.8±8.4 %	21361.7	10.6
	759.1 ±6.2 %	0.01	51367.1±6.2 %	47124.0	9.0

Tabla 3.2: Tasa de dosis estimada para las 6 películas irradiadas con dosis estimadas en curvas obtenidas con la fuente (Ir-192) y con el acelerador (6 MV).

### 3.1.3. Funciones $g(\mathbf{r})$ , $G_L(r, \theta)$ , $\Phi_{an}(r, \theta)$ , $\Lambda$ y determinación de $S_k$

*Constante de tasa de dosis:* se utilizó el valor reportado por el fabricante en el artículo de Ballester et.al., 2001 [34];

$$\Lambda = 1.118 \pm 0.003 \frac{cGyh^{-1}}{U^{-1}}$$

*Función geométrica:* de la ecuación 1.8 sustituimos los valor obtenidos para  $r=1$  y  $\theta = 90^\circ$  para todas la mediciones;

$$G_L(1, 90^\circ) = \frac{\beta}{Lr \sin(\theta)} = \frac{0.17}{0.35(1)(\sin(\frac{\pi}{2}))} = 0.49 \frac{1}{cm}$$

*Función de anisotropía:* del artículo de Ballester et.al, 2001 [34] se buscó en la tabla IV los valores para  $r = 1$ ,  $\theta = 90^\circ$  y de acuerdo con la ecuación 1.9 al tomar  $r = r_0$ ,  $\theta = \theta_0$  se obtuvo el valor igual a uno para la función de anisotropía para todas las mediciones;

$$\Phi_{an}(1, 90^\circ) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} = 1$$

*Función radial:* sustituyendo  $r=1$  en el polinomio de ajuste mencionado en la sección 2.1.1. se obtuvo el valor de la función radial para todas la mediciones;

$$g(1) = 0.99248 + 0.009299(1) - 1.81 \times 10^{-3}(1)^2 + 2.88 \times 10^{-5}(1)^3 = 1.0 \text{ cm}$$

Sustituyendo las funciones anteriores y la tasa de dosis ( $\dot{D}$ ) estimada de la tabla 3.2 en la que se muestra la  $\dot{D}$  estimada con las curvas de respuesta de Ir-192 y 6 MV, se obtuvieron los valores de  $S_k$  que se muestran en la tabla 3.3. La variable con mayor contribución en la determinación de  $S_k$  está en función de la tasa de dosis al considerar todas las demás variables constantes.

Recordemos que  $S_k$  se define como:

$$S_k = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\Lambda \cdot \frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \cdot g_x(r) \cdot \Phi_{an}(r)}$$

Para la geometría particular de esta investigación, se reduce a:

$$S_k = \frac{\dot{D}(r, \theta)}{\Lambda}$$

Curva <i>de calibración</i>	Tasa de dosis estimada <i>cGy/h</i>	$S_k$ <i>cGy<math>cm^2</math>/h</i>
Ir-192	27868.1 ± 6.6 %	24926.8 ± 1.0 %
	22135.7 ± 5.9 %	19799.4 ± 1.1 %
	20535.6 ± 8.9 %	18368.2 ± 1.3 %
	21298.2 ± 4.9 %	19050.3 ± 0.9 %
	46442.4 ± 4.6 %	41540.7 ± 0.9 %
6 MV	24416.0 ± 6.8 %	21839.1 ± 0.9 %
	22715.9 ± 8.9 %	20318.4 ± 0.9 %
	22575.2 ± 6.6 %	20192.5 ± 1.0 %
	23622.8 ± 8.4 %	21129.5 ± 0.9 %
	51367.1 ± 6.2 %	45953.8 ± 0.8 %

Tabla 3.3: Tasa de dosis estimada y  $S_k$  para 6 películas irradiadas con dosis estimadas en curvas obtenidas con la fuente (Ir-192) y con el acelerador lineal (6 MV).

## 3.2. Medidas con cámara de pozo

### 3.2.1. Determinación de posición de máxima respuesta y Sk

La gráfica 3.2 muestra la posición de máxima respuesta que se obtuvo en cada medición, cuando el centro de la fuente está en las posiciones 125.5 mm y 125.6 mm.

