
Comisionamiento de irradiador G - 100 de alta tasa para calibraciones nivel radioterapia en LSCD – GUATEMALA

Diego Francisco De Florán Rodas



UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ciencias y Humanidades



**Comisionamiento de irradiador G - 100 de
alta tasa para calibraciones nivel radioterapia en
LSCD – GUATEMALA**

Trabajo de graduación en modalidad de Tesis presentado por

Diego Francisco De Florán Rodas

para optar al grado académico de Licenciado en Física

Guatemala
2025

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA
Facultad de Ciencias y Humanidades



**Comisionamiento de irradiador G - 100 de
alta tasa para calibraciones nivel radioterapia en
LSCD – GUATEMALA**


Trabajo de graduación en modalidad de Tesis presentado por

Diego Francisco De Florán Rodas


para optar al grado académico de Licenciado en Física

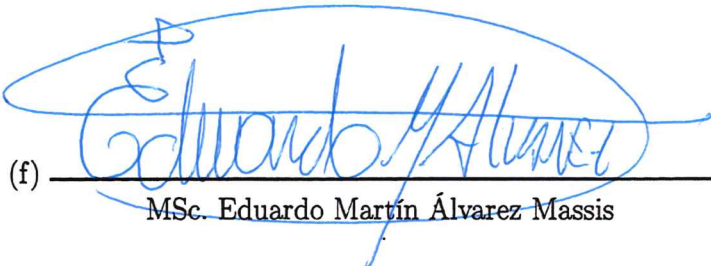
Guatemala
2025

Vo.Bo.:

(f) 
Lic. José Diego Alejandro Gómez Vargas

Tribunal Examinador:

(f) 
Lic. José Diego Alejandro Gómez Vargas

(f) 
MSc. Eduardo Martín Álvarez Massis

(f) 
Lic. Yasmin Azucena Portillo Chang de Carías

Fecha de aprobación: Guatemala, viernes 10 de octubre de 2025.

En el presente trabajo de tesis se aborda la realización del comisionamiento para un irradiador de alta tasa para calibraciones metrológicas, nivel radioterapia, de ^{60}Co para el LSCD - Guatemala del Área de Aplicaciones Nucleares de los Laboratorios Técnicos del Ministerio de Energía y Minas. Asimismo, a lo largo del presente trabajo se establece la guía metodológica para la realización de comisionamiento de irradiadores de similar naturaleza así como de todas las herramientas diseñadas e implementadas para facilitar la calibración de las cámaras de ionización empleadas en radioterapia.

El comisionamiento de dicho irradiador permite trazar la línea base de magnitudes metrológicas y parámetros de calidad fundamentales para la calibración de las cámaras de ionización empleadas por los diversos centros de radioterapia a nivel regional y/o nacional. Las pruebas de comisionamiento caracterizan el irradiador para el cumplimiento de los estándares de calidad requeridos a nivel de calibraciones radioterapia y que en conjunto con la trazabilidad transferida a las cámaras de ionización calibradas, permite la calibración a su vez de los haces de radiación empleados en los tratamientos de radioterapia por parte de los centros clínicos. Ello a través de los coeficientes de calibración otorgados por la práctica metrológica abordada a lo largo de este trabajo de investigación.

Se espera que este trabajo permita llevar a cabo las calibraciones de las cámaras de ionización empleadas en radioterapia asegurando la exactitud, precisión y trazabilidad de las mismas para garantizar la efectividad en los tratamientos de radioterapia a los pacientes que lo necesiten.

Agradecimientos

En primer lugar, quisiera agradecer a Dios por el don de la vida y el entendimiento. Por ser guía y motor durante estos años de carrera y a lo largo de toda mi vida.

Agradezco a mi asesor, Lic. Diego Gómez, por su guía, paciencia y apoyo brindado durante todo el proceso de elaboración para este trabajo. Su conocimiento y apoyo fueron fundamentales no solo para la culminación de este trabajo, sino también en mi carrera y formación profesional. De igual forma, quisiera agradecer al Ing. Quim. Sergio Vinicio Ortiz por sus pláticas informativas y enseñanzas brindada con ese toque humorístico desde el primer día de mis prácticas profesionales.

A todo el equipo del Área de Aplicaciones Nucleares de los Laboratorios Técnicos del Ministerio de Energía y Minas (MEM) por abrirme sus puertas y brindarme su colaboración desde el primer día. Ha sido una experiencia gratificante y enriquecedora para mi carrera profesional.

A mis ahora colegas de profesión, quienes compartieron conmigo cuatro largos años de discusiones académicas, clases, tareas y alguna que otra fiesta durante esta etapa universitaria. Su compañía y amistad hicieron de esta etapa de mi vida una de las más felices y divertidas. Sé que durante estos cuatro años he ganado otra familia con ustedes y espero siga siendo así por muchos años más.

A toda mi familia, por su incondicional apoyo, paciencia y aliento en cada etapa de esta trayectoria. Nombrarlos a todos por nombre sería imposible, pero el agradecimiento hacia ustedes es inmenso.

A mis grandes amigos Luis Adrian, Ximena y Karin, así como a sus familias. A mis amistades más cercanas que a pesar de las rutas que cada uno ha tomado, de alguna forma u otra me apoyaron y compartieron conmigo. Cada risa y palabra de aliento fueron fundamentales para la culminación de este trabajo de investigación. Espero seguir cultivando recuerdos y momentos junto a ustedes en esta desmesurada, loca y maravillosa aventura que es la vida.

A mis padres, Lenin y Ligia, por que sin ellos definitivamente no sé que haría de mi vida. Han sido y serán siempre mis modelos a seguir. Agradezco a Dios por brindarme padres amorosos y fantásticos; con alguno que otro cambio de humor resultado de mis acciones y travesuras. Espero llenarlos de más logros y pagarles de vuelta cada desvelada y regaño dado producto de mis aventuras. A mamá Nina, por ser una segunda madre y llenarme de amor y consejos. A mi abuelita Rosby por su cariño y palabras de apoyo.

A mis hermanos, Luis y Angel, por brindarme su apoyo en los momentos menos esperados aún sin ellos saberlo.

A mis abuelitos (†). Su recuerdo fue sin duda alguna guía para la culminación de este trabajo.

Prefacio	III
Agradecimientos	IV
Lista de figuras	IX
Lista de cuadros	X
Resumen	XI
Abstract	XII
1. Introducción	1
2. Objetivos	2
2.1. Objetivo general	2
2.2. Objetivos específicos	2
3. Justificación	3
4. Alcance	4
5. Marco teórico	5
5.1. Metrología	5
5.1.1. Metrología científica	5
5.2. LSCD - Guatemala	6
5.3. Radiación	7
5.3.1. Radiación ionizante	7
5.3.1.1. Decaimiento radiactivo - ^{60}Co	8
5.3.1.2. Usos del ^{60}Co	9
5.4. Fundamentos de la dosimetría y metrología de radiaciones ionizantes	9
5.4.1. Cantidades empleadas para la descripción de haces de radiación por fotones	9
5.4.1.1. Fluencia de fotones y razón de fluencia de fotones	9
5.4.1.2. Fluencia energética y razón de fluencia energética	10
5.4.1.3. KERMA aire en aire	10
5.4.1.4. Dosis a una masa pequeña de medio - p en aire	11
5.4.1.5. Ley de inverso cuadrado	12
5.4.1.6. Posición virtual de la fuente	13

5.5.	Parámetros para tratamientos clínicos y metrológicos	14
5.5.1.	Factor de colimación (CF)	14
5.5.2.	Factor de Dispersión Pico (PSF)	14
5.5.3.	Factor de Dosis Relativa (RDF)	15
5.6.	Penetración de fotones en fantomas	16
5.6.1.	Dosis en superficie	16
5.6.2.	Región Buildup	17
5.6.3.	Profundidad de dosis máxima z_{max}	17
5.6.4.	Dosis de salida	18
5.7.	Dosis de profundidad en el eje central con agua empleando configuración SSD	18
5.7.1.	<i>Percentage Depth Dose</i> (PDD)	18
5.8.	Dosis de profundidad en el eje central con agua empleando configuración SAD	18
5.8.1.	Razón Tejido-Aire (TAR)	18
5.8.2.	Razón Tejido-Fantoma (TPR)	20
5.9.	Cálculo de dosis entre configuraciones SAD - SSD	21
5.10.	Perfiles del haz	21
5.10.1.	Planitud del haz	23
5.10.2.	Simetría del haz	24
6.	Materiales y métodos	25
6.1.	Materiales	25
6.1.1.	Irradiador G - 100	25
6.1.2.	Sistema dosimétrico	26
6.1.2.1.	Cámara de ionización - PTW 30013	26
6.1.2.2.	Electrómetro - PTW Unidos Romeo	26
6.1.3.	Fantoma de agua - T41023	27
6.2.	Metodología	27
6.2.1.	Configuraciones geométricas	28
6.2.1.1.	Configuración SSD	28
6.2.1.2.	Configuración SAD	28
6.2.1.3.	Configuración en aire	28
6.2.2.	Diseño experimental	29
7.	Resultados	32
7.1.	Campos	32
7.1.1.	Campos de luz	32
7.1.2.	Campos de radiación	34
7.1.3.	Parámetros	35
7.1.4.	Verificación de homogeneidad entre LF y RF	37
7.2.	Posición virtual de la fuente	38
7.2.1.	Análisis de residuos - Posición virtual de la fuente	40
7.3.	Parámetros metrológicos	41
7.3.1.	<i>Collimator Factor</i> (CF)	41
7.3.2.	<i>Scatter Factor</i> (SF)	43
7.3.3.	<i>Relative Dose Factor</i> (RDF)	43
7.3.4.	<i>Peak Scatter Factor</i> (PSF)	45
7.3.5.	<i>Tissue-Phantom Ratio</i> (TPR)	46
7.3.6.	<i>Tissue-Air Ratio</i> (TAR)	47
7.3.7.	<i>Percentage Depth Dose</i> (PDD)	47
7.3.7.1.	En configuración $SSD = 95$ cm	47
7.3.7.2.	En configuración $SSD = 100$ cm	50
7.4.	Dosis entre configuraciones SAD - SSD	51
8.	Conclusiones	53

9. Recomendaciones	54
10. Bibliografía	55
11. Anexos	57
11.1. Fantoma para calibración de Sistema de Guías Láser	57
11.1.1. Diseño y modelaje	57
11.1.1.1. Fantoma para calibración de sistema de posicionamiento láser	57
11.1.1.2. Escuadras y soporte de fantoma para calibración de sistema de posicionamiento láser	58
11.1.1.3. Placas señalizadoras	59
11.1.2. Materiales y fabricación	59
11.1.2.1. Materiales	59
11.1.2.2. Fabricación	60
11.1.3. Uso en LSCD - Guatemala	60
12. Glosario	63
13. Lista de símbolos	65

Lista de figuras

5.1. Organigrama MEM - LSCD	6
5.2. Tipos de radiación por criterio	7
5.3. Esquema de decaimiento radiactivo del ^{60}Co	8
5.4. Diagrama de dosis a una masa pequeña de medio - p en aire	11
5.5. Haces divergentes provenientes de fuente puntual R y campos a diferentes distancias	13
5.6. Configuración para medición del PSF en punto de referencia P	15
5.7. Montaje experimental para el cálculo experimental del RDF	16
5.8. Dosis depositada en tejido en función de la profundidad	17
5.9. Montaje experimental para el cálculo de TAR	19
5.10. Relación TAR y PDD a través de la geometría del montaje experimental	20
5.11. Geometría de montaje experimental para medición de TPR	21
5.12. Perfiles de dosis para haz de rayos X a diferentes profundidades y campos	22
5.13. Regiones en perfiles de dosis	23
5.14. Planitud en un perfil de dosis	23
5.15. Simetría en un perfil de dosis	24
6.1. Irradiador de rayos gamma por ^{60}Co , Hopewell Designs G-100.	26
6.2. Cámara de ionización - PTW 30013 y pared de PMMA	26
6.3. Electrómetro PTW Unidos Romeo y sensor de P,T	27
6.4. Montaje experimental para mediciones en agua	28
6.5. Diagrama de montaje SAD y condiciones de referencia para dosis absorbida en agua	29
6.6. Diagrama de montaje experimental para la irradiación de cámaras de ionización en aire	29
6.7. Sistema controlador para irradiador G - 100	30
7.1. Perfil de luz FS 10 cm x 10 cm	33
7.2. Perfil de radiación FS 10 cm x 10 cm	34
7.3. Perfil de radiación obtenido a través de CI y radiocrómico en aire	35
7.4. Radiocrómicos expuestos a FS 10 cm x 10 cm a diferentes z en fantoma de agua . . .	36
7.5. Perfil de radiación con FS 10 cm x 10 cm de componente horizontal en diferentes medios	36
7.6. Perfiles de campo lumínico y de radiación FS 10 cm x 10 cm - Horizontal	37
7.7. Perfiles de campo lumínico y de radiación FS 10 cm x 10 cm - Vertical	38
7.8. $\frac{1}{\sqrt{M}}$ contra DFC	39
7.9. Lectura bruta de carga en CI contra DFC	39
7.10. Gráfico de residuales - Posición virtual	40
7.11. Curva de regresión ajustada - Posición virtual	40
7.12. Gráfico de probabilidad normal - Posición virtual	41
7.13. CF vs FS a SSD = 95 cm	42

7.14. CF, SF y RDF - Configuración SSD = 95 cm	44
7.15. $PSF(A, {}^{60}Co)$ a $SDD = 95$ cm	46
7.16. PDD para configuración $SSD = 95$ cm	48
7.17. Dosis máxima de referencia en profundidad en fantoma de agua	49
7.18. PDD para configuración $SSD = 100$ cm	51
11.1. Diseño cara frontal fantoma para calibración de sistema de posicionamiento en Inkscape	58
11.2. Diseño cara lateral fantoma para calibración de sistema de posicionamiento en Inkscape	58
11.3. Previsualización de impresión 3D para escuadras en Ultimaker Cura	59
11.4. Previsualización de placas señalizadoras en <i>Ultimaker Cura</i>	59
11.5. Placas señalizadores sobre irradiador G - 100	60
11.6. Proceso de cortado y grabado de cara frontal para fantoma en PLS 4.75	60
11.7. Impresión de escuadras y soportes en impresoras 3D Ultimaker serie 3	61
11.8. Verificación de campo de luz con ayuda del Sistema de Guías Láser	61
11.9. Sistema de guías láser para calibración	61
11.10 Sistema para radiocrómicos	62

Lista de cuadros

7.1. Tamaño de campo de luz	33
7.2. Parámetros de planitud y simetría de perfil radiométrico con FS de 10 cm x 10 cm .	37
7.3. Posición virtual de la fuente de ^{60}Co	38
7.4. Collimator Factor (SSD = 95 cm)	41
7.5. $(K_{\text{aire}})_{\text{aire}}$ de referencia	42
7.6. PSF, SF, CF experimentales y teóricos - Configuración SSD = 95 cm	43
7.7. Comparación entre valores experimentales y teóricos del RDF y su error porcentual .	44
7.8. PSF en función del tamaño de campo A	45
7.9. PSF obtenido a través de montaje experimental	45
7.10. TPR a profundidades de 20 y 10 cm en fantoma de agua	47
7.11. TMR para distintos valores de profundidad z	47
7.12. Comparación entre el valor experimental y teórico del TAR.	47
7.13. Dosis de referencia en agua, porcentaje de dosis y error porcentual para diferentes z	49
7.14. Porcentaje de dosis en profundidad para diferentes distancias fuente-superficie	50
7.15. Distribución PDD, D_w y error porcentual según la profundidad z	51
7.16. Parámetros y dosis en geometrías SAD - SSD	52

Este trabajo constituye la fase final para el reacondicionamiento del servicio de calibración de cámaras de ionización a nivel radioterapia en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) - Guatemala. Se presenta el proceso de comisionamiento del irradiador de alta tasa G-100, fabricado por Hopewell Designs Incorporated, el cual ha sido instalado exclusivamente para prestar servicios metrológicos de calibración a cámaras de ionización utilizadas en tratamientos oncológicos de radioterapia en los diversos centros y hospitales del país.

El comisionamiento del irradiador permitió establecer la línea metrológica base necesaria para ofrecer un servicio de calibración con exactitud, precisión y trazabilidad alineado con los patrones de la red de laboratorios secundarios del Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) basados en patrones primarios. A través de este proceso, se logró garantizar todas las variables de interés metrológico (calibración de sistemas de posicionamiento láser, definición del montaje y configuración experimental, campos de luz y radiación, magnitudes dosimétricas, parámetros de aseguramiento de la calidad, entre otros) para la calibración de cámaras de ionización empleadas para la calibración de los haces en aplicaciones clínicas exclusivas para la práctica de radioterapia.

Para validar el comisionamiento del irradiador G-100, se compararon las magnitudes metrológicas obtenidas experimentalmente con sus correspondientes valores teóricos reportados en la literatura especializada. Los rangos de las magnitudes experimentales concuerdan con los valores empleados para contrastar, lo cual permitió verificar, documentar y validar que el equipo opera correctamente, con precisión dosimétrica y conforme a las especificaciones del fabricante y los estándares internacionales para calibraciones a nivel de radioterapia.

This work constitutes the final phase for the refurbishment of the calibration service for ionization chambers used in radiotherapy at the Secondary Standard Dosimetry Laboratory (SSDL) in Guatemala. The commissioning process of the G-100 high-rate irradiator, manufactured by Hopewell Designs Incorporated, is presented. This irradiator has been installed exclusively to provide metrological calibration services for ionization chambers used in oncological radiotherapy treatments at various centers and hospitals throughout the country.

The commissioning of the irradiator established the necessary baseline metrological standard to offer a calibration service with accuracy, precision, and traceability, aligned with the standards of the International Atomic Energy Agency's (IAEA) network of secondary laboratories based on primary standards. Through this process, all metrological variables of interest were guaranteed (calibration of laser positioning systems, definition of experimental setup and configuration, light and radiation fields, dosimetric quantities of interest, quality assurance parameters, among others) relevant to the calibration of ionization chambers used for beam calibration in clinical applications exclusively for radiotherapy.

To validate the commissioning of the G-100 irradiator, the experimentally obtained metrological quantities were compared with their corresponding theoretical values reported in the specialized literature. The ranges of the experimental quantities agree with the values used for comparison, which allowed verification, documentation, and validation that the equipment operates correctly, with dosimetric precision and in accordance with the manufacturer's specifications and international standards for radiotherapy calibrations.

La energía nuclear y el uso de radioisótopos, como el cobalto-60 (^{60}Co), han abierto nuevas fronteras en diversos campos, desde la medicina y la industria hasta la investigación científica en varias ramas. Estos avances han permitido diagnósticos médicos más precisos, tratamientos de cáncer más efectivos, y mejoras significativas en procesos industriales. Sin embargo, y bajo el contexto metrológico de este trabajo de investigación, el aprovechamiento de estos beneficios viene acompañado de la responsabilidad de garantizar la trazabilidad mediante la exactitud y precisión en los coeficientes de calibración de las cámaras de ionización de los usuarios finales de los centros de radioterapia. Este hecho permite garantizar la correcta utilización de la energía nuclear con fines meramente pacíficos y regulados, pero tomando en cuenta los riesgos que conlleva el uso de la misma, considerando a su vez la gran responsabilidad que trae consigo la utilización de este tipo de energía sobre usuarios directos como pacientes de radioterapias.

El nuevo irradiador de ^{60}Co , nivel radioterapia, instalado en el Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) - Guatemala contribuye a la salud general de la población al proveer servicios de calibración metrológica a hospitales y centros especializados que realizan radioterapia con la finalidad de garantizar la exactitud, precisión y adecuada trazabilidad de las cámaras de ionización al Sistema Internacional de Medidas (SI) y a los patrones del laboratorio de referencia IAEA - *Dosimetry Laboratory* en materia de radiaciones ionizantes. Dicho irradiador debe sobrellevar exitosamente pruebas de aceptación y comisionamiento para caracterizar el desempeño del equipo en todo el posible rango de operación, donde además se preparan y establecen los procesos, protocolos, instrucciones de uso y parámetros necesarios para el uso del equipo y el servicio metrológico de calibración de cámaras de ionización (CI). Tanto el proceso de comisionamiento como de aceptación permiten asegurar parámetros de calidad, precisión, exactitud y trazabilidad en los coeficientes otorgados a las cámaras de ionización empleadas en los tratamientos de radioterapia posteriormente a su respectiva calibración. Únicamente el físico responsable de la práctica puede dar inicio a la prestación del servicio metrológico de calibración una vez todos los aspectos y parámetros del irradiador hayan sido verificados y alcanzado la exactitud requerida por las normativas pertenecientes a la práctica de radioterapia.

2.1. Objetivo general

- Comisionar el nuevo irradiador G-100, nivel radioterapia, para el LSCD - Guatemala
- Establecer la línea base de parámetros para el nuevo irradiador G - 100, nivel radioterapia
- Realizar las pruebas de control de calidad para el irradiador G - 100, nivel radioterapia

2.2. Objetivos específicos

- Diseñar e implementar un sistema de calibración del Sistema de Guías Láser de posicionamiento para calibraciones metrológicas en la práctica de interés en LSCD - Guatemala
- Determinar y analizar la distribución espacial de la radiación mediante perfiles de dosis
- Verificar la homogeneidad, tamaño, planitud y simetría en los campos de luz y radiación del irradiador
- Determinar la tasa KERMA de referencia y tasa de dosis absorbida en agua de referencia para el irradiador G - 100
- Calcular el Factor de Dosis Relativa, Dispersión Pico y de Colimación del irradiador G - 100
- Determinar la Razón Tejido-Aire, Tejido-Fantoma y PDD (*Percentage Depth Dose*) del irradiador G - 100
- Establecer la posición virtual de la fuente del irradiador G - 100.
- Contrastar los parámetros técnicos del irradiador contra las normativas y estándares internacionales

La radioterapia es una herramienta fundamental e indispensable en el tratamiento contra el cáncer y otras afecciones oncológicas. Su eficacia depende en gran parte de la exactitud y precisión con la que se administran las dosis de radiación en cada una de las diferentes sesiones del tratamiento. En este contexto, los servicios de calibración dosimétrica a nivel de radioterapia son esenciales para garantizar que las cámaras de ionización empleadas en dicho tratamiento entreguen la dosis correcta en los tratamientos de radioterapia en los diferentes centros y hospitales que ofrecen dicho tratamiento.

El LSCD - Guatemala desempeña un papel clave en la metrología de la radiación ionizante a nivel nacional y regional, brindando trazabilidad a las mediciones dosimétricas utilizadas en los hospitales, centros oncológicos y de medicina nuclear del país. Sin embargo, hasta ahora, las capacidades del LSCD estaban limitadas a otras áreas de calibración como radioprotección, contaminación superficial y medicina nuclear.

La incorporación del irradiador G - 100 de alta tasa representa un avance significativo en las capacidades técnicas del LSCD - Guatemala al reactivar el servicio de calibración para cámaras de ionización empleadas en los tratamientos de radioterapia. Este equipo permite realizar calibraciones a nivel de radioterapia con la exactitud y precisión requerida conforme a estándares internacionales establecidos por el Comité Internacional de Pesos y Medidas (CIPM) y el OIEA. No obstante, para garantizar que el irradiador opere bajo condiciones óptimas y con la calidad requerida para actividades metrológicas, es imprescindible realizar un proceso riguroso de comisionamiento que conlleva la realización de diversas pruebas metrológicas y de calidad para establecer la línea base metrológica que se emplea en la calibración de las cámaras de ionización.

La presente tesis se justifica en la necesidad de establecer formalmente los procedimientos técnicos y metrológicos necesarios para el comisionamiento del irradiador G-100 en el LSCD - Guatemala. Esto no solo permitirá validar el funcionamiento del equipo, sino también establecer los niveles de exactitud, precisión, reproducibilidad y trazabilidad requeridos para su utilización como patrón de referencia en calibraciones dosimétricas a nivel radioterapia.

Además, este trabajo de investigación contribuirá al fortalecimiento de la infraestructura metrológica para radiaciones ionizantes en Guatemala, mejorando el acceso a servicios de calibración de calidad con el propósito de servir a la población generando un impacto positivo en la salud pública como un derecho colectivo y en la lucha contra el cáncer.

El presente trabajo abarca el comisionamiento del irradiador G-100 de alta tasa, nivel radioterapia, instalado en el LSCD - Guatemala. Dicho proceso tiene como finalidad establecer una línea base de parámetros técnicos y metrológicos que permitan ofrecer servicios de calibración de cámaras de ionización con exactitud y trazabilidad conforme a los estándares internacionales dictaminados para dicha práctica.

Como parte del alcance del trabajo, se incluye el diseño e implementación de un sistema de calibración del sistema de posicionamiento láser asociado al irradiador G - 100. Esto para facilitar y verificar la correcta alineación y posicionamiento durante los procedimientos metrológicos con radiaciones ionizantes para la calibración de las cámaras de ionización. Asimismo, se realiza la verificación de la homogeneidad en los campos de luz y radiación del irradiador, así como el análisis detallado de la distribución espacial de la radiación mediante perfiles de dosis.

El trabajo comprende además la determinación de parámetros fundamentales como la tasa Kerma Aire de referencia, la tasa de dosis absorbida en agua de referencia, el cálculo del factor de dosis relativa, la dispersión pico y el grado de colimación. Se incluye también la evaluación de indicadores clínico-metrológicos como el TPR y el PDD, esenciales para la caracterización dosimétrica del irradiador.

Además, a partir de este trabajo se establece la posición virtual de la fuente del irradiador y se realiza una comparación exhaustiva de los parámetros técnicos del equipo frente a las normativas y estándares internacionales vigentes, principalmente los definidos por el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y la literatura existente para este tipo de prácticas metrológicas.

Este trabajo no contempla el desarrollo de calibraciones rutinarias a usuarios externos, sino que se enfoca en establecer las condiciones necesarias y verificadas que permitan habilitar al LSCD como un ente confiable de servicios de calibración dosimétrica a nivel de radioterapia. El comisionamiento es la fase previa a realizar cualquier intercomparación metrológica con los patrones de referencia y previa a la realización de las calibraciones de los usuarios finales.

5.1. Metrología

La metrología es la ciencia encargada del estudio de mediciones y medidas de las diferentes magnitudes físicas que describen nuestra realidad.

Esta ciencia es relativamente joven en comparación al sinfín de ciencias presentes desde las civilizaciones antiguas como la Astronomía. La metrología como ciencia tiene sus orígenes fundamentales a mediados del siglo XVIII durante la Primera Revolución Industrial en respuesta a la necesidad de estandarización en los procesos industriales que necesitaban regular magnitudes físicas para la optimización de procesos de manufactura, comercio e investigación. Esta necesidad impulsó el desarrollo de sistemas de unidades uniformes y trazables, como el Sistema Internacional de Unidades (SI), capaces de garantizar la confiabilidad y comparabilidad de los resultados [Piñeiro, 2000]. Desde entonces, la metrología ha evolucionado en distintas ramas, ampliando su alcance más allá del ámbito industrial hasta convertirse en un pilar fundamental para la ciencia, la tecnología y la innovación.

Para el caso de este trabajo de investigación, se centra en una de las ramas de la metrología; la metrología científica, rama encargada de establecer y mantener los patrones de medida más precisos, así como de asegurar la trazabilidad internacional de las mediciones con especial énfasis en las radiaciones ionizantes para este contexto.

5.1.1. Metrología científica

La metrología científica es la rama de la metrología encargada del desarrollo, mantenimiento y perfeccionamiento de los patrones de medida fundamentales, así como de la investigación para mejorar la exactitud, estabilidad y trazabilidad de las mediciones de las magnitudes físicas. Esta rama es liderada por los institutos nacionales de metrología y organismos internacionales como el Bureau Internacional de Pesas y Medidas (BIPM), cuya labor permite que todas las mediciones en el mundo estén referidas a un mismo sistema coherente y estandarizado: el Sistema Internacional de Unidades (SI).

Además de establecer los estándares, la metrología científica proporciona las bases para el desarrollo de nuevas tecnologías, el aseguramiento de la calidad en la industria y la confiabilidad de los resultados experimentales en la ciencia. En el ámbito de la dosimetría, esta disciplina es esencial para garantizar la exactitud de las mediciones de radiación ionizante, fundamentales en aplicaciones clínicas, nucleares y de protección radiológica.

En este contexto, surge la importancia de los Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD), cuya función principal es extender la trazabilidad metrológica alrededor del mundo para magnitudes relacionadas con la radiación ionizante, especialmente en el área clínica e industrial a nivel metrológico.

5.2. LSCD - Guatemala

Los Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (LSCD) forman parte de una red de instituciones ligadas al Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA) y a la Organización Mundial de la Salud (OMS) que aseguran la trazabilidad de magnitudes relacionadas a las radiaciones ionizantes, principalmente en las magnitudes dosimétricas y de actividad a través de una serie de patrones secundarios nacionales e internacionales [OIEA, 2018]. Dichos laboratorios fungen como centros de calibración y trazabilidad metrológica para radiaciones ionizantes para las aplicaciones de la energía nuclear con fines pacíficos de diversas áreas como lo son la medicina nuclear e industria en general.

Desde la fundación de la red global de LSCD en 1976, los laboratorios fungen como una pieza indispensable para asegurar la trazabilidad y calibración de equipo empleado en la dosimetría de radiaciones ionizantes al prestar servicios exclusivos de calibración. Este hecho se ve evidenciado en la importancia de contar con equipo dosimétrico en centros de radioterapia y medicina nuclear por diversas razones, en especial para asegurar la exactitud y precisión de los tratamientos de los pacientes y cumplir con los protocolos de radioprotección establecidos por el OIEA [Tovar M and Vergara M., 2004].

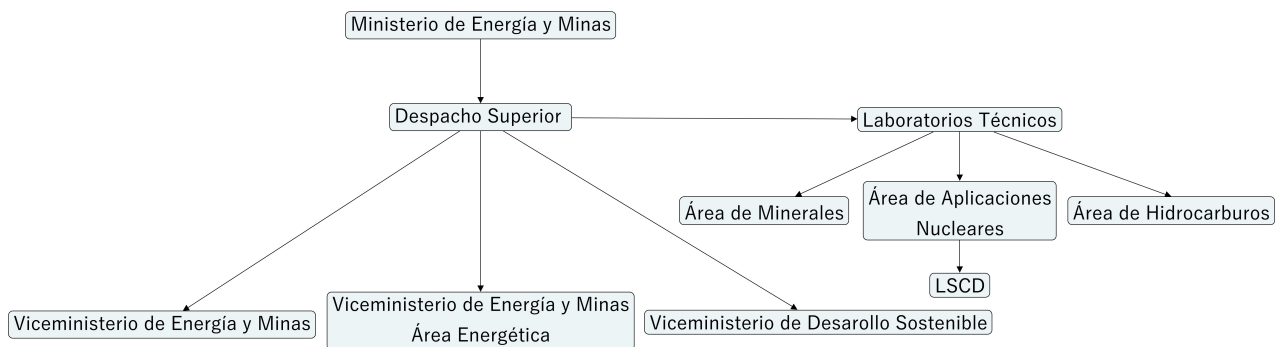


Figura 5.1: Organigrama MEM - LSCD

Fuente: *Elaboración propia.*

En el caso de Guatemala, el LSCD fue designado al Ministerio de Energía y Minas (MEM) bajo los Laboratorios Técnicos de la institución en el área de Aplicaciones Nucleares (Véase Figura 5.1). Ubicado dentro de la Dirección General de Energía (DGE), el LSCD - Guatemala presta sus servicios de calibración y trazabilidad a la población guatemalteca con apoyo de la colaboración internacional del OIEA. El LSCD es el ente garante de resguardar y asegurar el cuidado de los patrones secundarios, empleados para prestar servicios de calibración. Es por ello que los procesos de calibración y trazabilidad reflejan un alto interés en la misión del LSCD - Guatemala; especialmente en el área destinada a la calibración de CI nivel radioterapia empleadas en los tratamientos contra el cáncer ofrecidos por hospitales y centros de radioterapia. Bajo este hecho es que, recientemente, el laboratorio ha instalado un nuevo irradiador: de alta tasa de ^{60}Co para

reactivar y prestar los servicios de calibración para las CI empleadas en los tratamientos de radioterapia, fortaleciendo la infraestructura metrológica a nivel nacional y regional en el ámbito de las radiación ionizante.

5.3. Radiación

La radiación es definida como un fenómeno físico que engloba cualquier emisión y transmisión de energía a través del vacío o de un medio material, ya sea en forma de onda electromagnética o forma corpuscular.

Este fenómeno puede ser catalogado en diversos tipos según tres criterios: por su origen, efecto biológico y naturaleza [Hoyos Serrano, 2013]. A partir de Figura 5.2 se evidencia el amplio espectro de los tipos de radiación; para los motivos de este trabajo únicamente se contempla la radiación ionizante por el efecto biológico inherente en las prácticas de calibración para las CI.

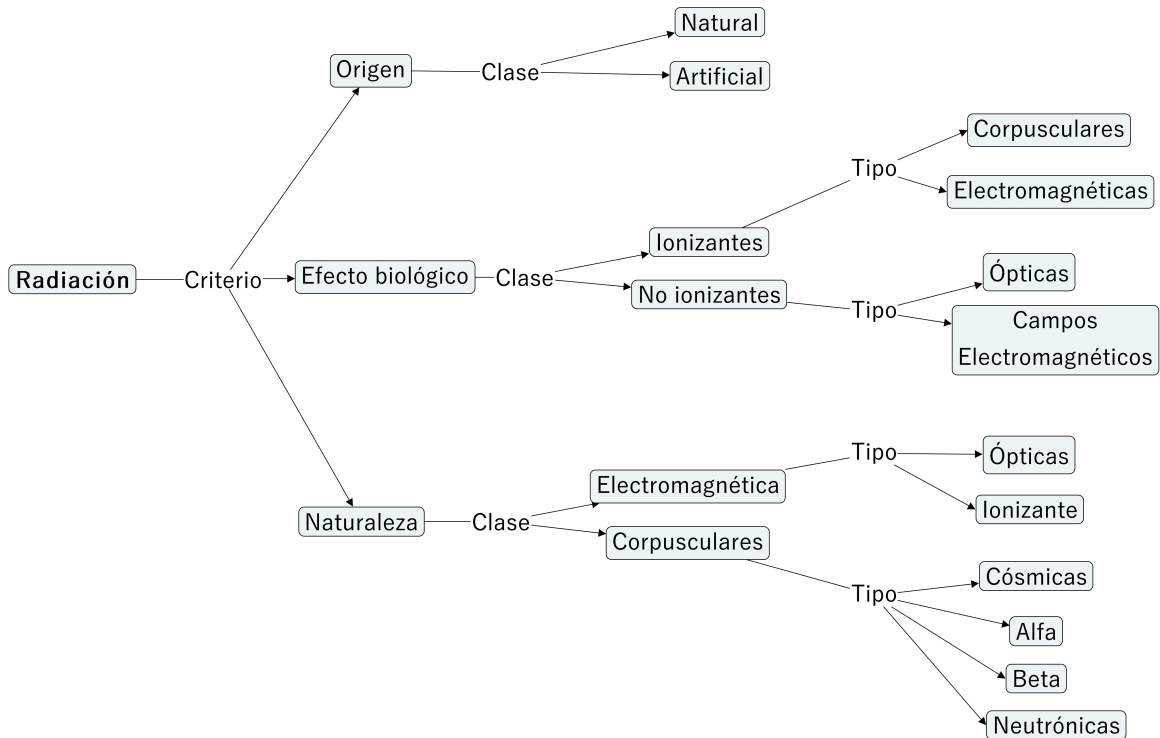


Figura 5.2: Tipos de radiación por criterio

Fuente: *Elaboración propia.*

5.3.1. Radiación ionizante

La radiación ionizante es un tipo de energía liberada por átomos en forma de ondas electromagnéticas o partículas con energía suficiente para modificar los orbitales electrónicos del átomo o incluso del núcleo. Es por ello que la radiación ionizante representa un riesgo considerable para la salud de los seres vivos debido a su capacidad de dañar tejido orgánico e incluso las cadenas de proteínas ubicados dentro del ADN de las células del organismo [Instituto Nacional del Cáncer, 2019].

La radiación de origen nuclear se clasifica en tres tipos principales de radiación ionizante: alfa, beta y gamma. Las radiaciones alfa y beta corresponden a partículas cargadas fácilmente atenuadas, mientras que la radiación gamma no es más que fotones altamente energéticos liberados directamente desde el núcleo del radioisótopo.

Estos procesos de decaimiento son únicos para cada radioisótopo: debido a que el decaimiento de dichos

núcleos atómicos inestables liberan fotones de distintos niveles energéticos. Para el caso de este trabajo de investigación, el irradiador G - 100 posee una fuente: radioactiva de ^{60}Co .

5.3.1.1. Decaimiento radiactivo - ^{60}Co

Debido al uso de un irradiador de rayos gamma, se trabaja con una fuente para la emisión de dichos rayos a partir de un radioisótopo del cobalto, ^{60}Co .

El ^{60}Co es un radioisótopo de origen sintético del cobalto. Dentro de sus principales características se encuentra su periodo de semidesintegración de 1925.2 días, aproximadamente 5.27 años; y su composición atómica en el núcleo con 33 neutrones y 27 protones. Además, el ^{60}Co es un radioisótopo con decaimiento beta al ^{60}Ni , un isótopo estable del níquel [Solis A, 2015]. Durante el proceso de decaimiento, el ^{60}Co emite dos partículas beta para lograr llegar un estado excitado del ^{60}Ni . Una vez se logra llevar el núcleo de ^{60}Co a uno excitado de ^{60}Ni , el nuevo núcleo emite dos fotones en el rango energético de los rayos gamma: . Figura 5.3 evidencia el esquema del decaimiento radiactivo: del ^{60}Co , así como las energías de cada uno de los fotones y partículas beta liberadas durante el proceso nuclear. Estos fotones liberados por el decaimiento radiactivo de este radioisótopo del cobalto son los empleados para lograr prestar los servicios de calibración empleando el nuevo irradiador G - 100.

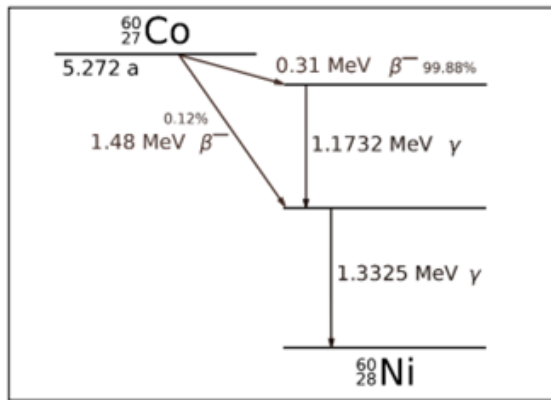


Figura 5.3: Esquema de decaimiento radiactivo del ^{60}Co

Fuente: [Solis A, 2015].

Una de las características de importancia descritas para el decaimiento radiactivo del ^{60}Co es el periodo de semidesintegración, o también conocido como vida media. La vida media del ^{60}Co evidencia el tiempo que le lleva a la mitad de los átomos del radioisótopo decaer, en este caso aproximadamente 5.27 años. Este fenómeno es de suma importancia y de interés para la toma de medidas experimentales debido a que a medida que el tiempo transcurre la fuente de ^{60}Co decae en actividad debido a la liberación de la energía proveniente del su propio decaimiento y, por ende, en la dosis entregada por el irradiador a las distancias de interés. Esta característica intrínseca de los radioisótopos permite conocer el tiempo de vida útil para las fuentes empleadas en las diversas aplicaciones industriales, clínicas o de investigación como este caso particular empleando la fuente en la metrología de radiaciones ionizantes y calibración de cámaras de radioterapia. Para tomar en consideración los efectos del decaimiento radiactivo en las lecturas experimentales en rangos de tiempo extensos se emplea el modelo de decaimiento radiactivo usual:

$$\frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (5.1)$$

donde dN y dt son las cantidades infinitesimal de la magnitud N (ya sea actividad [Bq ó Ci], dosis absorbida [Gy], dosis equivalentes [Sv], entre otras) y el tiempo, respectivamente. La constante de proporcionalidad λ en 5.1 representa la constante de decaimiento para el radioisótopo de interés.

5.3.1.2. Usos del ^{60}Co

La utilización de la energía ionizante ha sido de gran interés académico así como de aplicación debido a las propiedades energéticas intrínsecas de este tipo de energía. Para el caso de esta investigación se centra únicamente en los usos del ^{60}Co como fuente de rayos gamma.

El ^{60}Co es ampliamente utilizado en diversas áreas como industria e investigación:

En el área industrial, los rayos gamma emitidos por el ^{60}Co son empleados para procesos de esterilización de alimentos susceptibles al crecimiento microbiológico o para aumentar la vida útil de carnes, especias y frutas deshidratada [ATSDR, 2004].

En la investigación, el ^{60}Co es empleado en estudios metrológicos para radiaciones ionizantes. Siendo unos de sus principales usos la calibración de las cámaras de ionización empleadas en los centros de radioterapia.

En hospitales y centros oncológicos, el ^{60}Co sigue siendo la energía de referencia para la práctica de calibración de cámaras de ionización nivel radioterapia, donde a partir del factor de calibración otorgadas a las cámaras se permite calibrar los haces de los aceleradores lineales (LINACs) empleados en las sesiones de radioterapias como tratamiento contra diversas afecciones oncológicas.

5.4. Fundamentos de la dosimetría y metrología de radiaciones ionizantes

Como tal es el caso de este trabajo de investigación, el comisionamiento del irradiador de ^{60}Co asegura la presencia y utilización de radiación ionizante. Para facilitar el entendimiento del proceso de comisionamiento a continuación se abordan los fundamentos dosimétricos y metrológicos de las radiaciones ionizantes para, en este caso, el establecimiento de la línea metrológica del irradiador G - 100 del LSCD - Guatemala y su comisionamiento para asegurar la calibración de cámaras de ionización con un nivel de confianza del 95% para los coeficientes de calibración otorgados a los centros y hospitales que ofrecen el servicio de radioterapia a la población general.

5.4.1. Cantidades empleadas para la descripción de haces de radiación por fotones

Al tratarse de un irradiador de alta tasa de rayos gamma por ^{60}Co , todas las cantidades descritas a continuación son empleadas en la descripción metrológica de haces de radiación por fotones, donde la fuente de radiación se encuentra a una distancia del punto de interés y el mismo es irradiado por el haz de radiación externo proveniente del irradiador, lo que en general se conoce como la práctica de radioterapia.

5.4.1.1. Fluencia de fotones y razón de fluencia de fotones

Las primeras cantidades empleadas en la descripción de haces de radiación por fotones es la fluencia de fotones ϕ y su razón φ .

La ϕ por definición [Braslavsky, 2007] es la cantidad infinitesimal de fotones incidentes dN sobre una pequeña esfera en todas las direcciones, dividida por el área de sección transversal de la esfera dA :

$$\phi = \frac{dN}{dA} \quad (5.2)$$

La unidad de medida de ϕ son fotones por unidad de área superficial (m^{-2}).

Por otro lado, φ no es más que la razón de la fluencia de fotones por un intervalo de unidad de tiempo:

$$\varphi = \frac{d\phi}{dt} \quad (5.3)$$

La unidad de medida de φ es $m^{-2} \cdot s^{-1}$.