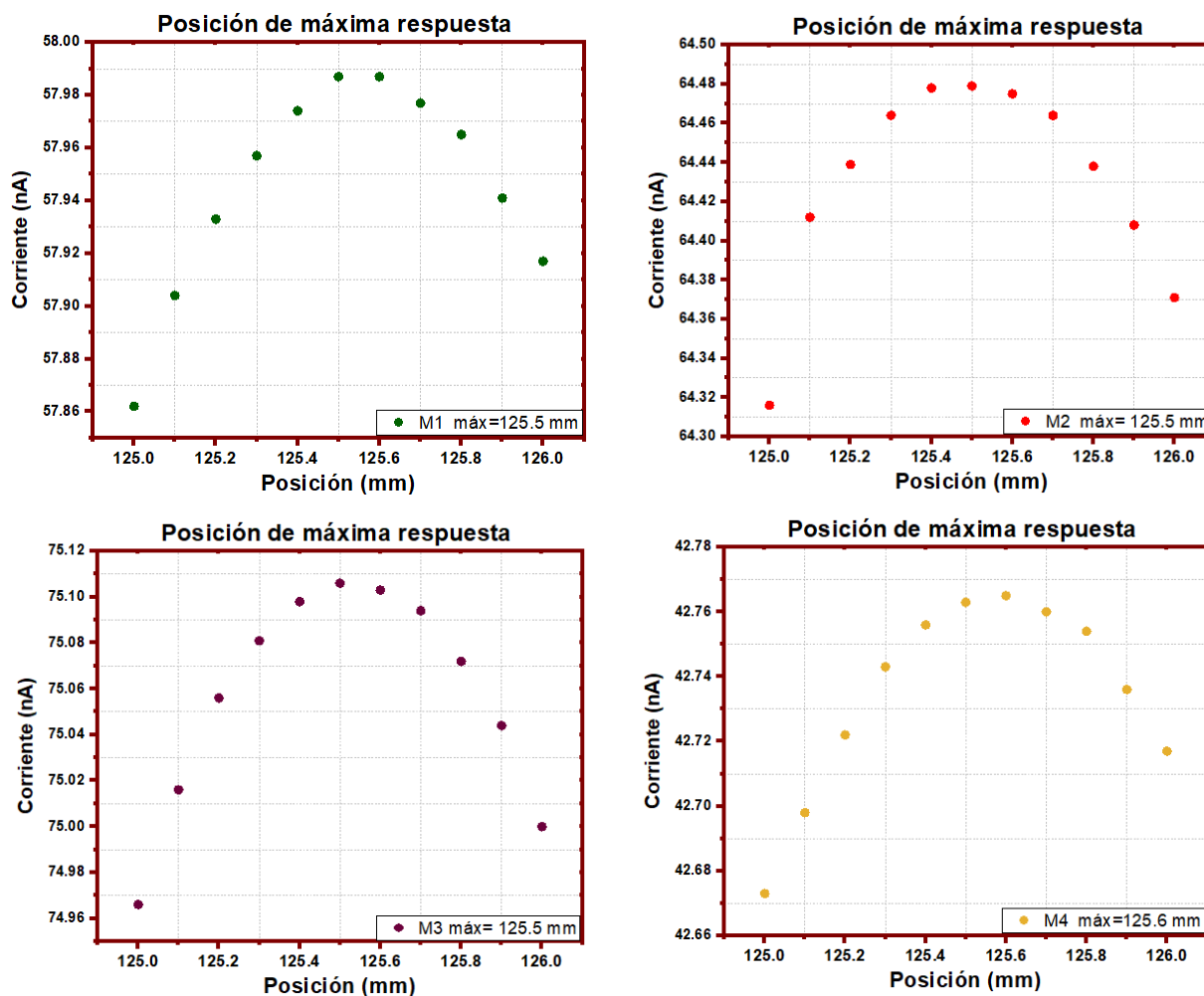


Figura 3.2: Gráficas de lectura de corriente (nA) de la cámara pozo vs posición de la fuente. Se reporta la posición de máxima respuesta para cada medición.

El factor de calibración reportado en el certificado de la cámara de pozo fue de  $N_{S,K} = 4.680 \times 10^5 \left( \frac{Gym^2}{Ah} \right) \pm 2.8\%$ , los valores obtenidos del factor de corrección de temperatura y presión  $K_{T,P}$  se mantuvieron en un rango de 1.295 a 1.306 en cada medición. El promedio

de las lecturas de corriente ( $\overline{L_{max}}$ ) obtenidas en la posición de máxima respuesta se muestra en la tabla 3.4. Estos valores se sustituyeron en la ecuación 2.11 y se obtuvo el valor de Sk que se muestra en la tabla 3.4. Al realizar la propagación de la incertidumbre en los datos se observó que el factor de calibración de la cámara de pozo es el que más influye.

El valor de Sk utilizando cámara de pozo se obtiene con la siguiente expresión:

$$Sk_{L_{max}} = \overline{L_{max}} N_{S,K} K_{T,P}$$

Posición <i>mm</i>	$\overline{L_{max}}$ <i>nA</i>	$K_{T,P}$ <i>cGy/h</i>	Sk <i>cGycm<sup>2</sup>/h</i>
125.5	48.89	1.304	29742.7±2.8 %
125.5	40.52	1.295	24650.3±2.8 %
125.5	31.44	1.296	19130.2±2.8 %
125.5	31.44	1.305	19130.2±2.8 %
125.5	31.44	1.298	19130.2±2.8 %
125.6	67.33	1.306	40961.8±2.8 %

Tabla 3.4: Posición de máxima respuesta y valor de Sk obtenido con las lecturas de la cámara de pozo.

### 3.3. Diferencias entre $Sk_{estimada}$ y $Sk_{certificado}$

La tabla 3.5 muestra el valor de Sk obtenido a partir de las tasas de dosis estimadas con Ir-192 y 6 MV, junto con los valores obtenidos con cámara de pozo y los reportados en el certificado de calibración de la fuente, a manera de compilación de la tabla 3.3 y 3.4 antes mostradas. En promedio se obtuvo un valor de Sk de 26723.0 cGycm<sup>2</sup>/h utilizando las curvas obtenidas con 6 MV, observando una tendencia de sobre estimación del valor de referencia en la mayoría de los casos. Utilizando una fuente de Ir-192 el valor promedio fue de 25633.9 cGycm<sup>2</sup>/h, presentando una tendencia de sub estimación del valor de referencia, para la mayoría de los casos. Para ambos casos (6 MV e Ir-192) su comportamiento es congruente con lo observado en los valores de tasa de dosis, los cuales presentan el mismo comportamiento, ver tabla 3.3. Por otro lado con cámara de pozo el promedio fue de 24600.54 cGycm<sup>2</sup>/h, siendo el valor más cercano al valor promedio de referencia de 24542.56 cGycm<sup>2</sup>/h, como se esperaba.

Sk (cGy $cm^2$ /h)			
Ir-192	6 MV	Cámara de pozo	Certificado
24926.8±6.3 %	21839.1±6.5 %	24650.3±2.8 %	24342.1±5 %
19799.4±5.6 %	20318.4±8.4 %	19130.2±2.8 %	18891.0±5 %
1836820±8.4 %	20192.5±6.3 %	19130.2±2.8 %	18891.0±5 %
19050.3±4.6 %	21129.5±8.0 %	19130.2±2.8 %	18891.0±5 %
41540.7±4.4 %	45953.8±5.9 %	40961.8±2.8 %	41697.7±5 %

Tabla 3.5: Valores de Sk con película EBT3 irradiada con Ir-192 y 6MV y valores de Sk medidos con cámara de pozo y el valor del certificado de la fuente.

La tabla 3.6 muestra las diferencias entre los valores de Sk estimados con cámara de pozo y película radiocrómica utilizando curvas de respuesta con Ir-192 y 6 MV, con respecto a los valores de Sk reportados en el certificado de calibración de la fuente. Por otro lado en la figura 3.3 se grafican las diferencias porcentuales obtenidas entre las diferentes maneras de calcular Sk (película radiocrómica y cámara de pozo) y energía, representadas con barras de colores en función de la secuencia de medición. En general la tendencia en las diferencias obtenidas entre el valor de Sk estimado con la fuente de Ir-192 con el de referencia se encuentra por debajo de la tolerancia del 3%, el valor de 4.8% que difiere de la tendencia y sobrepasa la tolerancia, se debe a que la dosis estimada con la curva fue sobrestimada, esto puede deberse a daños en la película durante su procesamiento, provocando que el valor medio de pixel cambiara. La diferencia promedio para Ir-192 es de 2.24% la cual se encuentra dentro de la tolerancia señalada en la literatura de 3% [24]. Las curvas con 6 MV en promedio obtuvieron una diferencia de 5.24%. Las diferencias obtenidas con valores de Sk estimados con curvas de 6 MV superan la tolerancia de 3% en todas las mediciones. Por otro lado, la diferencia promedio entre el valor de Sk medido con cámara de pozo y el valor de referencia (certificado) es de 1.36%.