5.4.1.2. Fluencia energética y razón de fluencia energética

Otra de las magnitudes empleadas para la caracterización de haces de radiación por fotones es la fluencia energética ψ .

La ψ describe el flujo energético de un haz de fotones y se define como la cantidad infinitesimal de energía dE que atraviesa un área dA :

$$\psi = \frac{dE}{dA} \quad (5.4)$$

La unidad de medida establecida para el flujo energético son $MeV \cdot m^{-2}$.

De manera similar que φ , la razón de fluencia energética Ψ es definida como la razón de fluencia energética entre un intervalo de tiempo establecido:

$$\Psi = \frac{d\psi}{dt} \quad (5.5)$$

Las fuentes de rayos γ suelen ser isotrópicas: y emiten fotones monoenergéticos: [OIEA, 2005]. Estas características de la fuente permiten establecer que dE es el producto de la cantidad de fotones dN por la energía respectiva del mismo, es decir $h\nu$. De tal forma que la fluencia energética Ψ puede ser reescrita en términos de la fluencia de fotones ϕ como:

$$\Psi = \frac{dE}{dA} = \frac{dN}{dA} \cdot h\nu = \phi h\nu \quad (5.6)$$

5.4.1.3. KERMA aire en aire

El KERMA: es un acrónimo en inglés (Kinetic Energy Released per unit MAAss) empleado para indicar la energía cinética liberada en la materia proveniente de la radiación ionizante.

La energía de los fotones es transferida a la materia en dos diferentes procesos. El primer proceso abarca la radiación transferida hacia los electrones a través de los diversos procesos fotónicos, incluyendo: el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, producción de pares, entre otros. Durante el segundo proceso, las partículas cargadas expuestas a los fotones transfieren la energía al medio a través de la ionización del material e interacciones atómicas [OIEA, 2005].

En este contexto, el KERMA se establece únicamente como la energía media transferida de la radiación indirecta hacia los electrones de un medio por unidad de masa.

La unidad de medida para el KERMA es $J \cdot kg^{-1}$. Por facilidad metrológica, el nombre que reciba la unidad de medida del KERMA es el gray (Gy); donde $1 Gy = 1 J \cdot kg^{-1}$.

Para haces de fotones monoenergéticos en el aire se emplea el KERMA aire en aire $(K_{aire})_{aire}$ como medida metrológica para indicar la energía liberada en un punto determinado a una distancia conocida de la fuente teniendo al aire como medio. Dicha cantidad puede ser descrita en términos de la fluencia energética o la fluencia de fotones como:

$$(K_{aire})_{aire} = \Psi \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} = \phi h\nu \left(\frac{\mu_{tr}}{\rho} \right)_{air} \quad (5.7)$$

donde $\left(\frac{\mu_{tr}}{\rho}\right)_{air}$ es el coeficiente de transferencia masa - energía para aire de fotones con niveles energéticos $h\nu$. Dicho coeficiente permite cuantificar la interacción de los fotones con la materia expuesta a la radiación.

5.4.1.4. Dosis a una masa pequeña de medio - p en aire

El concepto de dosis a una masa pequeña de un medio en aire fue introducido por Johns y Cunningham [Johns, 1983] para facilitar la dosimetría de radiaciones ionizantes. Dicha magnitud evidencia la caracterización de la emisión proveniente de la fuente y sirve como referencia para el cálculo de dosis: a tumores que involucren otras magnitudes dosimétricas como los TAR's y los factores de dispersión. Figura 5.4 permite evidenciar con claridad el significado de la dosis a una masa pequeña de un medio en aire. En el caso particular metrológico de este trabajo de investigación, la dosis a una masa pequeña de medio - p en aire permite calcular parámetros metrológicos de interés y vincular entre magnitudes entre distintas configuraciones (SSD - SAD o SAD - SSD).

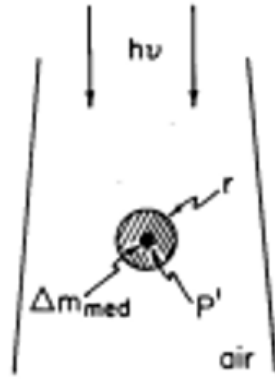


Figura 5.4: Diagrama de dosis a una masa pequeña de medio - p en aire

Fuente: [Johns, 1983].

La dosis a una pequeña masa de medio en aire se le conoce como D'_{med} y es basada en la lectura de KERMA aire en aire. Para establecer D'_{med} se requiere:

1. Determinar $(K_{aire})_{aire}$ en un punto de referencia:

$$(K_{aire})_{aire} = M_p N_x k_{(T,P)} \quad (5.8)$$

donde M_p es la lectura bruta de la carga eléctrica registrada por el sistema dosimétrico, N_x es el factor de conversión de carga eléctrica a dosis y $k_{(T,P)}$ es un factor de corrección por temperatura y presión. El factor de corrección por temperatura y presión se define como:

$$k_{T,P} = \frac{273.15 + T}{273.15 + T_i} \cdot \frac{1013.25}{P} \quad (5.9)$$

Este factor de corrección se toma en consideración al emplearse cámaras expuestas al ambiente con una temperatura inicial de T_i y presión P .

2. Determinar el KERMA de colisión para una masa infinitesimal de un material Δm en el aire:

$$(K_{\Delta m})_{aire} = (K_{aire})_{aire} \left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho}\right)_{aire}^{\Delta m} \quad (5.10)$$

donde

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{ab}}{\rho}\right)_{aire}^{\Delta m}$$

es la proporción espectral promedio de los coeficientes de masa - energía para el material Δm y el aire; además, se toma en consideración la densidad del medio ρ . En el caso del material Δm se emplean

fantomas de polímeros equivalentes a los del tejido biológico humano. Existen diversas bases de datos que recopilan dichos coeficientes como tal es el caso de [NIST, 2009] de donde se obtuvieron los respectivos coeficientes de absorción de masa - energía para los medios empleados durante el proceso de experimentación.

3. Determinar el KERMA de colisión para una masa esférica al rededor del punto de interés:

$$(K_{med})_{aire} = (K_{\Delta m})_{aire} \cdot k(r_{med}) \quad (5.11)$$

donde $k(r_{med})$ es un factor de corrección relacionado a la atenuación de los fotones dentro de la esfera de radio r_{med} de Δm . Dicho factor puede se establece como:

$$k(r_{med}) = \exp\left(-\left(\frac{\mu_{ab}}{\rho}\right)_{med} \cdot \rho \cdot r_{med}\right) \quad (5.12)$$

Para la literatura consultada [OIEA, 2005], el valor de $k(r_{med})$ es de 0.985 para fotones provenientes de fuentes de ^{60}Co .

4. Determinar D'_{med} :

$$D'_{med} = \beta(K_{med})_{aire} \quad (5.13)$$

donde β es una constante de proporcionalidad que refleja la proporción de dosis absorbida en relación al KERMA en el punto de interés. Roesch [Roesch, 1958] refleja que dicha constante de proporcionalidad para la radiación por cobalto ronda a un valor máximo de 1.003.

5.4.1.5. Ley de inverso cuadrado

La ley de inverso cuadrado es una relación sistemática que logra evidenciarse en varios fenómenos físicos. Para el caso de la metrología en radiaciones ionizantes no hay excepción.

Las fuentes radiactivas de fotones se asumen como fuentes puntuales y los haces emitidos por las mismas son divergentes.

Asumamos una fuente puntual R , un campo cuadrado de lado a a una distancia f_a y otro de lado b a una distancia f_b con respecto a la fuente R tal como Figura 5.5 lo evidencia.

La relación geométrica entre cada uno de los campos puede ser descrita a través de:

$$\tan(\beta) = \frac{a/2}{f_a} = \frac{b/2}{f_b} \quad (5.14)$$

donde β es el ángulo entre el eje central del haz y el lado geométrico del campo generado por el haz.

Sabemos que la fuente R produce fluencia de fotones diferentes para cada una de las distancias de tal forma que tenemos una fluencia ϕ_a y ϕ_b para cada una de las distancias con respecto a la fuente. Tomando en cuenta que la fuente es isotrópica, la cantidad total de fotones N que cruzan el área A del campo con lado a debe ser igual a la cantidad de fotones que cruzan el área B del campo con lado b . De tal forma se establece que:

$$N_{tot} = \phi_a A = \phi_b B \quad (5.15)$$

Empleando 5.14 con 5.15 se obtiene la siguiente relación:

$$\frac{\phi_a}{\phi_b} = \frac{B}{A} = \frac{b^2}{a^2} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (5.16)$$

De ese modo se establece que existe una proporcionalidad inversa ligada entre la fluencia de fotones y cuadrado de la distancia con respecto a la fuente. De igual forma, partiendo que magnitudes como el $(K_{aire})_{aire}$ y la dosis D'_{med} son directamente proporcional a la fluencia de fotones para los puntos de interés se logra establecer que estas cantidades también siguen la proporcionalidad inversa con respecto al cuadrado de la distancia:

$$\frac{(K_{aire}(f_a))_{aire}}{(K_{aire}(f_b))_{aire}} = \frac{D'(f_a)_{med}}{D'(f_b)_{med}} = \frac{f_b^2}{f_a^2} \quad (5.17)$$

La ley de inverso cuadrado es de suma importancia al reflejar magnitudes como la dosis a una distancia conocida de la fuente.

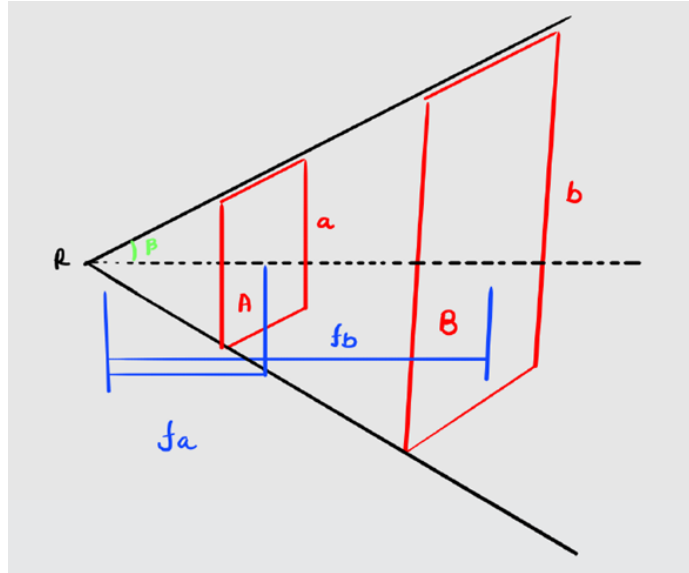


Figura 5.5: Haces divergentes provenientes de fuente puntual R y campos a diferentes distancias

Fuente: *Elaboración propia.*

5.4.1.6. Posición virtual de la fuente

La ley del inverso del cuadrado asume una fuente puntual de radiación. Dicha idealización es útil para lograr describir con éxito la atenuación de la intensidad y magnitudes como la dosis a una distancia determinada de la fuente. Sin embargo, en haces de fotones generados por aceleradores lineales como aquellos empleados en la práctica clínica, la distribución espacial del haz y las características geométricas del sistema hacen que el concepto de una fuente puntual real no sea aplicable y facilite la introducción de errores sistemáticos al momento de computar las dosis a distancias de interés.

En su lugar, se define una fuente virtual, ubicada en un punto aguas arriba del isocentro, desde donde parecería divergir el haz si se extrapolan las trayectorias de los rayos fotónicos. La determinación precisa de esta posición es esencial para la caracterización geométrica del haz, el modelado de la distribución de dosis y el diseño de técnicas empleadas en las prácticas clínicas y metrológicas. El conocimiento sobre la posición virtual de la fuente es un requerimiento para tratamientos y prácticas metrológicas para configuraciones SSD extensas.

Para lograr conocer la posición virtual de la fuente se deben realizar mediciones en aire a diferentes distancias nominales de la cámara con respecto a la fuente. El recíproco de la raíz cuadrada de la lectura del electrómetro M se evalúan con los datos obtenidos de las respectivas posiciones nominales de la cámara.

Los datos recopilados para la distancia nominal y el recíproco de la raíz de la lectura M deben evidenciar linealidad. Este hecho asegura que el campo de radiación obedece la ley de inverso cuadrado y permite, además, verificar la exactitud de los sistemas de posicionamiento y realizar correcciones a los parámetros con la finalidad de evidenciar e idealizar a los mismos en función de la ley de inverso cuadrado. Si el intercepto de la tendencia lineal es positivo, la posición virtual asegura que en realidad la fuente se encuentra posicionada adelante del punto previsto dentro del irradiador. Caso contrario ocurre si el intercepto de la linealidad evidencia una magnitud negativa, este hecho asegura que la fuente de ^{60}Co se encuentra posicionada por detrás del punto previsto dentro del irradiador.

5.5. Parámetros para tratamientos clínicos y metrológicos

En el contexto de la dosimetría empleada en ambientes clínicos, la correcta administración de tratamientos por radiación depende críticamente de la trazabilidad brindada por los laboratorios de referencia, así como de la exactitud y precisión en la medición y el control de diversos parámetros físicos. Los irradiadores de alta tasa de dosis, utilizados tanto en aplicaciones clínicas como en laboratorios de calibración, deben cumplir con estrictos requisitos de calidad y seguridad para garantizar la calidad ya sea en los procesos terapéuticos o, en el caso de este trabajo de investigación, metrológicos para las calibraciones de las cámaras de ionización. Esta sección describe los principales parámetros dosimétricos y operativos que se deben considerar para caracterizar y validar un sistema de irradiación en el marco del comisionamiento. La adecuada comprensión de estos parámetros permite establecer condiciones de referencia confiables para la calibración de cámaras de ionización y, por ende, asegurar la exactitud y precisión en el coeficiente otorgado a las cámaras de ionización empleadas en el entorno clínico para la calibración de los haces de radiación.

5.5.1. Factor de colimación (CF)

Cantidades dosimétricas como el $(K_{aire})_{aire}$ y D'_{med} reflejan la dosis contribuida por dos componentes: el primario y secundario.

El componente primario es el componente principal y proviene directamente de la fuente y es independiente del tamaño del campo de radiación.

El componente secundario, también conocido como el componente de dispersión, a pesar de ser mucho menor que el componente primario no puede obviarse. Este componente está conformado por fotones que logran llegar al punto de interés tras ser dispersados principalmente por el colimador del irradiador. Esta componente depende del tamaño del campo según la configuración del irradiador; donde a mayor tamaño de campo, mayor será el área disponible para dispersar los fotones salientes de la fuente.

Para contabilizar el efecto que presenta el colimador ante la dispersión de los fotones provenientes de la fuente, se establece el Collimator Factor: (CF), en español el Factor de Colimación. El CF se define como:

$$CF(A, hv) = \frac{(K_{aire}(A, hv))_{aire}}{(K_{aire}(10, hv))_{aire}} = \frac{D'(A, hv)}{D'(10, hv)} \quad (5.18)$$

El factor de colimación (CF) es normalizado a la unidad para un campo de irradiación de 10 cm x 10 cm a una distancia fuente - cámara, usualmente de 100 cm con respecto de la fuente, en un punto determinado. El CF es medido empleando una cámara de ionización con su respectiva capucha de *build-up* usualmente de polimetilmetacrilato (PMMA) en aire para lograr registrar las lecturas de KERMA aire en aire debido a su facilidad en comparación a la de la dosis en el medio.

El CF es empleado además como parámetro de requerimiento y verificación para el comisionamiento del irradiador ante normativas estandarizadas como la ISO 16776 que permiten garantizar la precisión y reproducibilidad en el haz de radiación producido por la configuración de los colimadores.

5.5.2. Factor de Dispersión Pico (PSF)

Otro parámetro fundamental para tratamientos médicos, procedimientos metrológicos y el comisionamiento del irradiador es el Peak Scatter Factor: (PSF), en español el Factor de Dispersión Pico. El PSF es un parámetro que permite indicar la razón entre la dosis total en un punto determinado P, con aire como el medio, con la dosis a la profundidad de dosis máxima a una profundidad $z = z_{max}$ de un haz de radiación en un fantoma de agua, donde se indica la contribución de los fotones dispersados a la dosis total en el punto determinado P.

Esto permite calcular la dosis en puntos específicos de un plan de tratamiento en un entorno clínico, pero en este caso meramente metrológico, tomando en consideración la radiación por los fotones dispersados por

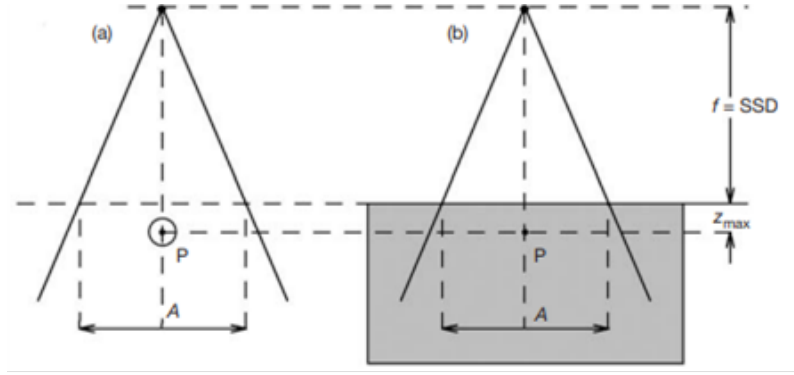


Figura 5.6: Configuración para medición del PSF en punto de referencia P
 (a) $D'_p(A, hv)$ en aire (b) $D_p(z_{max}, A, f, hv)$ en fantoma con agua

Fuente: [OIEA, 2005].

el tejido; o, en este caso por el fantoma de agua empleado. El PSF permite convertir dosis de aire a dosis en agua bajo las mismas condiciones del primero.

Por definición [OIEA, 2005], el PSF es:

$$PSF(A, hv) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, hv)}{D'_p(A, hv)} \quad (5.19)$$

donde $D_p(z_{max}, A, f, hv)$ es la dosis a profundidad de dosis máxima empleando el fantoma y $D'_p(A, hv)$ es la dosis total primaria con el aire como medio. La geometría para la medición del PSF se presenta a través de Figura 5.6.

El PSF, además de ser empleado en otras magnitudes dosimétricas como los TAR, es empleado en la determinación de otro parámetro, el Scatter Factor: (SF), en español el Factor de Dispersión. El SF es la relación entre PSF de distintos campos de radiación:

$$SF(A, hv) = \frac{PSF(A, hv)}{PSF(10, hv)} \quad (5.20)$$

donde, al igual que para el CF, es normalizado a la unidad para el campo de 10 cm x 10 cm. El SF hace alusión exclusivamente a la dispersión ocasionada por el fantoma, razón por la cuál en la literatura se le conoce también como el Factor de Dispersión por Fantoma (Phantom Scatter Factor:).

En adición, el PSF permite convertir dosis entre configuraciones de agua a aire o viceversa.

5.5.3. Factor de Dosis Relativa (RDF)

Para un punto determinado P (ya sea en aire o agua) sabemos que la dosis en el punto es dependiente del tamaño del campo de radiación al cuál es expuesto. Para contabilizar el efecto que presenta la dependencia del tamaño del campo (en "fantoma"), existe el Relative Dose Factor: (RDF), en español el Factor de Dosis Relativa, el cual además permite normalizar las dosis, respecto a la dosis de referencia en $z_{max} = 5$ cm.

El RDF se define como la proporción entre la dosis en la profundidad de dosis máxima de un área A y la dosis en la profundidad de dosis máxima con un campo de radiación con área 10 cm x 10 cm:

$$RDF(A, hv) = \frac{D_p(z_{max}, A, f, hv)}{D_p(z_{max}, 10, f, hv)} \quad (5.21)$$

El RDF también puede ser descrito en términos del PSF a partir de la siguiente relación:

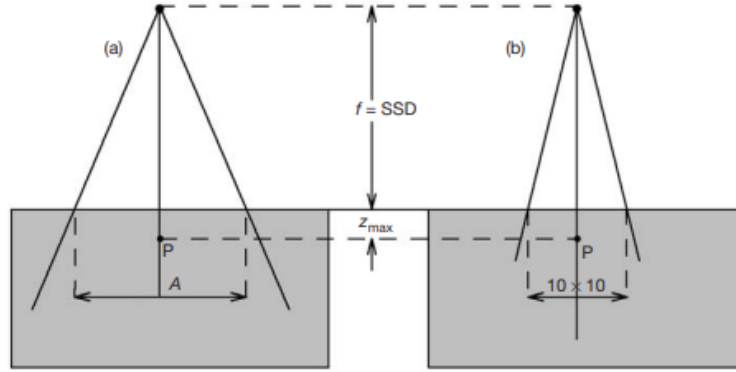


Figura 5.7: Montaje experimental para el cálculo experimental del RDF
 (a) Campo de radiación con área superficial en fantoma A (b) Campo de radiación con área superficial en fantoma $A = 10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$

Fuente: [OIEA, 2005].

$$RDF(A, hv) = \frac{D'_p(A, hv)PSF(A, hv)}{D'_p(10, hv)PSF(10, hv)} \quad (5.22)$$

Adicionalmente, a partir de las definiciones del CF y el SF, el RDF puede ser reescrito como el producto de ambos parámetros:

$$RDF(A, hv) = CF(A, hv) \cdot SF(A, hv) \quad (5.23)$$

La ecuación 5.23 permite obtener un valor teórico con el cuál se puede contrastar el valor experimental obtenido a través del montaje experimental para el cálculo del RDF (Figura 5.7).

5.6. Penetración de fotones en fantomas

Anteriormente se mencionó el efecto de la distancia sobre la radiación proveniente de fotones, descrito por la ley del inverso del cuadrado.