$\Delta Sk$ (cGycm <sup>2</sup> /h)		
Ir-192	6 MV	Cámara de pozo
2.4 %	-10.28 %	1.3 %
4.8 %	7.6 %	1.3 %
-2.8 %	6.9 %	1.3 %
0.8 %	11.8 %	1.3 %
-0.4 %	10.2 %	1.8 %

Tabla 3.6: Diferencias entre el valor Sk estimado y el valor de Sk de referencia en donde es mayor para los valores reportados para el acelerador en comparación con la diferencia promedio obtenida para Ir-192 y cámara de pozo.

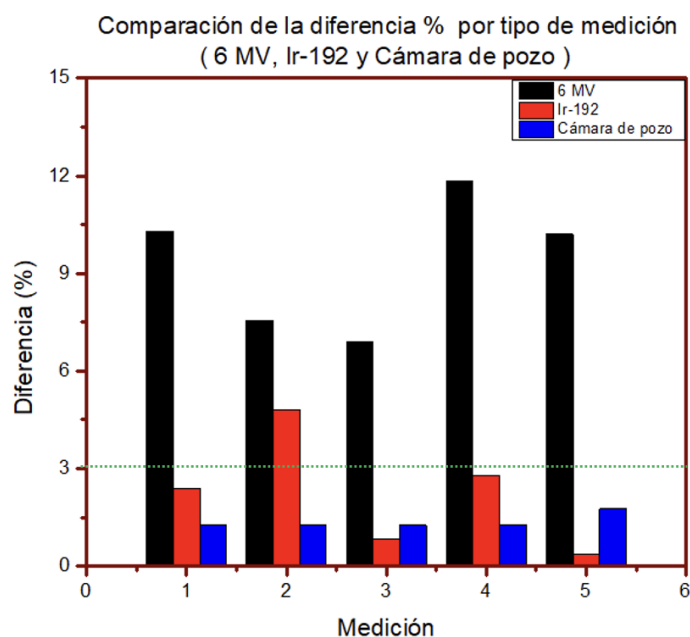


Figura 3.3: Diferencias porcentuales entre el valor de Sk reportado por el fabricante y el valor de Sk estimado con cámara de pozo y película EBT3 con curvas de respuesta de energías de 6 MV y 316.5 KeV (Ir-192).

En la figura [3.4](#) se grafica la diferencia porcentual de la tasa de dosis en función de la diferencia porcentual de Sk, para las curvas de respuestas de la película radiocrómica EBT3 construidas con Ir-192 y 6 MV. Los símbolos representan las diferencias porcentuales,



mientras que las líneas son el ajuste realizado a una recta. Para el ajuste se discriminaron los puntos que tienen una menor diferencia entre los valores observados y los valores de predicción del modelo, así como los que presentaron un sesgo menor del 1% entre ellos, de este modo se observó que la gráfica mostraba un valor de ajuste promedio de  $R^2$  mayor en los datos que cumplían con estos criterios, indicando que los datos tienen una tendencia lineal significativa. Se encontró que la relación entre la diferencia porcentual obtenida para  $S_k$  depende proporcionalmente de la diferencia porcentual de la tasa de dosis, así como de la energía. El valor de la pendiente para los datos obtenidos con la curva de Ir-192 es de 1.40, lo que implica que la variación de la tasa de dosis contribuye a la diferencia obtenida entre el valor de  $S_k$  estimado al de referencia en aproximadamente 71 %, así mismo, la pendiente de la recta obtenida para los datos obtenidos con 6 MV tiene un valor absoluto de 0.86, indicando que la variación de la tasa de dosis contribuye en aproximadamente 115 %, lo que explica que se observen notables diferencias entre el valor estimado y el de referencia en las curva obtenidas con 6 MV, al tener diferencias mayores en las tasas de dosis en relación con las de referencia.