Sin embargo, los haces de fotones empleados tanto en la calibración de cámaras de ionización como en los tratamientos oncológicos por radioterapia interactúan con medios distintos al aire, como fantomas con propiedades equivalentes al tejido biológico (PMMA) o con los propios pacientes durante el tratamiento. En estos casos, además de la atenuación debida a la distancia, es necesario considerar otros fenómenos físicos como la atenuación y la dispersión que ocurren debido a la adición de otro medio como tal es el caso de los fantomas. Es por ello que la ley del inverso cuadrado deja de ser el único factor relevante, y el análisis debe incorporar estas interacciones adicionales propias del entorno clínico o experimental para lograr establecer las cantidades dosimétricas correspondientes con precisión y exactitud (a pesar de ser una tarea de gran complejidad). Por ello, se recopila la dosis depositada como función de la profundidad dentro del tejido irradiado, en este caso el fantoma, los cuales son conocidos como mapas de isodosis.

Figura 5.8 presenta gráficamente la dosis depositada como función de la profundidad.

5.6.1. Dosis en superficie

Para haces de fotones, la dosis depositada en la superficie de la piel suele ser significativamente menor que la dosis máxima, la cual se alcanza a cierta profundidad dentro del tejido (z_{max}). Esta diferencia se debe

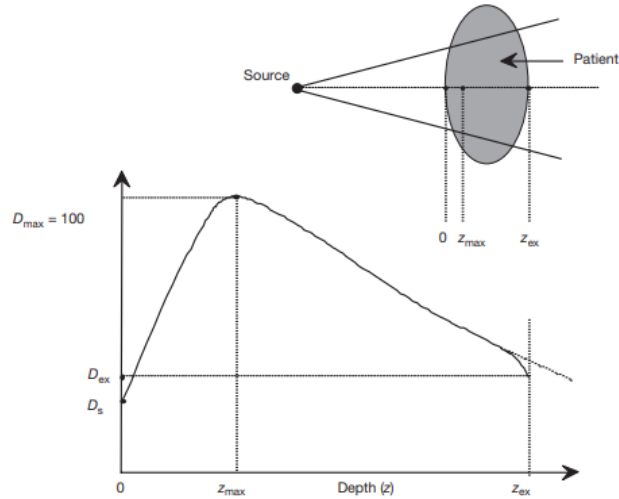


Figura 5.8: Dosis depositada en tejido en función de la profundidad

Fuente: [OIEA, 2005].

principalmente a la energía del haz y al tamaño del campo empleado según los requerimientos de la práctica.

Según la literatura consultada, la dosis en la superficie representa cerca del 30 % de la dosis máxima para un haz de cobalto-60 [OIEA, 2005].

Cabe señalar que la dosis en la superficie es el resultado de diversos componentes, como:

- Fotones dispersados en los colimadores, aire o fantomas
- Radiación retrodispersada desde el propio paciente
- Electrones secundarios de alta energía generados por interacciones de los fotones en el aire o en estructuras de blindaje cercanas al campo de tratamiento

5.6.2. Región Buildup

La región en Figura 5.8 justo antes del punto de inflexión en la distribución de dosis se le denomina región *Buildup*.

Esta región comprende desde la superficie ($z = 0$) hasta la profundidad de dosis máxima (z_{max}). Esta región es resultado de la energía depositada por partículas cargadas producidas por la interacción de los fotones (efecto fotoeléctrico, efecto Compton, producción de pares) y que luego depositan la energía cinética del proceso. Es durante esta región que el sistema no ha sustentado el equilibrio electrónico.

Más allá de z_{max} la dosis y el KERMA de colisión decrecen significativamente debido a la atenuación y dispersión de los fotones a medida que estos se adentran dentro del fantoma o paciente.

5.6.3. Profundidad de dosis máxima z_{max}

La profundidad de dosis máxima como se mencionaba con anterioridad es el punto de inflexión e interés en la distribución de dosis presentada en Figura 5.8. Esta profundidad depende enteramente de la energía del haz de fotones.

Para el caso del ^{60}Co , la dosis a la profundidad de dosis máxima se alcanza a una profundidad 0.5 cm.

5.6.4. Dosis de salida

La dosis entregada al paciente en el punto donde el haz de radiación emerge del cuerpo o fantoma se le conoce como dosis de salida. Cerca de este punto, las curvas de distribución de dosis presentan una leve disminución con respecto a lo que se esperaría. Esta diferencia se debe a la falta de contribución por dispersión desde regiones ubicadas más allá del punto de salida, ya que no existe tejido o material adicional que genere radiación secundaria hacia atrás, también conocida como retrodispersión.

5.7. Dosis de profundidad en el eje central con agua empleando configuración SSD

5.7.1. *Percentage Depth Dose (PDD)*

Con anterioridad se discutió sobre la complejidad del proceso de irradiación una vez el haz penetra dentro del tejido y la importancia que conlleva el poder conocer y describir el comportamiento de la dosis en función de la profundidad.

Una de las herramientas que permiten conocer el comportamiento de la dosis dentro de los tejidos son los Porcentajes de Dosis por Profundidad (PDD, por sus siglas en inglés). Estas herramientas funcionan como un elemento indispensable para conocer el comportamiento de la dosis y su respectiva distribución dentro de los tejidos de los pacientes o, en este caso, los fantomas empleados en la calibración de cámaras de ionización. Estas herramientas se obtienen a partir de la normalización de la dosis máxima en Figura 5.8.

La normalización permite definir una expresión para las distribuciones de PDD:

$$PDD(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P} = 100 \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_P} \quad (5.24)$$

El PDD, además, permite verificar y validar que el fantoma empleado es acorde para las prácticas metrológicas y/o clínicas según las circunstancias. Esto debido a que los valores del PDD para un campo de 10 cm x 10 cm a una distancia determinada están establecidos por la literatura especializada; en este caso [British Institute of Radiology, 1996] cuenta con cuadros de PDD para diversas configuraciones experimentales.

5.8. Dosis de profundidad en el eje central con agua empleando configuración SAD

A diferencia de los montajes con SSD fijo, que se basan principalmente en distribuciones de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) para los cálculos dosimétricos, los sistemas isocéntricos utilizan otras funciones, como las relaciones de absorción en tejido (TARs) y las relaciones tejido-fantoma (TPRs) que permiten describir con precisión el comportamiento dosimétrico del haz cuando este incide a diferentes profundidades.

5.8.1. Razón Tejido-Aire (TAR)

El Tissue-Air Ratio: (TAR), en español Razón Tejido-Aire, es un factor dosimétrico empleado inicialmente para simplificar el cálculo de dosis en radioterapias rotacionales, pero que también abarca irradiaciones isocéntricas como las empleadas en calibraciones. Se emplea para calcular la dosis absorbida a cierta profundidad en un tejido o fantoma cuando se conoce la dosis en aire libre sin atenuación ni dispersión.

El TAR es una proporción definida entre la dosis D_Q o razón de dosis \dot{D}_Q en un punto Q ubicado en el eje central del fantoma o paciente en relación a la dosis D'_Q o razón de dosis \dot{D}_Q en aire, es decir la dosis a una pequeña masa de agua en aire, para el mismo punto Q sobre el eje central del haz:

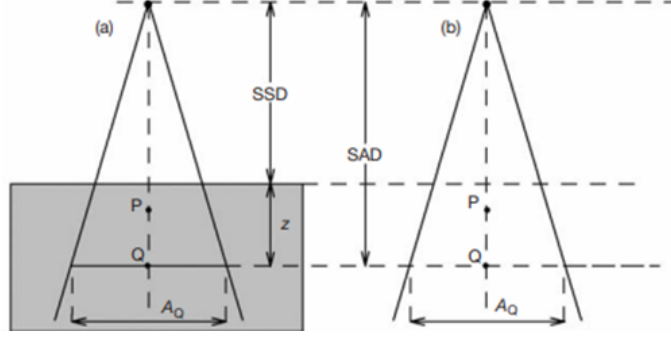


Figura 5.9: Montaje experimental para el cálculo de TAR
 (a) Montaje empleando fantoma de agua para determinar la dosis en Q (b) Montaje para determinar dosis en Q en aire en Q

Fuente: [OIEA, 2005].

$$TAR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D'_Q} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}'_Q} \quad (5.25)$$

Figura 5.9 evidencia el montaje experimental empleado en el cálculo de TAR. En dicha configuración se emplean las dos configuraciones

El Tissue-Air Ratio (TAR) presenta un comportamiento característico que refleja la interacción del haz de radiación con el medio irradiado. Para un área de campo (A_Q) y una energía fotónica constantes, el TAR disminuye conforme se incrementa la profundidad z más allá de la profundidad de dosis máxima (z_{max}). Por otro lado, manteniendo constantes la profundidad y la energía, el TAR aumenta con un incremento del área del campo irradiado debido a un mayor efecto de dispersión. Asimismo, para una profundidad y área de campo fijas, el TAR incrementa con la energía del haz, ya que fotones de mayor energía penetran más eficientemente el tejido. Es importante destacar que en la profundidad de máxima dosis, el TAR se vuelve idéntico al Peak Scatter Factor (PSF), estableciendo así una relación directa entre estos parámetros fundamentales en la dosimetría de haces de fotones.

Otra característica de suma importancia que aboca el TAR es la relación existente con los PDD. Figura 5.10 evidencia de forma gráfica la relación existente entre ambos parámetros. Las deficiones de ambos parámetros se describen como:

$$TAR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D'_Q} \quad (5.26)$$

$$PDD(z, A, f, hv) = 100 \frac{D_Q}{D_P} \quad (5.27)$$

Resolviendo 5.26 y 5.27 para D_Q logramos obtener la siguiente expresión:

$$D_Q = D_p \frac{PDD(z, A, f, hv)}{100} = D'_Q TAR(z, A_Q, hv) \quad (5.28)$$

Recordando la expresión para PSF (5.19), D_P puede ser reescrita como:

$$D_p = D'_p PSF(A, hv) = D'_Q \left(\frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 PSF(A, hv) \quad (5.29)$$

Si ahora colocamos 5.29 en 5.28 logramos obtener una expresión para reescribir TAR:

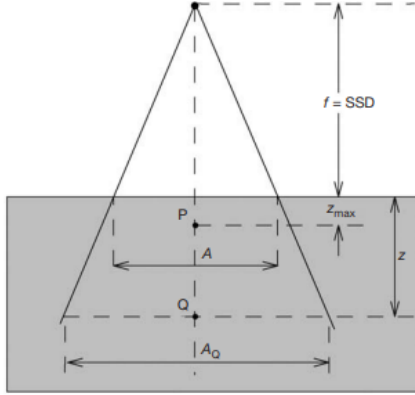


Figura 5.10: Relación TAR y PDD a través de la geometría del montaje experimental

Fuente: [OIEA, 2005].

$$TAR(z, A_Q, hv) = PSF(A, hv) \frac{PDD(z, A, f, hv)}{100} \left(\frac{f+z}{f+z_{max}} \right)^2 \quad (5.30)$$

Nótese que para el caso de profundidad z_{max} donde el PDD es máximo, 5.30 evidencia que el PSF es un caso especial de TAR.

5.8.2. Razón Tejido-Fantoma (TPR)

El concepto de TAR ha demostrado ser efectivo en configuraciones isocéntricas para energías fotónicas correspondientes al ^{60}Co y niveles energéticos menores. No obstante, también existe el Tissue-Phantom Ratio: (TPR), en español la Razón Tejido-Fantoma, que permite una caracterización más adecuada del haz en función de la profundidad y energía, evitando los inconvenientes asociados al uso del TAR en estas condiciones.

El TPR se define como:

$$TPR(z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{ref}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{ref}} \quad (5.31)$$

donde D_Q y \dot{D}_Q representan la dosis y la tasa de dosis, respectivamente, en un punto arbitrario Q sobre el eje central del haz dentro del fantoma. Por otro lado, D_{ref} y \dot{D}_{ref} corresponden a la dosis y tasa de dosis medidas en una profundidad de referencia z_{ref} . Véase Figura 5.11 para identificar la geometría empleada en la medición experimental del TPR.

El TPR, además, funge como parámetro de comprobación para verificar y validar el rango energético del irradiador; para el caso del irradiador G - 100, el haz presenta un rango energético entre 1.17 MeV y 1.33 MeV, propios de los fotones provenientes del irradiador.

Para el caso donde la profundidad de medición es la profundidad de dosis máxima z_{max} se obtiene un caso especial del TPR: el TMR (Tissue-Maximum Ratio, por sus siglas en inglés).

El TMR se define como:

$$TMR(Z, A_Q, hv) = \frac{D_Q}{D_{Q_{max}}} = \frac{\dot{D}_Q}{\dot{D}_{Q_{max}}} \quad (5.32)$$

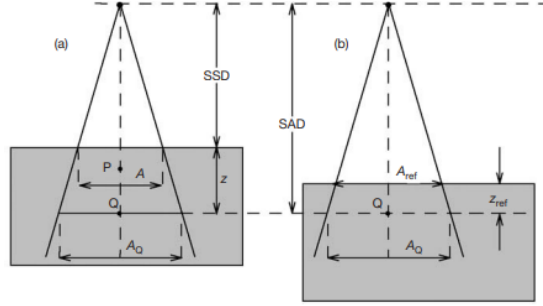


Figura 5.11: Geometría de montaje experimental para medición de TPR
(a) Montaje experimental para medición de D_Q a profundidad z en fantoma (b) Montaje experimental para medición de $D_{Q_{ref}}$ a profundidad z_{ref} en fantoma

Fuente: [OIEA, 2005].

donde D_Q y \dot{D}_Q son la dosis y tasa de dosis en el punto de interés Q a una profundidad z y $D_{Q_{max}}$ y $\dot{D}_{Q_{max}}$ son la dosis y tasa de dosis en el punto Q a la distancia de dosis máxima z_{max} . La geometría para la medición de TMR es la misma que en Figura 5.11, exceptuando que ahora $z_{ref} = z_{max}$.

5.9. Cálculo de dosis entre configuraciones SAD - SSD

Si bien es cierto que el establecimiento de todos los parámetros metrológicos abordados a lo largo de este trabajo de investigación cimentaron parte fundamental en el comisionamiento del equipo, el conjunto global de estos parámetros va más allá de solamente funjir como medio de verificación y establecimiento de la línea metrológica base para el irradiador G - 100. Una de las utilidades que presenta el conjunto global de los parámetros previamente descritos es el cálculo de dosis entre configuraciones SAD - SSD o viceversa.

Para ejemplificar el cálculo de dosis entre configuración SAD - SSD o viceversa se recopilieron datos experimentales en la dosis de referencia en agua D_w para configuración SSD = 100 cm con FS 10 cm x 10 cm a la superficie del fantoma y a una profundidad de referencia $z = 5$ cm en el fantoma de agua para luego convertirla dosis de referencia en agua para una configuración SAD = 100 cm a la misma profundidad de referencia y mismo tamaño de campo que aquella en SSD y contrastar dicha magnitud con el valor experimental bajo la configuración SSD = 100 cm.

La expresión para la conversión de dosis de referencia en agua emplea, como se mencionaba con anterioridad, el conjunto global de parámetros obtenidos a partir del comisionamiento de la siguiente forma:

$$\begin{aligned}
D_w(z = 5, FS = 10 \times 10, f = 95, {}^{60}\text{Co}) &= [\dots] \\
[\dots] D_w(5, 10, 100, {}^{60}\text{Co}) &\times \frac{CF(5, 9.5, 95, {}^{60}\text{Co})}{CF(5, 10, 100, {}^{60}\text{Co})} \times \frac{PDD(5, 9.5, 95, {}^{60}\text{Co})}{PDD(5, 10, 100, {}^{60}\text{Co})} [\dots] \\
[\dots] &\times \frac{PSF(5, 9.5, 95, {}^{60}\text{Co})}{PSF(5, 10, 100, {}^{60}\text{Co})} \times \left(\frac{100 - X_{virtual} + z_{max}}{95 - X_{virtual} + z_{max}} \right)^2
\end{aligned} \tag{5.33}$$

5.10. Perfiles del haz

La distribución de dosis para el irradiador es solo una parte de la información requerida para el comisionamiento del nuevo irradiador en LSCD - Guatemala. Hasta el momento únicamente se han evidenciado características clave para el haz central de radiación, pero para lograr una descripción más plausible a la realidad se debe analizar la distribución de dosis fuera del eje central del haz de radiación.

Esta descripción se logra al reunir la información recopilada de las distribuciones de dosis dentro y fuera del eje central de radiación a través de los perfiles del haz en distintas profundidades y medios.

Figura 5.12 evidencia un ejemplo de perfiles de haces para dos tamaños de campos de radiación (10 cm x 10 cm, 30 x 30 cm) en agua para un haz de rayos X a 10 MV.

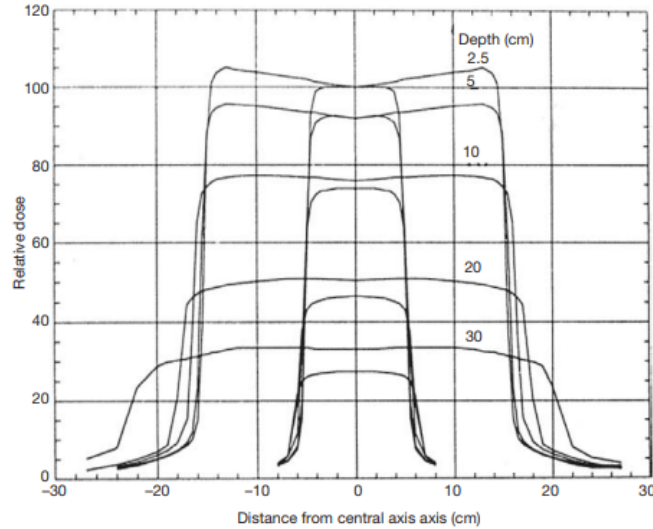


Figura 5.12: Perfiles de dosis para haz de rayos X a diferentes profundidades y campos

Fuente: [OIEA, 2005].

Para el caso del ^{60}Co los perfiles de los haces son similares a aquellos presentados en Figura 5.12. En ambas situaciones los perfiles de los haces presentan tres regiones distintas y de gran importancia dosimétrica: la región central, penumbra y umbra.

La región central se caracteriza por ser la porción central del perfil donde la dosis es principalmente constante, extendiéndose hasta 1.5 cm del campo geométrico otorgado por el campo de luz del irradiador. Para el caso del ^{60}Co , los haces de radiación se ven afectados por la ley de inverso cuadrado, hecho que se ve reflejado en la disminución del perfil a medida que incrementa la profundidad. Es en esta región donde se evalúan los parámetros para perfiles de haces de radiación: planitud y simetría. La región central se establece en el 80 % de la dosis.

La penumbra es la región con mayor cambio de todo el perfil de radiación del haz y es la más cercana al campo geométrico del haz. Esta región se caracteriza por evidenciar una forma sigmoide y ser el resultado de tres penumbras: transmisión (debido a fotones provenientes del haz), geométrica (debido al tamaño finito del campo) y por dispersión (debido a la dispersión de fotones tras colisiones con el medio). Esta región se establece entre el 80 % al 20 % de la dosis presentada a través del perfil. La anchura de la penumbra geométrica en un perfil de dosis está determinada por tres factores:

- El tamaño físico de la fuente (diámetro o área emisora).
- La distancia fuente-colimador y fuente-superficie.
- El diseño geométrico del sistema de colimación.

Cuando se analiza la penumbra, se puede estimar el tamaño aparente o efectivo de la fuente radioactiva.

La umbra es la región afuera del campo de radiación. En ella se encuentran los niveles más bajos de dosis debido a la radiación que logra ser dispersada por el colimador o el blindaje central del irradiador.

La Figura 5.13 evidencia el perfil de dosis ideal junto con sus respectivas regiones de interés.

5.10.2. Simetría del haz

La simetría de un haz, representada por el parámetro S , se evalúa habitualmente a la profundidad z_{max} la cual corresponde a la región de máxima dosis y es la más sensible para detectar variaciones en la uniformidad del haz. En general, un criterio aceptable de simetría establece que dos puntos de un perfil de dosis, equidistantes del eje central, no deben diferir en más de un 2 %.

Otra forma de verificar la simetría consiste en calcular las áreas bajo el perfil del haz a z_{max} en ambos lados del eje central (izquierdo y derecho) [Véase ecuación 5.35], considerando la extensión del perfil hasta el nivel de dosis del 50 % (normalizado al 100 % en el eje central). El valor de S se determina mediante la expresión:

$$S = 100 \times \frac{A_{izq} - A_{der}}{A_{izq} + A_{der}} \quad (5.35)$$

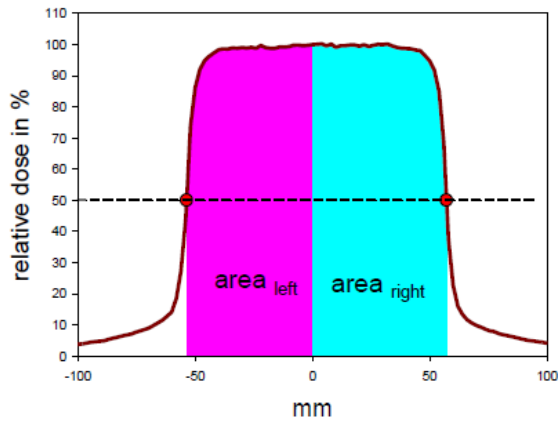


Figura 5.15: Simetría en un perfil de dosis

Fuente: [Horton, 2006].

Materiales y métodos

Durante el proceso de experimentación y recopilación de datos, se hizo uso de una variedad de equipos e instrumentos de detección especializados para otorgar magnitudes precisas y exactas de las diferentes variables de interés en el establecimiento de la línea metrológica del nuevo irradiador a lo largo del comisionamiento. Estos dispositivos permitieron llevar a cabo mediciones dosimétricas y verificación de parámetros operativos necesarios para la validación del correcto funcionamiento del sistema irradiador y de calibración para poder asegurar un nivel de confianza del 95 % en los coeficientes entregados a los usuarios de las cámaras de ionización.