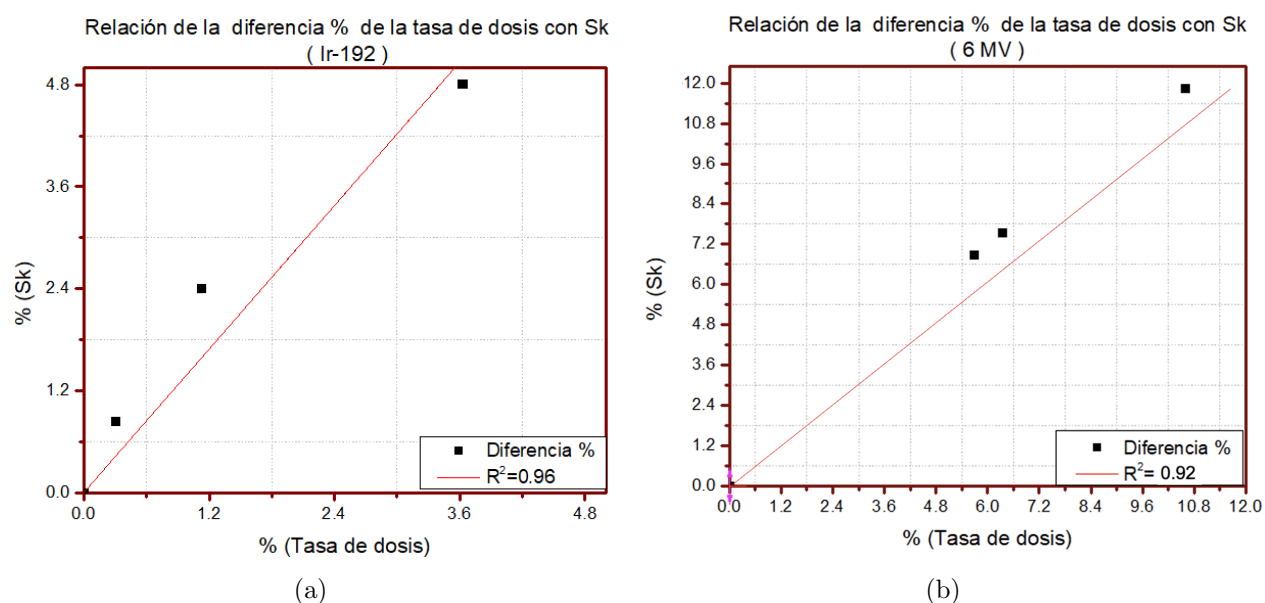


Figura 3.4: Relación entre la diferencia porcentual de la tasa de dosis y la diferencia porcentual del valor de  $S_k$  utilizando (a) curvas de respuesta con Ir-192, con su recta de ajuste  $y = 1.40x$  y (b) curvas de respuesta con 6 MV, con su recta de ajuste  $y = 0.86x$ .

# Capítulo 4

## Conclusiones

En este trabajo se realizó la determinación de la intensidad de kerma en aire con película de tinte radiocrómico EBT3, con curvas de respuesta construidas con la fuente de Ir-192 utilizada para los tratamientos de BT y con una energía nominal del acelerador TrueBeam STx 2961 de 6 MV, para la comparación de la dosimetría en BT de la fuente de Ir-192 habitualmente realizada con una cámara de pozo, dentro del servicio de braquiterapia del Instituto Nacional de Cancerología. A partir de los resultados que se obtuvieron en este trabajo se puede concluir que:

- La curva de respuesta obtenida con el acelerador lineal tiene una bondad de ajuste superior al de las curvas obtenidas con la fuente de Ir-192.
- La acertada determinación del valor de  $Sk$  depende proporcionalmente de la diferencia de la tasa de dosis, por lo que entre mejor sea la estimación de la dosis menor diferencia se encontrara en el valor de  $Sk$ .
- Para un mismo valor de dosis dado se tendrá un comportamiento de sobre estimación del valor de  $Sk$ , siendo independiente del instrumento de medición.
- La diferencia en la tasa de dosis ( $\dot{D}$ ) depende de la elección adecuada de energía durante la construcción de la curva de respuesta de la película radiocrómica.
- Para determinar el valor de  $Sk$  utilizando película radiocrómica, es deseable que la curva de respuesta se construya con la fuente de Ir-192 utilizada en los tratamientos de BT, de este modo se tendrá la menor contribución por variaciones en la tasa de dosis.

- La cámara de pozo mostró ser superior a la película radiocrómica en cuanto a constancia y precisión. Sin embargo se logró estimar el valor de  $S_k$  con película radiocrómica con una diferencia promedio de no más del 0.88 % en comparación con lo obtenido con la cámara de pozo.
- La película de tinte radiocrómico si permite estimar el valor de  $S_k$  con respecto al valor de referencia, con una diferencia inferior a la tolerancia del 3 %, establecida en la literatura empleada como referencia.
- Se logró encontrar la forma de manipular la película radiocrómica de manera que los resultados obtenidos fueran independientes de su manipulación.
- Se espera una incertidumbre en promedio de no más de  $\pm 6$  % por el uso de la película radiocrómica para la determinación del valor de  $S_k$ .
- Este protocolo de medición se podría ocupar con éxito para realizar una doble verificación del valor de  $S_k$  para fuentes de Ir-192 en las clínicas y, se podría implementar, con un adecuado desempeño, para la implementación de dosimetrías postales.

# Bibliografía

- [1] Organismo Internacional de Energía Atómica. *Calibración de fuentes de fotones y rayos beta usadas en braquiterapia, TECDOC-1274*. 2004.
- [2] A. L. Palmer et.al. *Dosimetric audit in brachytherapy*, volume 87. British Institute of Radiology, 9 2014.
- [3] Ravinder Nath and Lowell L. et.al. *Code of practice for brachytherapy physics: Report of the AAPM radiation therapy committee task group no. 56*, volume 24. John Wiley and Sons Ltd, 1997.
- [4] IAEA. Development of methodology for dosimetry audits in brachytherapy. 2021.
- [5] GAFChromic. *GAFChromic™ dosimetry media, tipo EBT-3*.
- [6] Slobodan Devic et.al. *Reference radiochromic film dosimetry: Review of technical aspects*, volume 32. Associazione Italiana di Fisica Medica, 4 2016.
- [7] Antony L. Palmer et.al. Design and implementation of a film dosimetry audit tool for comparison of planned and delivered dose distributions in high dose rate (hdr) brachytherapy. *Physics in Medicine and Biology*, 58:6623–6640, 10 2013.
- [8] Shwetha Bondel et.al. Calibration of 192ir high dose rate brachytherapy source using different calibration procedures. *Reports of Practical Oncology and Radiotherapy*, 19:151–156, 2014.
- [9] Instituto Nacional de Cáncer (INCA). *Braquiterapia de Alta Tasa de Dosis para Físicos, www.inca.gov.br*. 2009.
- [10] Arman Sarfehnia et.al. Direct measurement of absorbed dose to water in hdr 192ir brachytherapy: Water calorimetry, ionization chamber, gafchromic film, and tg-43. *Medical Physics*, 37:1924–1932, 2010.

- 
- [11] E B Podgorsak. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*.
- [12] Wilfredo Luis Calderón Ortega et.al. Management of keloid through combination of surgery and radiotherapy with electron beam. *Cirugia Plastica Ibero-Latinoamericana*, 46:57–64, 3 2020.
- [13] S. M. Bentzen et al. *Journal of the ICRU 89 Prescribing, Recording, and Reporting Brachytherapy for Cancer of the Cervix*. 2013.
- [14] Instituto Nacional del Cáncer de los Institutos Nacionales de la Salud de EE. UU. Braquiterapia para el cáncer - instituto nacional del cáncer, 2019.
- [15] German Calderillo Ruiz Miguel Quintana Quintana. *Oncología general para profesionales de la salud de primer contacto*. 2018.
- [16] Organización Panamericana de la Salud (OPS). Cáncer de cuello uterino: Estadísticas, [www.cancer.net](http://www.cancer.net), 2019.
- [17] Mayra Alejandra et.al. Tesis: Efecto del material de contraste en las distribuciones de dosis asociadas a la braquiterapia de alta tasa con iridio-192 para tratamientos del cáncer cérvico-uterino, 2018.
- [18] Nuclear Data Center (Korea Atomic Energy Research Institute). Decay information, <https://atom.kaeri.re.kr>.
- [19] OIEA. Tabla de núclidos - datos de estructura nuclear y decaimiento, <https://www-nds.iaea.org>.
- [20] J I Tendilla et.al. Preparación y determinación del kerma de fuentes de iridio-192 de baja tasa de dosis para braquiterapia.
- [21] C. Margaret Tod et.al. *a dosage system for use in the treatment of cancer of the uterine cervix*. 1938.
- [22] Sonja Dieterich et.al. *Practical radiation oncology physics : a companion to Gunderson Tepper's clinical radiation oncology*.
- [23] ICRU38. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. *IAEA*, 1985.