6.1. Materiales

6.1.1. Irradiador G - 100

La fuente de ^{60}Co se encuentra dentro de un irradiador de rayos gamma de nivel teleterapia G - 100 de Hopewell Design Incorporation. El irradiador está diseñado para realizar lecturas y calibración de cámaras empleadas en radioterapia. Según el fabricante, el irradiador puede otorgar tasas de dosis de hasta 500 Sv/h. dependiendo de la actividad de la fuente de ^{60}Co . El diseño de este permite albergar fuentes de hasta 370 TBq para mantener los estándares de seguridad de los blindajes de plomo que recubren toda la estructura principal del equipo. El peso estimado del equipo es de aproximadamente 4,000 kg con dimensiones de 0.8 m x 0.8 m x 1.8 m [Hopewell Designs Incorporation,].

El equipo G - 100 cuenta con colimadores de multiláminas que permiten una variabilidad de campos de radiación extensa. Para la práctica para la cuál se emplea el irradiador, los colimadores se emplean en una configuración determinada para lograr obtener campos de 10 cm x 10 cm a un metro de la fuente.

El irradiador permite realizar las exposiciones bajo configuraciones predeterminadas sobre las cámaras de ionización para realizar la calibración correspondiente de la cámara.



Figura 6.1: Irradiador de rayos gamma por ^{60}Co , Hopewell Designs G-100.

6.1.2. Sistema dosimétrico

6.1.2.1. Cámara de ionización - PTW 30013

La cámara PTW 30013, una cámara de ionización tipo Farmer con un volumen sensible de 0.6 cm^3 , fue uno de los elementos del sistema dosimétrico: empleado para las mediciones de dosis absorbida en agua y KERMA aire. Dicha cámara se empleó para la recolección de las lecturas de carga eléctrica brutas. Este detector, de diseño cilíndrico, ventilado y hermético, cuenta con una pared de polimetilmetacrilato (PMMA) para asegurar el equilibrio electrónico a lo largo de las mediciones. Además, se encuentra recubierta internamente con grafito y un electrodo central de aluminio de alta pureza.

La cámara se operó con un voltaje de polarización de -400 V , valor dentro del rango nominal recomendado para garantizar una eficiencia de recolección iónica superior al 99.5% hasta tasas de dosis de 5 Gy/s [PTW-Freiburg, 2020].

El equipo fue suministrado por *PTW* e incluye un certificado de calibración trazable, en el cual se especifican los factores de conversión de carga eléctrica a dosis absorbida en agua y KERMA en aire para radiación de referencia ^{60}Co , garantizando la trazabilidad metrológica de las mediciones conforme a los estándares internacionales vigentes.



Figura 6.2: Cámara de ionización - PTW 30013 y pared de PMMA

Fuente: [PTW-The Dosimetry Company, 2025].

6.1.2.2. Electrómetro - PTW Unidos Romeo

Para medir la carga generada en la cámara de ionización se utilizó el electrómetro UNIDOS Romeo (Figura 6.3), desarrollado por PTW. Este equipo permite realizar mediciones precisas de la dosis de radiación gracias, principalmente, a su alta sensibilidad a la carga eléctrica producida por la interacción de la radiación con el interior de la cámara de ionización.

Se configuró el electrómetro para recopilar la carga generada por exposiciones con un tiempo predeterminado de un minuto.

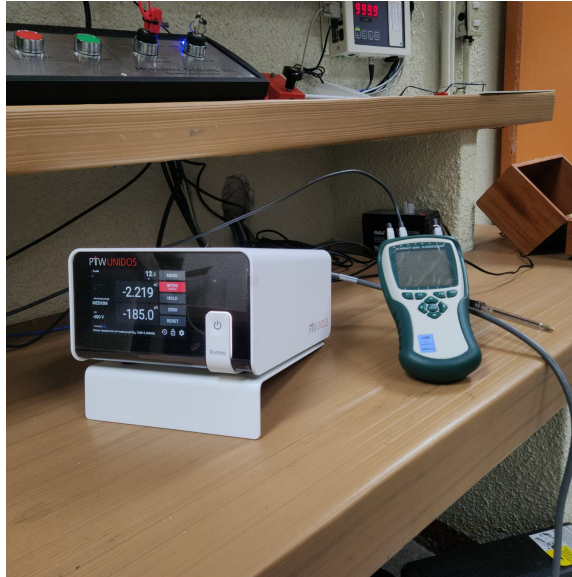


Figura 6.3: Electrómetro PTW Unidos Romeo y sensor de P,T

6.1.3. Fantoma de agua - T41023

Para las mediciones de dosis absorbida en agua del haz de radiación proveniente del irradiador se utilizó el fantoma de PTW modelo 41023. El dispositivo está diseñado para la calibración de cámaras de ionización en haces de fotones y electrones de alta energía, permitiendo una dosimetría de referencia precisa como tal es el caso para la determinación de la línea metrológica del irradiador.

El tanque tiene dimensiones aproximadas de 30 cm \times 30 cm \times 30 cm y cuenta con una ventana de entrada de 17 cm \times 17 cm y 3 mm de espesor, facilitando las condiciones necesarias para que el haz no sufra gran atenuación y se pueda simular la entrada en piel del haz. En su parte superior, posee un sistema de ajuste posicional que permite variar la profundidad de medición de manera continua, con una precisión de hasta 1 mm. Esto es esencial para posicionar con exactitud los detectores a diferentes profundidades dentro del agua, simulando condiciones clínicas reales.

Además, está equipado con soportes ajustables para nivelación, marcas de alineación grabadas para asegurar una correcta orientación respecto al haz, y un sistema de drenaje protegido contra colisiones que facilita el vaciado del tanque. A través de Figura 6.4 se logra evidenciar parte del montaje experimental para las mediciones realizadas en agua empleando el fantoma.

El fantoma cuenta con marcas grabadas sobre su estructura para facilitar el posicionamiento del mismo para geometrías SSD. Para el caso de la configuración SAD el fantoma no cuenta con marcas grabadas para facilitar el montaje en dicha geometría.

6.2. Metodología

Debido a las definiciones presentadas para cada uno de los parámetros, el diseño experimental del presente trabajo de investigación evidencia una metodología extensa que abarca el uso de los materiales previamente descritos en diferentes configuraciones geométricas y a lo largo de un tiempo considerado. Para la elaboración del presente trabajo de investigación se emplearon alrededor de siete meses que incluyen desde la planificación hasta la recopilación y análisis de los datos experimentales obtenidos. Las configuraciones geométricas reciben

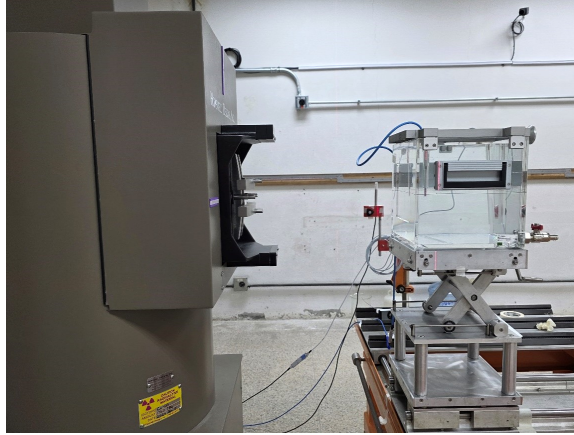


Figura 6.4: Montaje experimental para mediciones en agua

Nota: Nótese que para este caso particular, la geometría empleada corresponde a una configuración SAD, donde el láser del sistema posicionador incide sobre la posición de la cámara de ionización dentro del fantoma y no sobre la superficie del mismo (SSD)

el nombre de SSD y SAD. Además, se presenta la geometría empleada en el montaje experimental para la realización de irradiaciones de la cámara de ionización en aire.

6.2.1. Configuraciones geométricas

6.2.1.1. Configuración SSD

En la configuración SSD, Source to Surface Distance:, la distancia entre la fuente de radiación y la superficie del fantoma se mantiene constante. A diferencia de la técnica isocéntrica, la profundidad del blanco no se toma como referencia para fijar la distancia, sino la superficie frontal del fantoma de agua emplado. Esta configuración inicialmente se empleó ampliamente en técnicas de ortovoltaje y en la planificación de tratamientos convencionales; actualmente todavía se aplica en algunos procedimientos de radioterapia externa donde se requiere un posicionamiento sencillo o cuando se tratan lesiones superficiales así como en procedimientos metrológicos como la calibración de cámaras de ionización como es el caso de este trabajo de investigación. La configuración SSD resulta útil para cálculos de dosis basados en perfiles de profundidad, esto debido a que facilita la determinación de la dosis en distintos puntos del tejido mediante factores como el PDD.

6.2.1.2. Configuración SAD

En la configuración SAD, Source to Axis Distance:, la distancia entre la fuente de radiación y el isocentro del sistema se mantiene constante durante la planificación y administración del procedimiento en la calibración de cámaras de ionización. El isocentro es un punto fijo en el espacio, generalmente ubicado dentro la región de interés, alrededor del cual se alinean haces de radiación. El uso de SAD es una práctica común en tratamientos isocéntricos debido a que optimiza la cobertura de dosis, mejorando la precisión. En materia de calibración de cámaras de ionización, la configuración SAD ha sido también empleada con anterioridad en los procedimientos de calibración.

6.2.1.3. Configuración en aire

La irradiación de la cámara de ionización con aire como el medio fueron realizadas a partir de la geometría presentada en Figura 6.6. Nótese que en la geometría presentada la cámara de ionización utiliza su respectiva capucha de *build-up* de PMMA para el equilibrio electrónico.

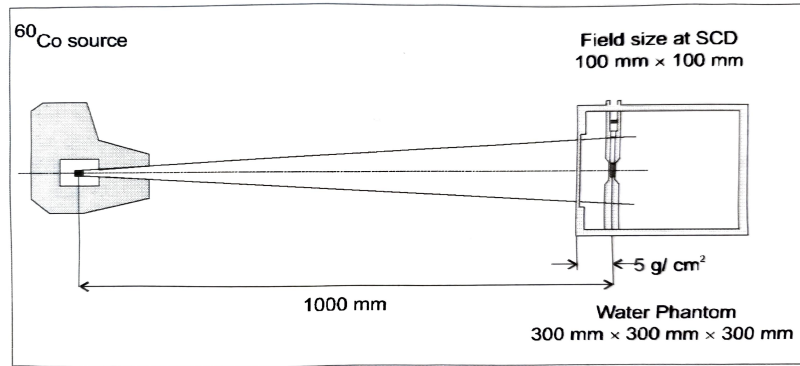


Figura 6.5: Diagrama de montaje SAD y condiciones de referencia para dosis absorbida en agua

Fuente: [OIEA, 2001].

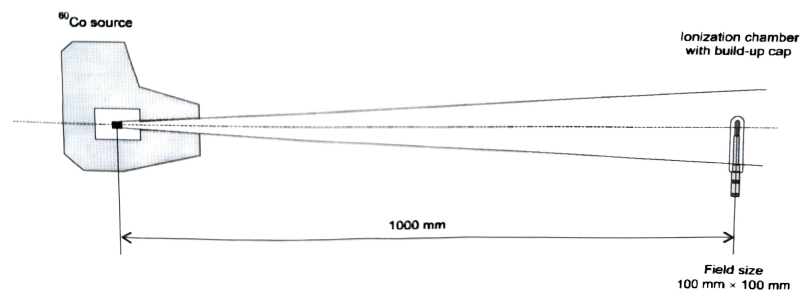


Figura 6.6: Diagrama de montaje experimental para la irradiación de cámaras de ionización en aire

Fuente: [OIEA, 2001].

6.2.2. Diseño experimental

En la recopilación de datos experimentales se empleó el siguiente diseño experimental para las mediciones realizadas en aire:

1. Verificar la configuración de los aires acondicionados a temperatura inicial $T_i = 20 \text{ }^\circ\text{C}$
2. Inicializar el Sistema de Guías Láser (frontal y lateral)
3. Colocar sobre el carrito posicionador el fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser
4. Calibrar con ayuda del sistema de guías los láseres (frontal y lateral) verificando que los mismos se ubiquen sobre la muesca señalizadora del sistema (Véase Figura 11.9)
5. Colocar los sensores de presión y temperatura sobre el carrito posicionador
6. Verificar la configuración de trabajo (SSD $f = 100 \text{ cm}$ o SAD $f = 100 \text{ cm}$ y profundidad de referencia $z = 5 \text{ cm}$) a través del Sistema de Guías Láser y el fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser
7. Retirar el fantoma para calibración de posicionamiento láser de la plataforma del carrito posicionador
8. Colocar a un extremo del carrito la plataforma
9. Colocar la cámara de ionización sobre el accesorio de pinza
10. Colocar nuevamente el fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser

11. Centrar, empleando el Sistema de Guías Láser, la cámara de ionización a modo de que ambos láser (frontal y lateral) coincidan con el centro geométrico de la punta de la cámara de ionización
12. Verificar con ayuda del fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser el tamaño de campo de luz proveniente del irradiador (Véase Figura 11.8)
13. Retirar el fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser
14. Conectar el cable extensor con la cámara de ionización
15. Conectar el cable extensor en la terminal establecida en el electrómetro
16. Inicializar el electrómetro
17. Polarizar el sistema dosimétrico a -400 V
18. Inicializar el irradiador G - 100 empleando el sistema controlador (Véase Figura 6.7)



Figura 6.7: Sistema controlador para irradiador G - 100

De izquierda a derecha: (1) monitor para software (2) sistema de videovigilancia para búnker (3) panel de control

19. Realizar diagnóstico de corrientes parásitas
20. Realizar pre-irradiación de 10 minutos para la cámara
21. Realizar diagnóstico de corrientes parásitas
22. Realizar las medidas de las magnitudes necesarias realizando irradiaciones en el aire

Para mediciones realizadas en agua se empleó el siguiente diseño experimental previo a la recolección de los datos de carga captados por la cámara de ionización:

1. Colocar los recipientes con agua destilada dentro del búnker al menos 24 horas antes del inicio de las mediciones, asegurando que el sistema de aire acondicionado permanezca encendido durante ese tiempo, con el objetivo de estabilizar térmicamente el líquido a las condiciones del ambiente de irradiación y reducir el gradiente térmico entre medios
2. Verificar la configuración de los aires acondicionados a temperatura inicial $T_i = 20\text{ }^{\circ}\text{C}$ previo a la experimentación
3. Inicializar el Sistema de Guías Láser (frontal y lateral)
4. Colocar sobre el carrito posicionador el fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser
5. Calibrar con ayuda del fantoma para calibración el sistema de posicionamiento láser el Sistema de Guías Láser (frontal y lateral) verificando que los mismos se ubiquen sobre la muesca señalizadora del sistema
6. Establecer con ayuda de las guías físicas del fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser por emplear (SSD o SAD)
7. Retirar el fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser
8. Ubicar el fantoma T41023 sobre la plataforma del carrito posicionador
9. Llenar el fantoma con el agua destilada previamente aclimatizada. Antes de iniciar el llenado, verificar que la llave de vaciado se encuentre en posición cerrada, lo cual se indica cuando la manija está paralela a la superficie del fantoma.
10. Colocar los sensores de presión y temperatura sobre el carrito posicionador
11. Colocar la cámara de ionización con su capucha impermeable dentro del fantoma de agua
12. Establecer la profundidad de la cámara con ayuda del sistema de posicionamiento milimétrico del fantoma

13. Centrar, empleando el Sistema de Guías Láser, la cámara de ionización a modo de que ambos láser (frontal y lateral) coincidan con el centro geométrico de la punta de la cámara de ionización
14. Conectar el cable extensor con la cámara de ionización
15. Conectar el cable extensor en la terminal establecida en el electrómetro
16. Inicializar el electrómetro
17. Polarizar el sistema dosimétrico a -400 V
18. Inicializar el irradiador G - 100 empleando el sistema controlador (Véase Figura 6.7)
19. Realizar diagnóstico de corrientes parásitas
20. Realizar pre-irradiación de 10 minutos para la cámara
21. Realizar diagnóstico de corrientes parásitas
22. Realizar las medidas de las magnitudes necesarias realizando irradiaciones en el fantoma de agua

7.1. Campos

7.1.1. Campos de luz

A través de la Figura 7.1, se evidencia el perfil de dosis relativa esperado para un campo de luz de dimensiones 10 x 10 cm. El mismo es obtenido a través del análisis de los píxeles contenidos dentro de la imagen original ingresada al software *ImageJ*; un software dedicado exclusivamente para el análisis de imágenes científicas. El software se encarga de extraer la intensidad de los píxeles a lo largo de un vector establecido para generar el perfil de intensidad en función de la posición de los píxeles en la imagen; esto debido a que los píxeles en la imagen presentan valores de intensidad relacionados a la dosis entregada por el irradiador.

Nótese que en Figura 7.1 presenta los perfiles de ambas orientaciones (horizontal y vertical) que componen el campo de luz proveniente del irradiador. En ambos perfiles se logra evidenciar que el lado izquierdo evidencia una homogeneidad significativa al no evidenciar desfase notable entre cada uno de las colas de los perfiles. Caso contrario ocurre para las colas derechas de los perfiles verticales y horizontales obtenidos para el campo de luz, donde existe un ligero desfase entre ambas colas de los perfiles; este hecho indica que el campo evidencia una ligera asimetría de aproximadamente 0.1 cm entre la vertical y la horizontal del campo de luz.

El ancho total esperado de ambos perfiles, tanto vertical como horizontal, debería de ser de 10 cm. No obstante, nótese que los puntos de intersección con el eje de posición de ambos perfiles no coinciden directamente sobre los 5 cm a la derecha del perfil. Este hecho revela que existe una ligera asimetría en el campo de luz otorgado por el irradiador según la posición de los colimadores del mismo. Este hecho se ve reflejado de mejor manera a partir de Cuadro 7.1.

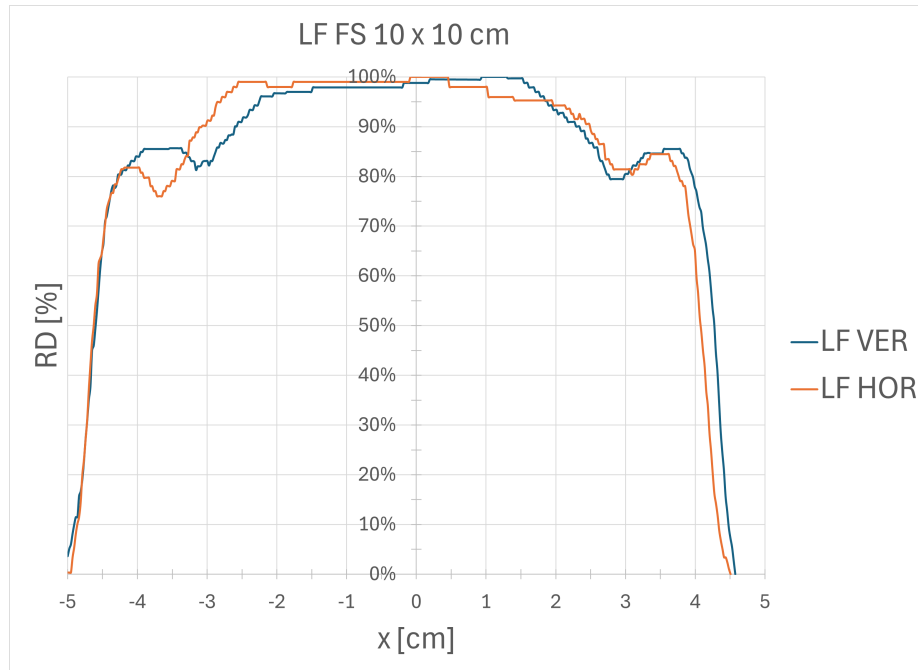


Figura 7.1: Perfil de luz FS 10 cm x 10 cm

Cuadro 7.1: Tamaño de campo de luz

	HOR [cm]	VER [cm]
Teórico	20	20
G - 100	20.02	19.98
Teórico	10.00	10.00
G - 100	9.95	10.03
Vernier	10.30	10.51

En Cuadro 7.1 se evidencian los tamaños de campo de luz teóricos y experimentales para campos de luz de 20 cm x 20 cm y 10 cm x 10 cm a SSD = 100 cm. Los valores teóricos de los tamaños de campo de luz provienen del ingreso de datos en el software integrado del irradiador dónde se configura la apertura de los colimadores. Para el caso de los valores experimentales se emplean: los valores del sistema posicional de los colimadores según el software del irradiador y la medida establecida por un vernier al medir directamente el campo luminoso.

Nótese que para el campo de 20 cm x 20 cm, los valores otorgados por el sistema posicional de los colimadores difieren por un valor 0.2 cm en comparación del valor teórico esperado para el campo. No obstante, dicha diferencia no representa un cambio significativo en el campo luminoso proyectado.

Ahora bien, para el caso del campo de 10 cm x 10 cm los valores presentan diferencias más notables. Según el sistema posicionador de los colimadores, el campo de luz teórico con el valor proveniente del software difieren por 0.05 cm en la horizontal y 0.03 cm en la vertical; dicha diferencia evidencia un margen de desfase del 0.05 % con respecto al valor teórico para el valor con mayor diferencia. No obstante, al contrastar con la magnitud real del campo luminoso proyectado sobre la superficie del fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser, existe una diferencia significativa de 0.30 cm para la horizontal y 0.51 cm para la vertical. Este hecho indica que existe una ligera asimetría en el campo de luz configurado para 10 cm x 10 cm, reforzando lo evidenciado a partir de los perfiles en Figura 7.1.

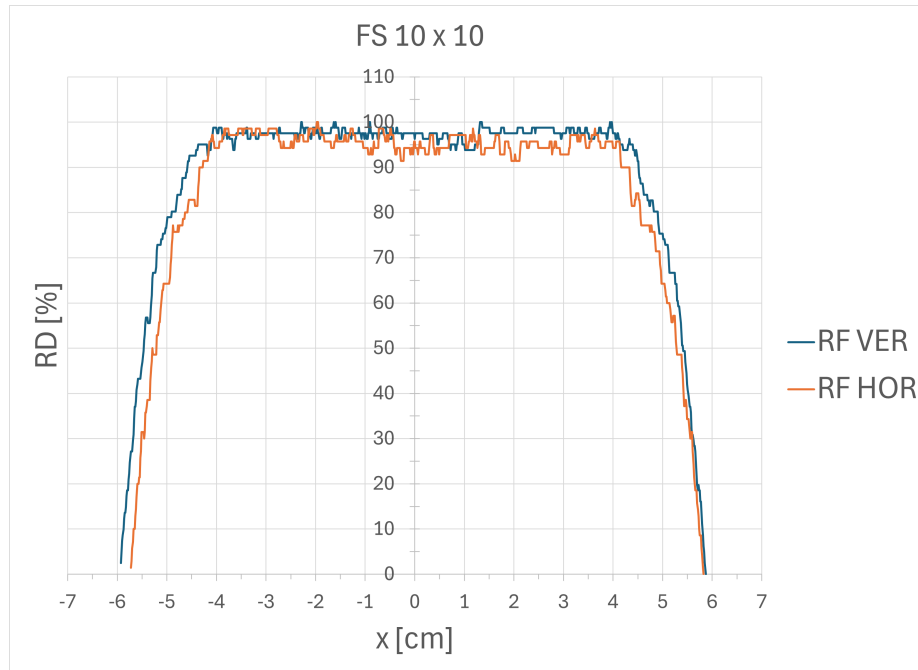


Figura 7.2: Perfil de radiación FS 10 cm x 10 cm

Nota: El perfil de radiación fue obtenido a través de un radiocrómico.

7.1.2. Campos de radiación

Con el objetivo de caracterizar los campos de radiación del irradiador, se adquirieron perfiles de dosis utilizando películas radiocrómicas. Estas películas fueron expuestas al campo de trabajo de 10 cm x 10 cm bajo condiciones controladas y posteriormente digitalizadas para su análisis.

El procesamiento de las imágenes obtenidas se realizó empleando el software ImageJ (FIJI), extrayendo los perfiles horizontales y verticales de intensidad óptica. Estos perfiles fueron convertidos, al igual que los anteriores, a dosis relativa.

En la Figura 7.2 se presentan los perfiles dosimétricos para el campo de 10 cm x 10 cm con sus respectivas componentes horizontales y verticales.

Los resultados obtenidos muestran una buena simetría en los perfiles; estableciendo a partir del 50 % de la dosis relativa para la región de interés en el perfil se logra establecer que el campo otorgado por el irradiador es en realidad de 10 (HOR) x 11.5 (VER) cm.

La Figura 7.3 evidencia el perfil de radiación obtenido a partir de dos metodologías diferentes para la validación del perfil. Para la primera metodología, se emplearon las cámaras de ionización PTW30013 y STDIMG para obtener, de manera mecánica, el perfil de radiación en aire. Estas fueron colocadas sobre el montaje experimental y expuestas bajo condiciones similares y con su respectiva capucha de PMMA, para asegurar el equilibrio electrónico entre medios, a un campo de FS 10 cm x 10 cm a una SSD = 100 cm. Para la segunda metodología, se emplea un radiocrómico: en aire empleando Figura 11.10 para su posterior análisis en el software *ImageJ*. Las líneas divisoras en Figura 7.3 evidencian las diferentes regiones discutidas en el cuerpo teórico de este trabajo de investigación. La línea punteada superior de color verde evidencia la región central del perfil de radiación; esta se encuentra establecida al 80 % de la dosis relativa según lo establecido por la literatura. La línea sólida de color rojo presenta la mitad del campo de radiación; esta se encuentra establecida al 50 % de la dosis. Por último, la línea punteada inferior de color verde evidencia el 20 % de la dosis del perfil. Es entre la región central delimitada por el 80 % y la región de 20 % que se encuentra la penumbra del perfil. Como se estableció previamente, la penumbra indica el tamaño de la fuente

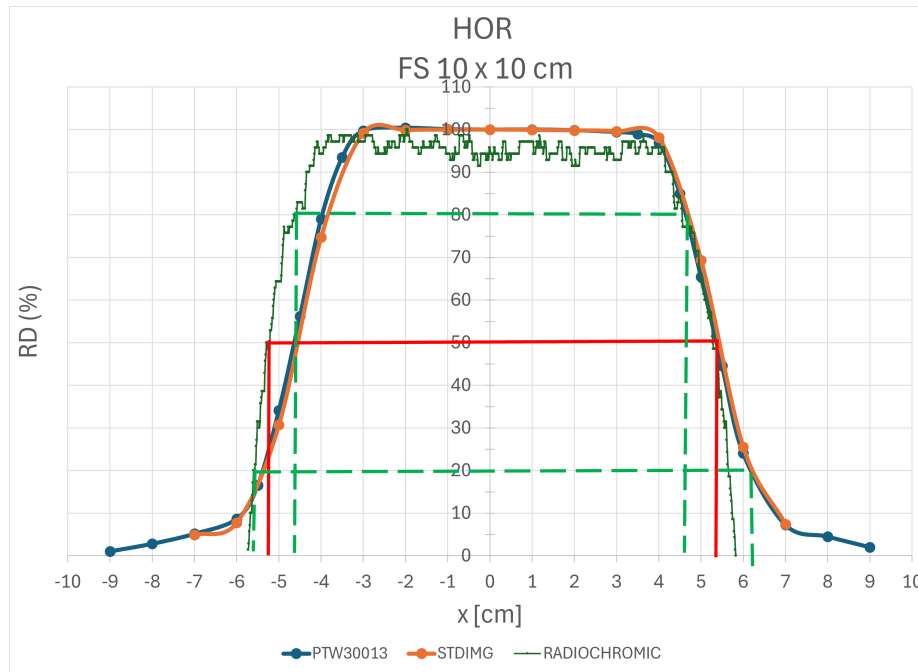


Figura 7.3: Perfil de radiación obtenido a través de CI y radiocrómico en aire

activa dentro del irradiador. A partir de Figura 7.3 es que se logra determinar que el diámetro de la fuente de ^{60}Co es de aproximadamente 1.6 cm; un valor dentro del rango indicado por el fabricante donde establece que la fuente debe ser menor a 20 mm de diámetro.

La Figura 7.4 evidencia los radiocrómicos expuestos a una campo de radiación FS 10 cm x 10 cm a una distancia SDD = 100 cm para diferentes z dentro del fantoma de agua. Nótese que la intensidad del recuadro negro en cada uno de los radiocrómicos a medida que aumenta la profundidad disminuye. Esto debido a la cantidad de medio existente entre la fuente y el radiocrómico dentro del fantoma de agua.

El radiocrómico de la primera posición es diferente a los restantes. Esto debido a que el radiocrómico empleado para obtener el perfil de radiación de profundidad $z = 0$ mm es destinado para rangos energéticos de rayos X; mientras que los restantes es destinado para el rango energético empleado en radioterapias.

La Figura 7.5 es otro de los resultados obtenidos a partir del objetivo de lograr caracterizar el campo de radiación del irradiador G - 100. En ella, se evidencia el perfil de radiación obtenido del análisis de intensidad en los radiocrómicos expuestos al campo previamente mencionado y en dos diferentes medio para visualizar el efecto que poseen sobre el haz de radiación. Para el caso del radiocrómico expuesto en agua, se empleó una configuración SAD = 100 cm y una profundidad $z = 5$ cm; mientras que, para el caso del radiocrómico expuesto en aire, se utilizó una configuración SSD = 100 cm. Esto se realizó con la finalidad de trabajar siempre en el mismo punto de interés. Nótese que en Figura 7.5 el perfil de radiación en agua es ligeramente más ancho que aquel calculado en aire. Esto se debe principalmente a la ley de inverso cuadrado y la dispersión ocasionada por los colimadores y el propio fantoma. No obstante, la diferencia más notable entre cada uno de los campos es menor a 0.5 mm; hecho que refleja homogeneidad en los haces de radiación provenientes del irradiador.

7.1.3. Parámetros

En Cuadro 7.2 se presentan los parámetros de planitud y simetría del perfil de radiación presentado en Figura 7.2. Para el caso de la planitud, según la literatura consultada [OIEA, 2005], el valor requerido según las especificaciones de la gran mayoría de LINACs debe ser menor al 3% cuando es medida en fantomas de agua con una configuración SSD = 100 cm y con el campo de mayor tamaño posible dentro del rango

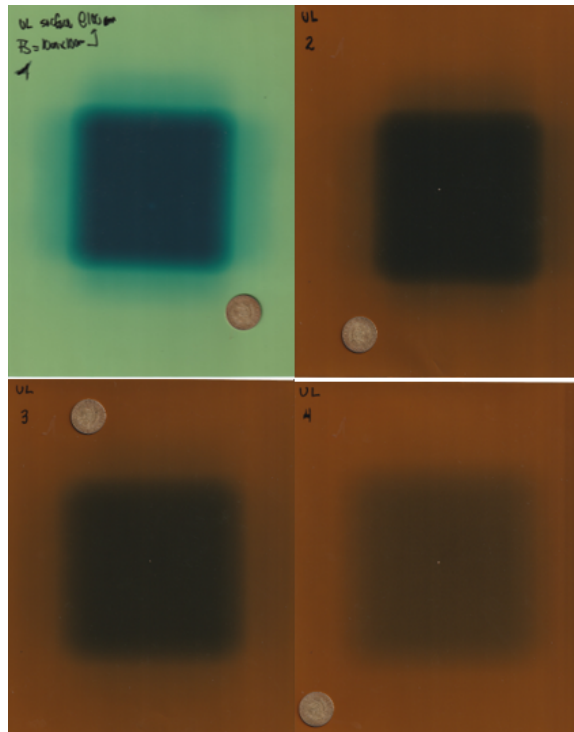


Figura 7.4: Radiocrómicos expuestos a FS 10 cm x 10 cm a diferentes z en fantoma de agua
 Nota: De izquierda a derecha en primera fila: (1) $z = 0$ mm, (2) $z = 50$ mm; en segunda fila: (3) $z = 150$ mm, (4) $z = 300$ mm

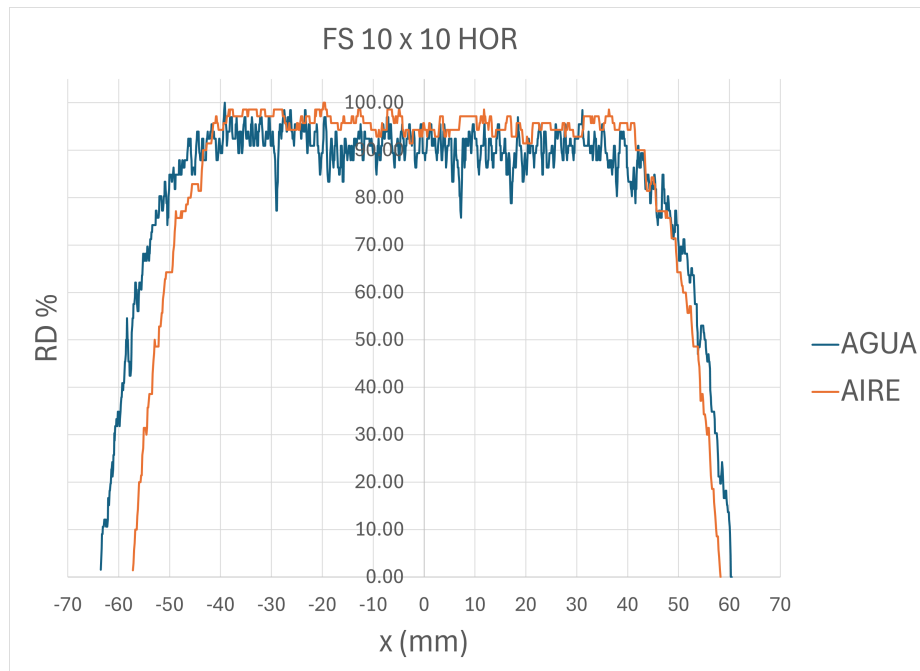


Figura 7.5: Perfil de radiación con FS 10 cm x 10 cm de componente horizontal en diferentes medios

de operaciones del irradiador (usualmente FS 40 cm x 40 cm). En este caso, el valor de planitud para el perfil de radiación de Figura 7.2 de la componente horizontal evidencia una magnitud del 2.98 %, mientras

que para el caso de la componente vertical la planitud calculada es de 3.18 %. Debido a que la finalidad del irradiador está exclusivamente destinada a la calibración de cámaras de ionización, los rangos de planitud son aceptados y no representan una limitación significativa, siempre que la reproducibilidad del campo se mantenga constante y se realice un control periódico de calidad que garantice su estabilidad.

En cuanto a la simetría para el perfil presentado en 7.2, los valores obtenidos para el campo de FS 10 cm x 10 cm fueron de 2.96 % para la componente horizontal y de 0.50 % para la componente vertical. De acuerdo con los criterios establecidos por organismos internacionales como la IAEA [OIEA, 2005], se recomienda que la simetría no exceda el 3 % en condiciones de referencia. Ambos resultados se encuentran dentro del rango aceptable, destacando especialmente el valor obtenido en la componente vertical, el cual refleja una excelente uniformidad del campo respecto a su eje central. Estos resultados respaldan la calidad y estabilidad del haz proporcionado por el irradiador, lo cual es fundamental para garantizar la trazabilidad y exactitud en los procedimientos de calibración dosimétrica para las cámaras de ionización.

Cuadro 7.2: Parámetros de planitud y simetría de perfil radiométrico con FS de 10 cm x 10 cm

	HOR	VER
F	2.98 %	3.18 %
S	2.96 %	0.50 %

7.1.4. Verificación de homogeneidad entre LF y RF

Las Figuras 7.6 y 7.7 evidencian la comparación de perfiles entre el campo luminoso proveniente del irradiador y campo de radiación para una configuración FS 10 cm x 10 cm a SSD = 100 cm. Para ambos casos, el perfil de radiación evidencia una extensión más prolongada en la anchura del perfil en comparación al ancho del perfil obtenido a partir del campo luminoso. Esto refuerza el hecho previamente establecido donde el campo de radiación otorgado por el irradiador es más ancho que aquel presentado por el sistema luminoso del equipo. Esto se debe principalmente a la ley de inverso cuadrado que hace que los haces de radiación divergan más allá del isocentro y el campo esperado a partir de la configuración de los colimadores; los cuáles afectan la trayectoria de los fotones emergentes de la fuente de ^{60}Co y son un factor contribuyente a la dispersión de fotones y, por ende, de radiación.

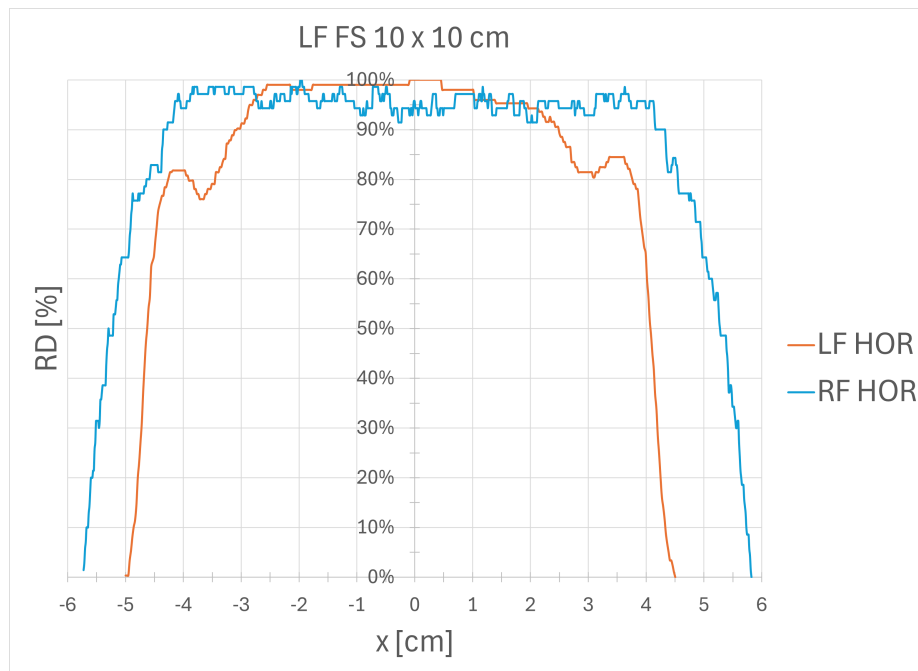


Figura 7.6: Perfiles de campo lumínico y de radiación FS 10 cm x 10 cm - Horizontal

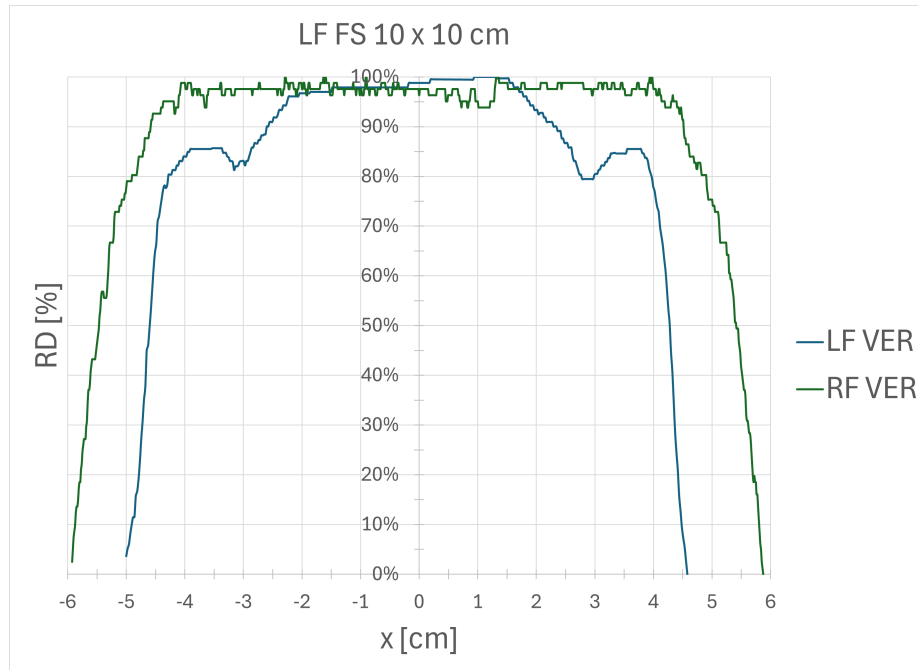


Figura 7.7: Perfiles de campo lumínico y de radiación FS 10 cm x 10 cm - Vertical

$X_{virtual} [cm]$	$\Delta X_{virtual} [cm]$
4.1156	0.2322

Cuadro 7.3: Posición virtual de la fuente de ^{60}Co

7.2. Posición virtual de la fuente

La Figura 7.8 evidencia gráficamente los valores de $\frac{1}{\sqrt{M}}$ contra la distancia nominal entre la fuente y la cámara de ionización en ionizaciones realizadas en aire. Según la literatura consultada, la tendencia de dichas magnitudes debe evidenciar linealidad para asegurar y verificar la posición virtual de la fuente. Para el irradiador G - 100 de alta tasa, la tendencia entre $\frac{1}{\sqrt{M}}$ contra la distancia nominal entre la fuente y la cámara denota una tendencia lineal. El valor calculado a partir de la línea de tendencia de las magnitudes previamente descritas para la posición virtual de la fuente se evidencia a través de Cuadro 7.3.

Para lograr evidenciar la importancia en el cálculo de la posición virtual de la fuente, se decidió verificar el comportamiento evidenciado en las lecturas de carga brutas provenientes de la cámara de ionización durante la exposición a la radiación con el aire como medio. Estas lecturas deben regirse por la ley de inverso cuadrado de modo que decaigan inversamente proporcional al cuadrado de la distancia nominal entre la fuente y la cámara. A través de Figura 7.9 se presentan dos tendencias ligadas a las lecturas brutas contra la distancia nominal. La línea de tendencia azulada presenta los datos de lectura de carga bruta y distancia nominal sin la corrección (S/C) en la distancia debido a la posición virtual de la fuente; nótese que la línea de tendencia presentada para dichas magnitudes evidencia un parámetro de decaimiento potencial del orden -2.079 , aproximadamente un 4% de sobrevaloración sobre el valor esperado. Nótese que el valor no es aquel esperado por la ley de inverso cuadrado; a diferencia de la línea de tendencia anaranjada que presenta los mismos datos, pero con la corrección efectuada sobre la distancia nominal entre la cámara y la fuente de ^{60}Co tomando en cuenta la posición de la fuente virtual del irradiador. Dicha tendencia corregida indica un parámetro de decaimiento potencial del orden esperado de inverso cuadrado.