- [24] Mark J. Rivard et.al. Update of aapm task group no. 43 report: A revised aapm protocol for brachytherapy dose calculations. *Medical Physics*, 31:633–674, 2004.
- [25] IAEA. Calibration of brachytherapy sources, tecdoc 1079, 1999.
- [26] A. Brosed, Universidad Internacional de Andalucía., and Sociedad Española de Física Médica. *Fundamentos de física médica*. Aula Documental de Investigación, 2011.
- [27] Indra J Das. *Radiochromic Film: Role and Applications in Radiation Dosimetry*. 2018.
- [28] Hali Morrison et.al. Radiochromic film calibration for low-energy seed brachytherapy dose measurement. *Medical Physics*, 41, 2014.
- [29] Guerda Massillon-JL et.al. Relative efficiency of gafchromic ebt3 and md-v3 films exposed to low-energy photons and its influence on the energy dependence. *Physica Medica*, 61:8–17, 5 2019.
- [30] Elsa Y. León Marroquin et.al. Evaluation of the uncertainty in an ebt3 film dosimetry system utilizing net optical density. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 17:466–481, 2016.
- [31] J. Pérez-Calatayud et.al. Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies. *Medical Physics*, 31:2075–2081, 2004.
- [32] Domingo Granero et.al. Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of 192ir and 137cs. *Medical Physics*, 35:4872–4877, 2008.
- [33] VARIAN. Gammamedplusix brochure rad4137d, varian.widen.net, 2009.
- [34] F. Ballester et.al. Technical note: Monte-carlo dosimetry of the hdr 12i and plus 192ir sources. *Medical Physics*, 28:2586–2591, 2001.
- [35] Fatima Del Rosario Escarcia Castillo. Tesis: Influencia del tamaño de campo en la respuesta de la película radiocrómica ebt3 y su impacto en la medición de los factores totales de dispersión en campos pequeños, 2016.
- [36] Elsa Yazmín León Marroquin et.al. Análisis de la dependencia de la respuesta de la película radiocrómica ebt3 con la energía, tasa de dosis, longitud de onda, modo de escaneo y con la humedad, 2016.

- [37] B. C. Ferreira et.al. Evaluation of an Epson flatbed scanner to read gafchromic EBT films for radiation dosimetry. *Physics in Medicine and Biology*, 54:1073–1085, 2009.
- [38] Olivia Amanda García Garduño et.al. Evaluation of uncertainty in gafchromic EBT3 film 467. *Journal of applied clinical medical physics*, 17, 2016.





Determinación de la intensidad de kerma en aire con película de tinte radiocrómico EBT3 para dosimetría en BT de una fuente de Ir-192.

En la Ciudad de México, se presentaron a las 12:00 horas del día 30 del mes de junio del año 2023 en la Unidad Iztapalapa de la Universidad Autónoma Metropolitana, los suscritos miembros del jurado:

M. EN C. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE  
M. EN C. NESTOR ARAGON MARTINEZ  
DRA. ELSA YAZMIN LEON MARROQUIN



KARLA RUTH PEREZ RODRIGUEZ  
ALUMNA

Bajo la Presidencia del primero y con carácter de Secretaria la última, se reunieron a la presentación de la Idónea Comunicación de Resultados cuya denominación aparece al margen, para la obtención del diploma de:

ESPECIALIZACION EN FISICA MEDICA CLINICA

DE: KARLA RUTH PEREZ RODRIGUEZ

y de acuerdo con el artículo 79 fracción II del Reglamento de Estudios Superiores de la Universidad Autónoma Metropolitana, los miembros del jurado resolvieron:

APROBAR

REVISÓ

MTRA. ROSALIA FERRANO DE LA PAZ  
DIRECTORA DE SISTEMAS ESCOLARES

Acto continuo, el presidente del jurado comunicó a la interesada el resultado de la evaluación y, en caso aprobatorio, le fue tomada la protesta.

DIRECTOR DE LA DIVISIÓN DE CBI

DR. ROMAN LINARES ROMERO

PRESIDENTE

M. EN C. MIGUEL RODRIGUEZ PONCE

VOCAL

M. EN C. NESTOR ARAGON MARTINEZ

SECRETARIA

DRA. ELSA YAZMIN LEON MARROQUIN