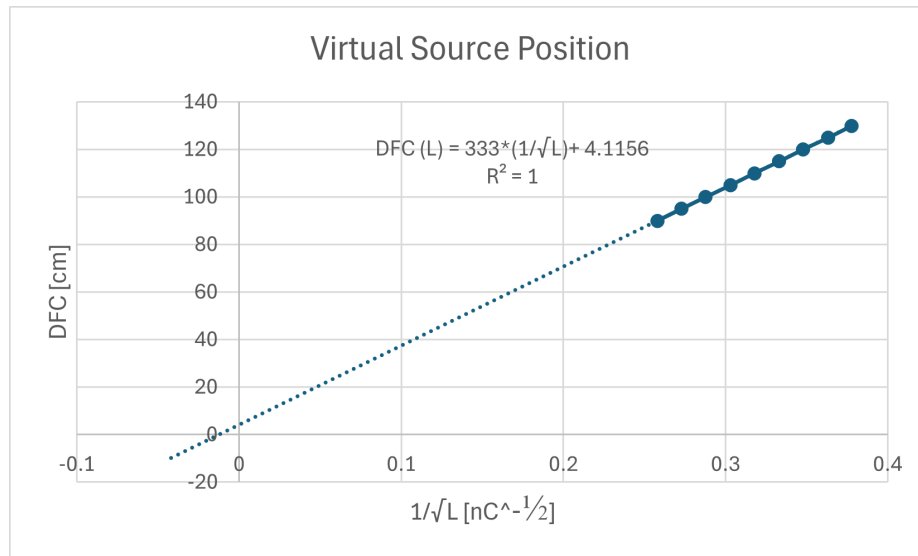


Figura 7.8: $\frac{1}{\sqrt{M}}$ contra DFC

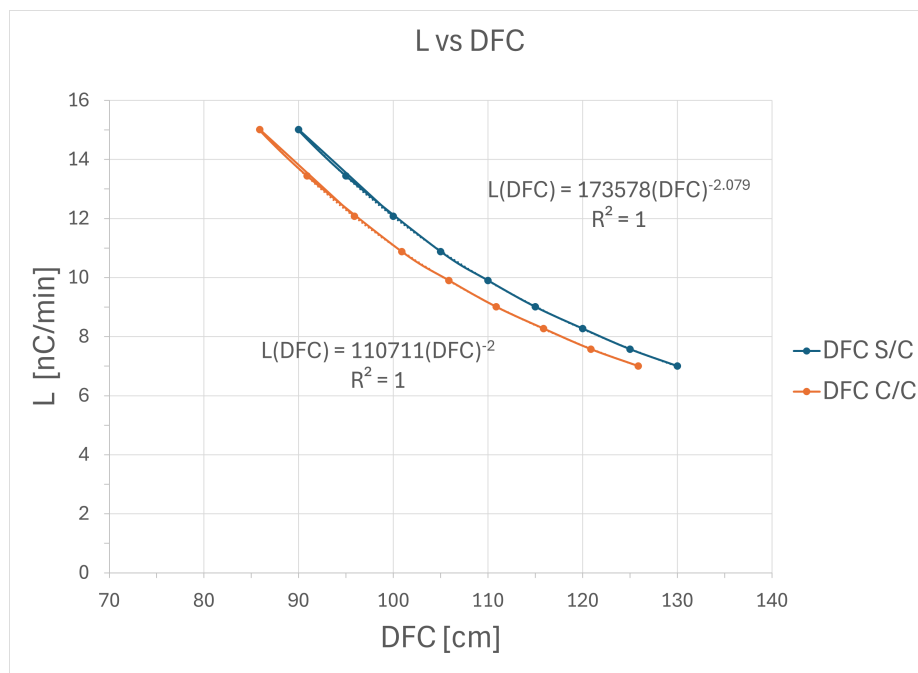


Figura 7.9: Lectura bruta de carga en CI contra DFC

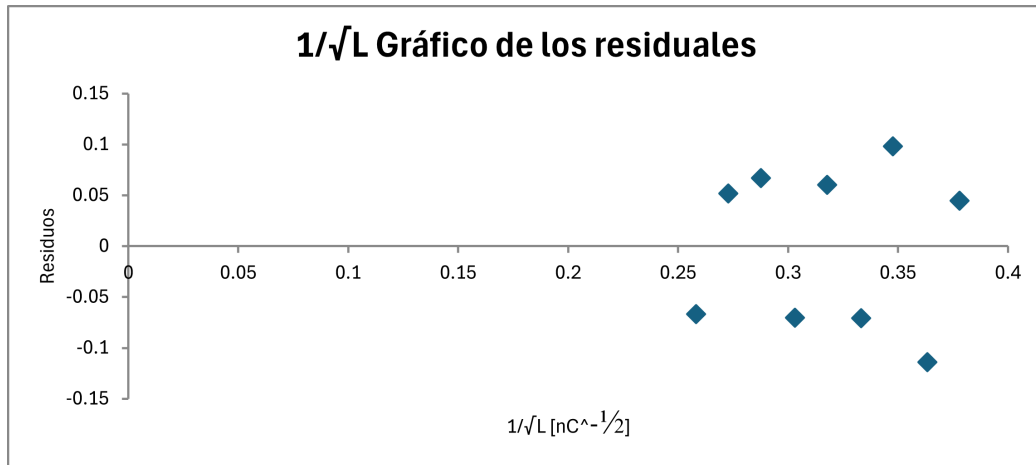


Figura 7.10: Gráfico de residuales - Posición virtual

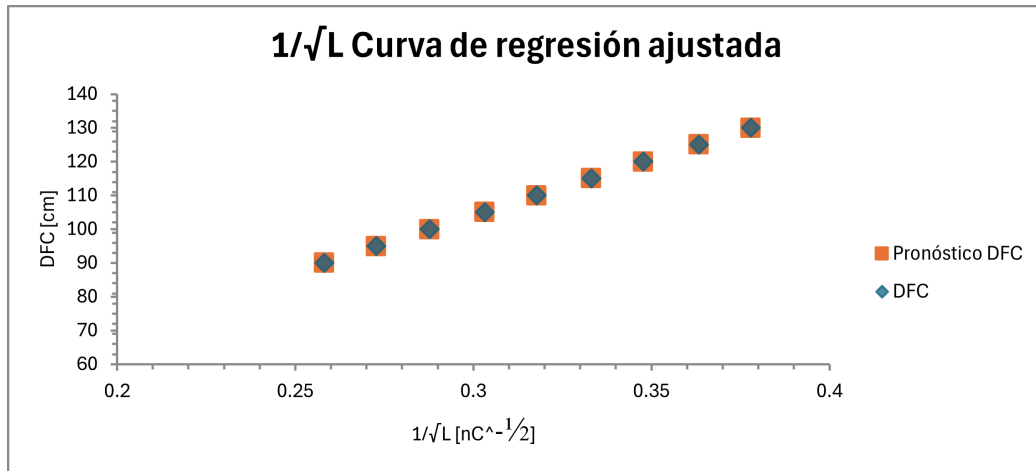


Figura 7.11: Curva de regresión ajustada - Posición virtual

7.2.1. Análisis de residuos - Posición virtual de la fuente

A continuación se presenta el análisis residual de la tendencia lineal presentada en Figura 7.8. La Figura 7.10 presenta los residuos de la magnitud dependiente ($1/\sqrt{L}$) calculados a partir de la tendencia lineal computada por mínimos cuadrados en el software de análisis. Nótese que los residuos son independientes y se ubican distribuidos alrededor del cero.

La Figura 7.11 presenta las magnitudes de la distancia nominal fuente-cámara de ionización contra el inverso de la raíz de la lectura bruta de carga L . En el se presentan dos series de datos, una obtenida a través del procesamiento de datos experimentales de las magnitudes previamente descritas (rumbos azules) y una obtenida a partir de la regresión calculada por mínimos cuadrados (cuadros anaranjados). Nótese que la diferencia entre los datos experimentales y los calculados por la regresión obtenida es insignificante y evidencian un alto grado de ajuste. Por último, para lograr confirmar la linealidad en la regresión calculada en 7.8 para el cálculo de la posición virtual de la fuente se analiza la normalidad de los datos recopilados. Para ello, la Figura 7.12 presenta el gráfico de probabilidad de los datos; donde, gracias a la distribución de las magnitudes de la distancia nominal fuente-cámara evidencian la tendencia lineal esperada en datos con normalidad.

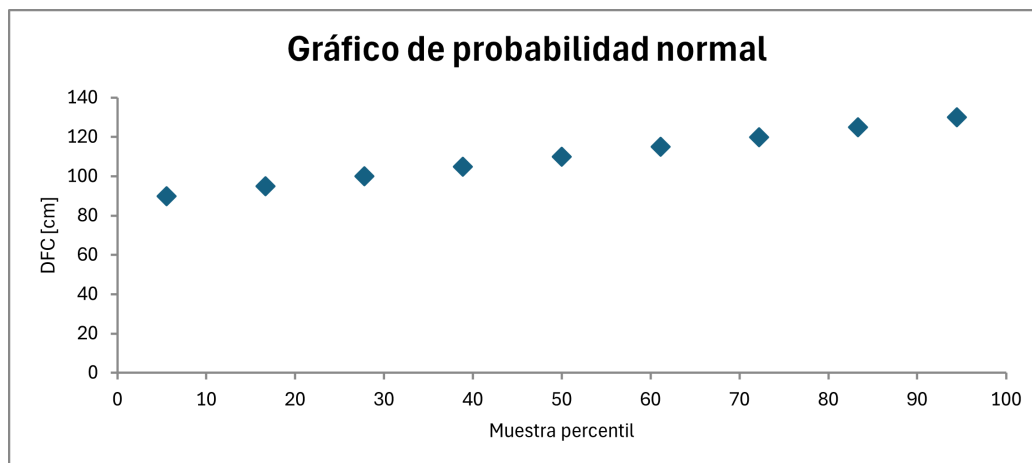


Figura 7.12: Gráfico de probabilidad normal - Posición virtual

Cuadro 7.4: Collimator Factor (SSD = 95 cm)

A	L [cm]	CF(A, hv)	Δ CF(A, hv)
5 x 5	5	0.9609	0.0002
10 x 10	10	1.0000	0.0000
15 x 15	15	1.0240	0.0002
20 x 20	20	1.0425	0.0001
25 x 25	25	1.0530	0.0001
30 x 30	30	1.0615	0.0001

7.3. Parámetros metrológicos

7.3.1. Collimator Factor (CF)

Como se mencionaba con anterioridad, uno de los parámetros metrológicos de interés es el CF. Esto debido principalmente a que permite indicar el efecto que presenta el colimador ante la dispersión de los fotones provenientes de la fuente y que, además, es un requerimiento para el comisionamiento del irradiador al establecer que el funcionamiento del colimador es correcto y aceptable ante los estándares internacionales como la ISO 17874.

A través de Cuadro 7.4 se presentan los factores de colimación calculados para diversos campos a una distancia SSD = 95 cm de la fuente. Los mismos datos son presentados en Figura 7.13 donde el comportamiento de proporcionalidad directa entre el tamaño del campo y el CF es evidente. La explicación sobre dicha proporcionalidad se logra basar en el área total empleada para las irradiaciones; a mayor tamaño de campo, mayor dispersión de los fotones debido al colimador.

En Cuadro 7.5 se evidencian las tasas de $(K_{aire})_{aire}$ obtenidas el 12/3/2025. Dicha magnitud permite conocer para futuras mediciones el comportamiento actual de la fuente y cómo respaldo de trazabilidad en las mediciones de referencia para el irradiador; permitiendo así establecer la base metrológica de referencia del mismo. Nótese que la correlación entre el tamaño del campo de radiación y la tasa de $(K_{aire})_{aire}$ es directamente proporcional; esto debido a la cantidad de fotones incidentes sobre el punto de interés gracias al tamaño de área configurado para la exposición de la fuente de ^{60}Co .

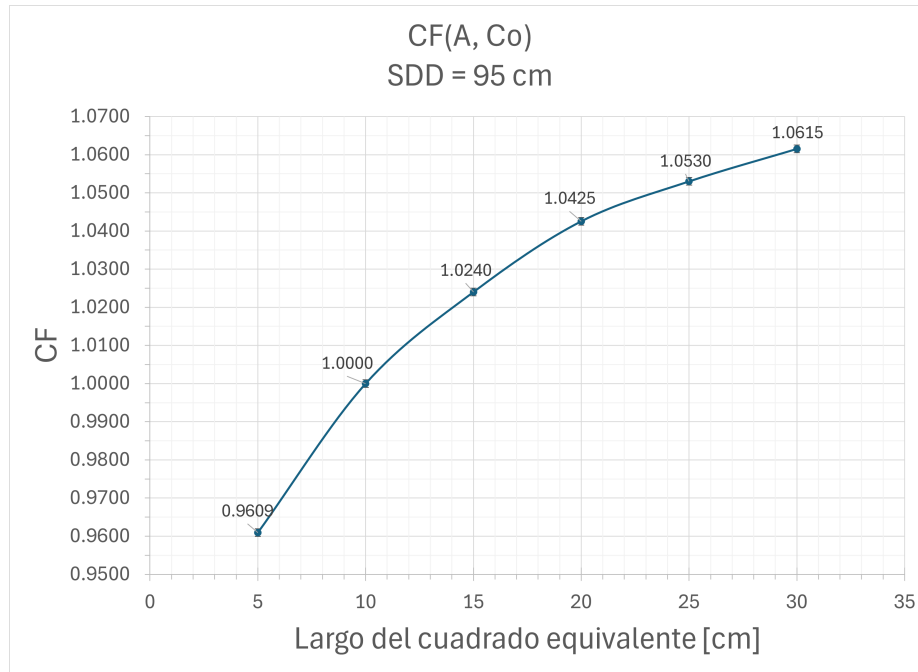


Figura 7.13: CF vs FS a SSD = 95 cm

Cuadro 7.5: $(K_{aire})_{aire}$ de referencia

A	$(K_{air})_{air}$ [mGy/min]	$\Delta(K_{air})_{air}$
10 x 10	-707.97	0.44
5 x 5	-680.31	0.30
15 x 15	-724.96	0.31
20 x 20	-738.09	0.36
25 x 25	-745.49	0.53
30 x 30	-751.52	0.53

ΔK_{aire} es obtenido a partir del error estándar de la media

7.3.2. Scatter Factor (SF)

Cuadro 7.6: PSF, SF, CF experimentales y teóricos - Configuración SSD = 95 cm

A	FS	PSF	SF	CF _{exp}
5	5×5	1.028	0.981	0.961
10	10×10	1.047	0.998	1.000
15	15×15	1.061	1.012	1.024
20	20×20	1.071	1.022	1.043
25	25×25	1.079	1.029	1.053
30	30×30	1.082	1.032	1.062

En Cuadro 7.6 se evidencian los parámetros de interés para el comisionamiento del irradiador G - 100 de alta tasa. Esta sección se centrará para el *Scatter Factor* (SF); pero, es de importancia mencionar que los valores de *PSF* presentados para este cuadro fueron calculados empleando la ecuación 5.30 reacondicionada para *PSF*, con la finalidad de facilitar el cálculo de dicho parámetro para los diferentes campos presentados en el cuadro.

Con anterioridad, se mencionó que el SF es el parámetro que cuantifica el efecto que presenta el fantoma en cuanto a las medidas dosimétricas realizadas en él debido a la dispersión y la retrodispersión de los fotones provenientes de la fuente del irradiador cuando esta se encuentra expuesta.

La Figura 7.14 permite observar el comportamiento del CF, de dispersión en campo debido al fantoma (SF) y del factor de dosis relativa en campo (RDF) para diferentes tamaños de campo bajo una configuración de SSD = 95 cm. Se evidencia un incremento progresivo en los tres factores a medida que aumenta el tamaño del campo, lo cual es consistente con la física del transporte de radiación: al aumentar el área irradiada, se incrementa la contribución de fotones dispersos, tanto dentro como fuera del campo, lo que se refleja en mayores valores de CF y SF.

Particularmente, la curva del RDF muestra un ascenso más pronunciado y notorio que las de CF y SF por separado, lo cual concuerda con la relación teórica establecida por la expresión presentada en 5.23. Esta relación se cumple en la totalidad de los datos analizados, validando la consistencia interna de los factores medidos.

En campos pequeños (5 cm x 5 cm), se observa una menor contribución de dispersión, lo cual se refleja en valores más bajos para todos los factores. Caso contrario ocurre en campos grandes (30 cm x 30 cm), los valores alcanzan su punto máximo: el RDF llega hasta 1.159, mostrando la clara influencia de los componentes dispersos que dominan a medida que se incrementa el área irradiada sobre la cámara de ionización.

7.3.3. Relative Dose Factor (RDF)

El RDF es un parámetro fundamental en dosimetría clínica, ya que cuantifica cómo varía la dosis absorbida en agua en función del tamaño del campo de radiación, tomando como referencia un campo estándar de trabajo (10 cm x 10 cm). Este factor permite corregir las diferencias en entrega de dosis generadas por cambios geométricos, siendo indispensable en el cálculo preciso de la dosis para la calibración de las cámaras de ionización.

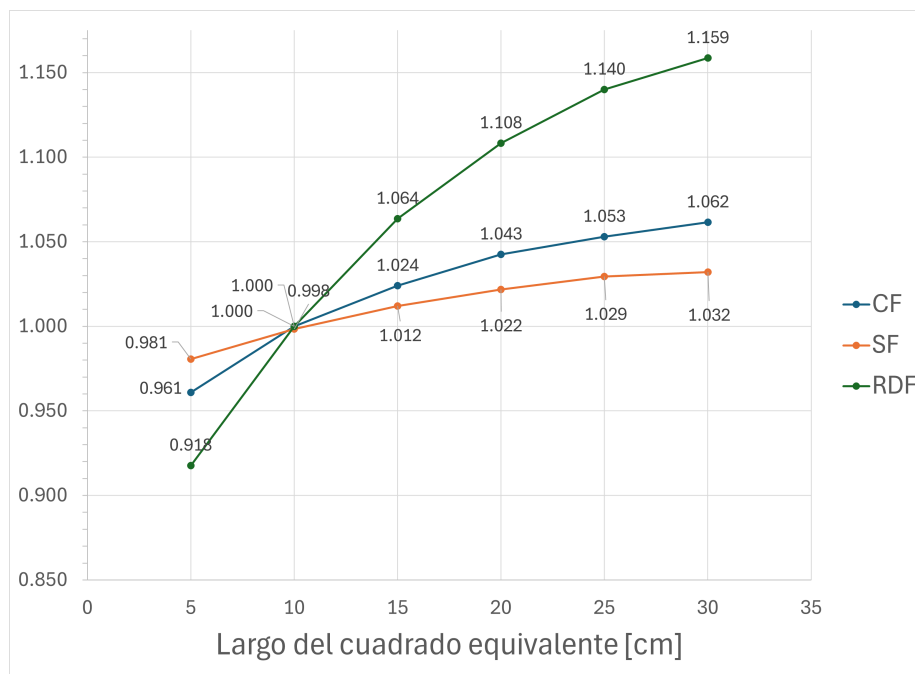


Figura 7.14: CF, SF y RDF - Configuración SSD = 95 cm

Cuadro 7.7: Comparación entre valores experimentales y teóricos del RDF y su error porcentual

FS	RDF_{exp}	ΔRDF_{exp}	RDF_{teo}	% ERROR
5×5	0.9177	0.0001	0.942	-2.6 %
10×10	1.0000	0.0000	0.998	0.2 %
15×15	1.0636	0.0000	1.036	2.6 %
20×20	1.1083	0.0002	1.065	4.0 %
25×25	1.1400	0.0000	1.084	5.2 %
30×30	1.1586	0.0002	1.096	5.8 %

En Cuadro 7.7 se comparan los valores experimentales del RDF con los valores teóricos obtenidos a partir del producto presentado en 5.23. Se observa un aumento de RDF conforme se incrementa el tamaño del campo, desde un valor de 0.9177 para el caso de campo 5 x 5 cm hasta 1.1586 para el campo máximo permitido por el irradiador, 30 × 30 cm. Este comportamiento es físicamente coherente, ya que en campos más grandes se incrementa la cantidad de fotones dispersos que contribuyen a la dosis en el punto de referencia dentro del agua, aumentando así el valor de RDF.

La comparación entre RDF experimental y RDF teórico muestra una diferencia porcentual que oscila entre -2.6 % y 5.8 %. En particular, se observa que para campos pequeños el RDF experimental es menor al teórico, lo cual podría atribuirse a limitaciones en la dispersión lateral del haz debido a que los fotones no logran incidir sobre el lateral del fantoma en su totalidad. Para campos más grandes, el RDF experimental tiende a superar al valor teórico, lo que podría deberse a una mayor contribución de dispersión secundaria no completamente modelada en la expresión teórica.

Nótese que para el caso del campo de trabajo para calibraciones de cámara de ionización el margen de error es mínimo en comparación con las otras configuraciones de campo de irradiación con 0.2 %. Esto refleja que la mejor configuración para los colimadores del irradiador G - 100 en términos de errores sistemáticos y/o aleatorios para uso metrológico es de 10 cm x 10 cm.

7.3.4. *Peak Scatter Factor (PSF)*

El PSF es un parámetro que permite indicar la proporción entre la dosis total en un punto determinado con la dosis a la profundidad de dosis máxima z_{max} de un haz de radiación, indicando la contribución de los fotones dispersados a la dosis total en un punto específico P .

En Cuadro 7.8 se evidencia que el PSF aumenta gradualmente conforme lo hace el tamaño del campo, pasando de 1.028 para 5×5 cm hasta 1.082 para campos de 30×30 cm. Los valores fueron calculados empleando la ecuación 5.30 configurada para el PSF. Este comportamiento es esperado, ya que al incrementarse el área irradiada también lo hace el volumen de material (en este caso, agua) que puede generar fotones secundarios por dispersión, lo cual incrementa la dosis depositada por este mecanismo.

Este parámetro cobra especial relevancia al momento de calcular la dosis en puntos específicos dentro de un procedimiento metrológico (como este es el caso), ya que considera el aporte de la radiación dispersada en el fantoma de agua utilizado. De esta forma, el PSF contribuye a mejorar la precisión dosimétrica.

Además, el PSF es de utilidad para realizar conversiones entre dosis medidas en distintos medios. Específicamente, permite convertir dosis obtenidas en aire a dosis en agua bajo las mismas condiciones geométricas, lo cual es esencial en calibraciones dosimétricas trazables realizadas con cámaras de ionización. De este modo, su correcta determinación aporta a la exactitud en el control de calidad de haces clínicos y al establecimiento de referencias metrológicas confiables.

Cuadro 7.8: PSF en función del tamaño de campo A

FS	PSF
5×5	1.028
10×10	1.047
15×15	1.061
20×20	1.071
25×25	1.079
30×30	1.082

f [cm]	PSF	Δ PSF
95	1.049	0.011
100	1.054	0.001

Cuadro 7.9: *PSF* obtenido a través de montaje experimental

A diferencia del Cuadro 7.8, el Cuadro 7.9 evidencia el valor experimental obtenido para el *PSF* según la definición y el montaje experimental mostrado en la ecuación 5.19 y Figura 5.6 respectivamente para ambas configuraciones de trabajo para realizar calibraciones de cámaras de ionización ($SSD = f = 100$ cm ó $SAD = f = 95$ cm)

A través de 7.15 se presenta el comportamiento gráfico del PSF en función del tamaño de campo de radiación para una configuración $SSD = 95$ cm. Nótese que existe un incremento significativo de la magnitud del PSF a medida que se incrementa el tamaño del campo de radiación A . Este hecho, nuevamente, indica que existe una relación proporcional entre el parámetro PSF y el campo de radiación. Como se discutió con anterioridad, este hecho guarda relación con que a mayor campo de radiación, mayor será la cantidad de fotones incidentes sobre el fantoma y la cámara de ionización; y, por ende, mayor dosis en el punto de interés.

Nótese que el valor del PSF reportado en la literatura es de 1.054. En el presente estudio, se determinó experimentalmente como se muestra en Cuadro 7.9 un valor de 1.049 calculado a partir de la definición establecida por ecuación 5.19 para el irradiador G-100 bajo un campo de trabajo de 10×10 cm para una configuración $SSD = 95$ cm. No obstante, al calcular la incertidumbre total mediante el análisis del diferencial total de la función del PSF, se estableció que el valor experimental corresponde a 1.049 ± 0.011 con un margen de error relativo del 0.01%. Este intervalo de incertidumbre incluye al valor teórico reportado,

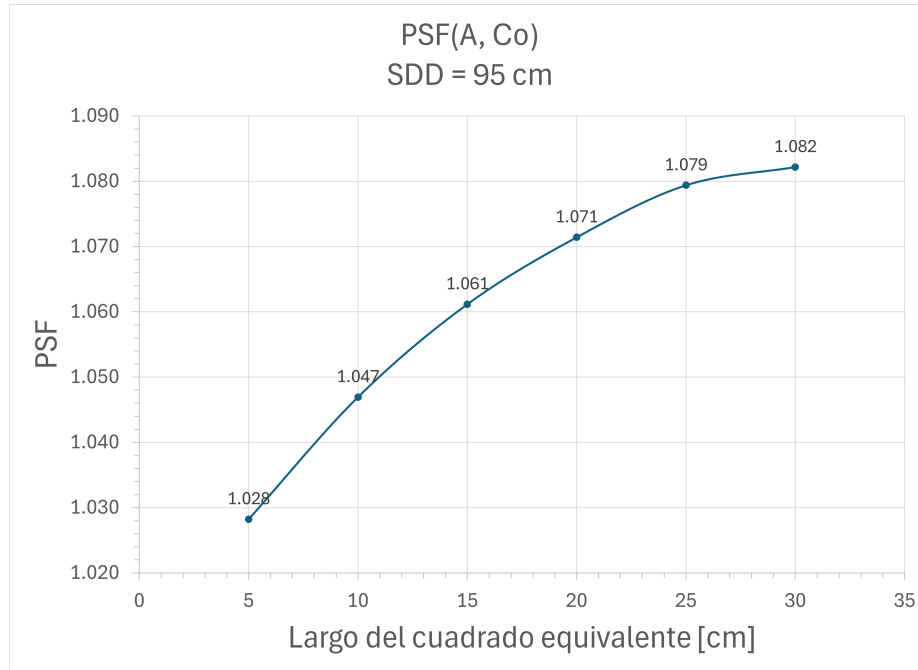


Figura 7.15: $PSF(A, {}^{60}Co)$ a $SDD = 95$ cm

lo que indica una consistencia entre el valor experimental y la referencia bibliográfica, dentro de los márgenes aceptables de error metrológico; donde además el valor presenta concordancia con el valor calculado empleando la ecuación 5.30 con una diferencia del 0.2%.

Para el caso de la configuración $SDD = 100$ cm el valor experiemetal calculado para el PSF es 1.052 ± 0.001 . La magnitud presentada presenta un error del -0.2% con respecto al valor teórico obtenido de la literatura. Este hecho evidencia que existe un buen grado de concordancia entre el valor experimental y el valor teórico, lo cual valida tanto el procedimiento experimental como los supuestos empleados en el análisis para el cálculo del PSF empleando la geometría presentada en Figura 5.6.

Para ambos casos en el cálculo experimental del PSF se emplearon dosis en una pequeña masa de agua en aire y dosis absorbida en agua como lo indica la definición del PSF 5.19. No obstante, las lecturas obtenidas para cada uno de los casos no fueron realizadas el mismo día de experimentación. Entre las lecturas realizadas en aire y agua el tiempo máximo entre cada una de las irradiaciones fue de 42 días; tiempo considerado para tomar en cuenta el decaimiento radiactivo en la actividad de la fuente de ${}^{60}Co$. Para ello se empleó la ecuación presentada en 5.1 para lograr calcular el efecto que tuvo el decaimiento radiactivo sobre las tasas de KERMA en aire y dosis absorbida en agua en el cálculo para el PSF.

7.3.5. *Tissue-Phantom Ratio (TPR)*

El TPR muestra en función de la profundidad z el efecto que presenta la dosis absorbida en agua empleando el fantoma de agua. El parámetro permite caracterizar el comportamiento del haz de radiación dentro del fantoma de agua si la variabilidad proviene de la profundidad a la cual se coloca la cámara de ionización. Para este caso, Cuadro 7.10 presenta el valor experimental obtenido para el TPR, así como del valor de contraste teórico empleado. El valor experimental reportado evidencia un margen de error del +1% con respecto al valor obtenido a partir de la literatura especializada.

TPR_{20,10}	EXP	TEO	%ERROR
	0.574	0.568	+1 %

Cuadro 7.10: TPR a profundidades de 20 y 10 cm en fantoma de agua

z	TMR
10	0.64
5	0.81
20	0.37
0.5	1.00

Cuadro 7.11: TMR para distintos valores de profundidad z

7.3.6. *Tissue-Air Ratio (TAR)*

A partir del Cuadro 7.12 se muestra una comparación entre el valor experimental y el valor teórico del TAR. El valor experimental obtenido fue de 0.9197 ± 0.0002 , mientras que el valor teórico reportado es de 0.9210. La diferencia relativa entre ambos se cuantifica mediante el porcentaje de error, que en este caso es de -0.14 %.

Este pequeño error indica una excelente concordancia entre el experimento y la teoría respaldada para la obtención del TAR; parámetro que como se indicaba con anterioridad permite comprobar que la fuente radiactiva encapsulada dentro del irradiador corresponde al radioisótopo ^{60}Co .

TAR_{exp}	TAR_{teo}	%ERROR
0.9197 ± 0.0002	0.9210	-0.14 %

Cuadro 7.12: Comparación entre el valor experimental y teórico del TAR.

7.3.7. *Percentage Depth Dose (PDD)*

Uno de los parámetros de suma importancia para el comisionamiento del irradiador G - 100, como se estableció en el cuerpo teórico de este trabajo de investigación, son las distribuciones de dosis con respecto a la profundidad dentro del fantoma de agua. Para lograr caracterizar y conocer el comportamiento metrológico del irradiador, se realizaron dos PDD para las diferentes configuraciones geométricas empleadas para la calibración de cámaras de ionización: $SSD = 95$ cm y $SSD = 100$ cm.

7.3.7.1. *En configuración $SSD = 95$ cm*

La Figura 7.16 presenta el PDD realizada bajo una configuración $SSD = 95$ cm para diferentes profundidades. Nótese que a través del gráfico se presentan dos líneas de tendencia para cada una de las series de datos analizadas. La línea de tendencia azul corresponde a los datos de PDD recopilados a través del fantoma PTW T41023 para 13 diferentes profundidades. El Cuadro 7.13 evidencia las magnitudes obtenidas a través de la ionización de la cámara para el cálculo del PDD empleando el sistema dosimétrico. La otra línea de tendencia (anaranjada) muestra el PDD de los datos obtenidos a partir de una referencia metrológica importante como lo es el *British Journal of Radiology* [British Institute of Radiology, 1996]; esto con la finalidad de contrastar y verificar el fantoma PTW T41023.

Es a partir de la Figura 7.16 que se logra establecer que el fantoma T41023 cumple con los requerimientos para su uso exclusivo en metrología de radiaciones ionizantes y calibraciones de cámaras de ionización; esto debido a que el comportamiento evidenciado a partir del PDD calculado en el fantoma muestra un alto grado de ajuste con los datos empleados como verificación, obtenidos a partir del *British Journal of Radiology*. Nótese que, en la mayoría de los puntos correspondientes a las profundidades establecidas, ambas líneas de tendencia —tanto la experimental como la referencial— se superponen o presentan desviaciones mínimas, lo

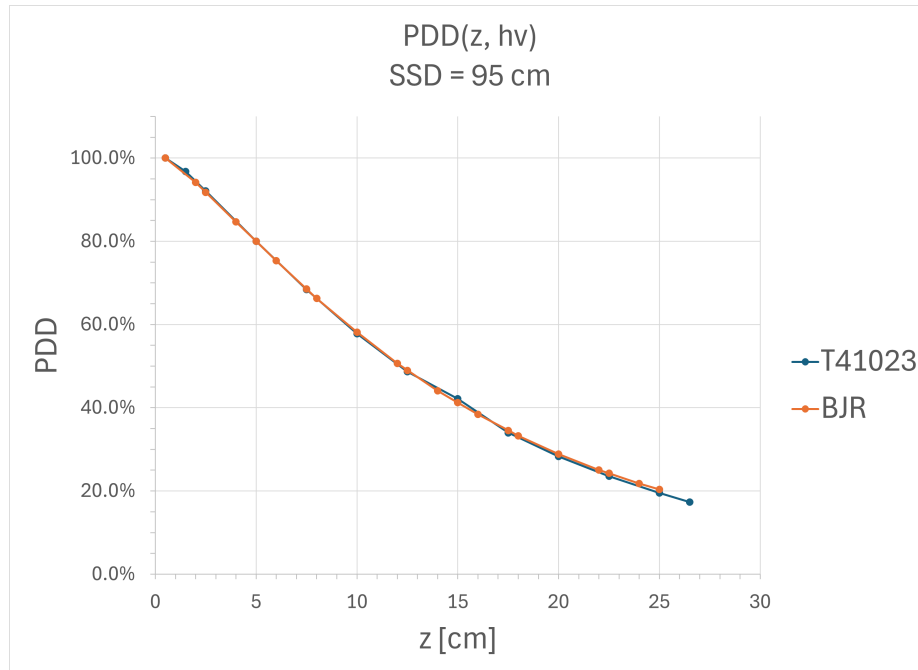


Figura 7.16: PDD para configuración $SSD = 95$ cm

que respalda la confiabilidad del material del fantoma y su geometría para representar condiciones clínicas estandarizadas en dosimetría con la finalidad de lograr prestar servicios de calibración de las cámaras de ionización. Además, a partir del establecimiento del PDD para el irradiador G - 100 se verifica el efecto y el factor de relación de la profundidad y la atenuación debido al medio sobre la dosis absorbida en agua.

Como se estableció en el cuerpo teórico de este trabajo de investigación, los PDD son una herramienta indispensable para la caracterización del irradiador y el comportamiento del haz de radiación proveniente del mismo. Además de fungir como un medio de verificación para el fantoma, a partir del PDD se pueden recopilar magnitudes de alto interés como lo es la dosis máxima a la profundidad z_{max} si se trabaja con las dosis recopiladas a partir de la experimentación. La Figura 7.17 evidencia la región de interés alrededor de la profundidad z_{max} empleando las dosis en agua obtenidas a partir de la experimentación. En ella se encuentran la línea de tendencia obtenida a partir de la profundidad $z = 1.5$ cm (línea sólida azul) y la línea de tendencia extrapolada (línea punteada azul) para profundidades por debajo del valor de profundidad previamente mencionado; esto para lograr ubicar y poder establecer el valor de la dosis de referencia máxima para la profundidad z_{max} debido a que el sistema de posicionamiento milimétrico del fantoma T41023 no permite ubicar la cámara de ionización a 0.5 cm de profundidad con respecto a la cara frontal del mismo. El valor de dosis máxima es calculado a partir de la minimización en el porcentaje de error de las porcentajes de dosis experimentales; esto a partir de contrastar dichos valores con los valores teóricos obtenidos del British Journal of Radiology. El valor de la dosis máxima de referencia en agua se presenta en Cuadro 7.13.

El Cuadro 7.13 presenta los valores de dosis de referencia en agua, el porcentaje de dosis y margen de error experimentales para diferentes profundidades obtenidos para la generación del PDD presentado en Figura 7.16. Para el caso de la dosis de ingreso ($z = 0$ cm) se emplea el porcentaje dosis establecido según la literatura como se discutió con anterioridad.

En Cuadro 7.14 se presentan los porcentajes de dosis para diferentes profundidades obtenidos a través de [British Institute of Radiology, 1996]. Estos valores se presentan para las configuraciones $SSD f = 80, 95$ y 100 cm. Es importante mencionar que en la referencia consultada los porcentajes presentados únicamente son para las geometrías $f = 80$ y 100 cm; para el caso de los valores presentados para $f = 95$ cm se obtuvieron a partir de la interpolación lineal de los valores conocidos para las geometrías $f = 80$ y 100 cm.

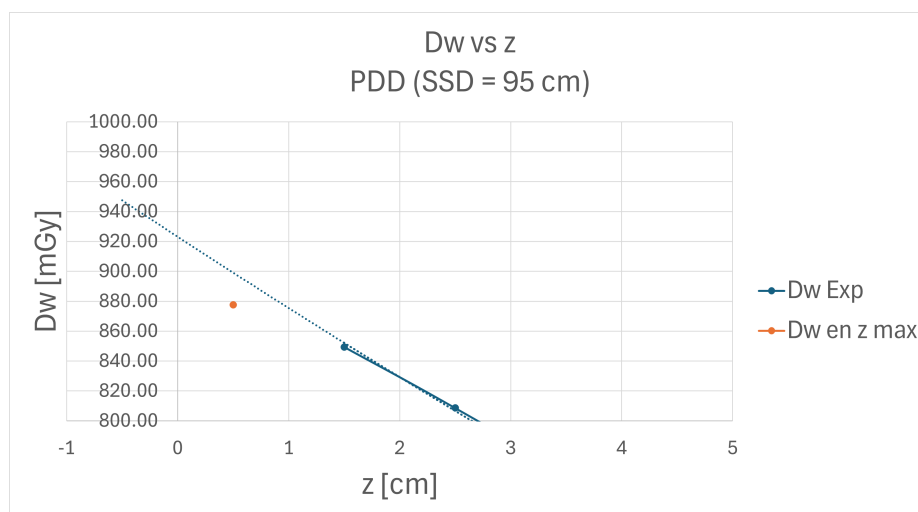


Figura 7.17: Dosis máxima de referencia en profundidad en fantoma de agua

No.	z [cm]	D_w [mGy]	PDD	% ERROR
1	0.0	—	0.300	—
2	0.5	877.65	1.000	0.00
3	1.5	849.43	0.968	—
4	2.5	808.61	0.921	0.38
5	5.0	702.12	0.800	0.00
6	7.5	600.14	0.684	-0.23
7	10.0	507.23	0.578	-0.57
8	12.5	427.21	0.487	-0.62
9	15.0	369.98	0.422	2.29
10	17.5	298.27	0.340	-1.64
11	20.0	248.51	0.283	-1.77
12	22.5	206.46	0.235	-2.92
13	25.0	171.23	0.195	-4.13
14	26.5	152.36	0.174	—

Cuadro 7.13: Dosis de referencia en agua, porcentaje de dosis y error porcentual para diferentes z

z [cm]	80	95	100
0	100.0 %	100.0 %	100.0 %
0.5	93.7 %	94.2 %	94.3 %
2	91.2 %	91.8 %	92.0 %
2.5	88.7 %	89.4 %	89.5 %
4	83.7 %	84.7 %	85.0 %
5	80.0 %	80.0 %	80.4 %
6	73.9 %	75.3 %	75.8 %
7.5	67.0 %	68.5 %	68.5 %
8	64.7 %	66.3 %	66.8 %
10	56.4 %	58.1 %	57.9 %
12	48.3 %	50.6 %	51.2 %
12.5	47.3 %	49.0 %	49.8 %
14	42.6 %	44.1 %	44.6 %
15	39.6 %	41.2 %	41.8 %
16	36.8 %	38.3 %	38.5 %
17.5	33.0 %	34.6 %	35.1 %
20	28.2 %	28.8 %	29.0 %
22	23.7 %	24.1 %	25.5 %
23	22.3 %	22.8 %	24.7 %
24	20.5 %	21.8 %	22.0 %
25	19.5 %	20.4 %	20.8 %
26	17.8 %	18.9 %	19.0 %

Cuadro 7.14: Porcentaje de dosis en profundidad para diferentes distancias fuente-superficie

7.3.7.2. En configuración $SSD = 100$ cm

Para el caso de la configuración $SDD = 100$ cm, la Figura 7.18 presenta el PDD calculado para dicha disposición geométrica del montaje experimental. Al igual que en Figura 7.16, la Figura 7.18 presenta dos líneas de tendencias obtenidas a partir de la normalización de las dosis con respecto a la dosis máxima calculada para la configuración $SDD = 100$ cm. Nótese que para esta configuración, los valores de PDD obtenidos a través del fantoma T41023 presentan una ligera desviación más notoria que aquellos presentados para la configuración $SSD = 95$ cm al ser contrastados con los valores obtenidos a partir de la referencia consultada [British Institute of Radiology, 1996]. No obstante, las desviaciones no evidencian más allá de un margen de error entre el valor calculada y el contrastado de 2%. Además, es más que evidente notar que la curva característica se describe, verificando que el fantoma PTW T41023 puede ser empleado para sobrellevar a cabo tareas metrológicas para la calibración de las cámaras de ionización.

En Cuadro 7.15 se presentan los valores de dosis de referencia en agua, los porcentajes de dosis y los márgenes de error para diversas profundidades z . Nótese que los valores con márgenes de error únicamente son aquellos contrastados con los valores presentados por el Bristish Journal of Radiology; siendo la diferencia máxima de un margen de 2% para la profundidad $z = 20$ cm. A partir de los datos recopilados en Cuadro 7.15 se logra evidenciar que la magnitud de la dosis máxima de referencia para z_{max} es de aproximadamente 806 mGy.

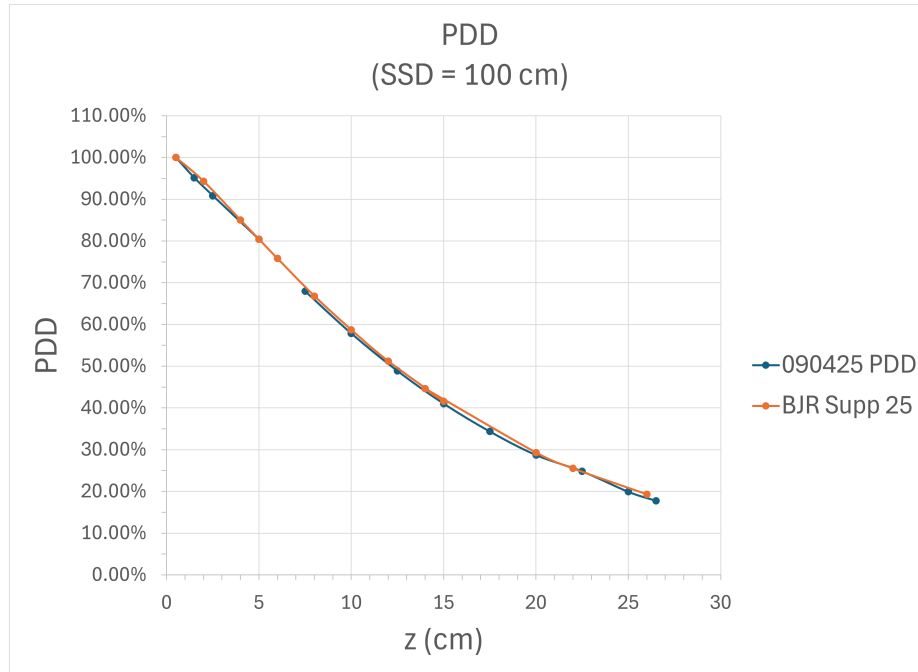


Figura 7.18: PDD para configuración $SSD = 100$ cm

No.	z [cm]	D_w	PDD %	% ERROR
1	0	–	30.00 %	–
2	0.5	806.00	100.00 %	–
3	1.5	766.75	95.13 %	–
4	2.5	732.31	90.86 %	–
5	5	638.89	80.40 %	0 %
6	7.5	547.79	67.96 %	–
7	10	466.27	57.85 %	-1 %
8	12.5	393.87	48.87 %	–
9	15	330.84	41.05 %	-1 %
10	17.5	276.98	34.37 %	–
11	20	231.64	28.74 %	-2 %
12	22.5	200.09	24.83 %	–
13	25	160.63	19.93 %	–
14	26.5	143.33	17.78 %	–

Cuadro 7.15: Distribución PDD, D_w y error porcentual según la profundidad z .

7.4. Dosis entre configuraciones SAD - SSD

Como se estipuló con anterioridad, los parámetros metrológicos permiten calcular dosis en agua para las configuraciones de trabajo SAD a SSD, o viceversa, para la calibración de cámaras de ionización. Para ello, se emplearon los valores experimentales de los parámetros presentados en ecuación 5.33 para el cálculo de una dosis de referencia en agua D_w bajo configuración $SSD = 100$ cm, $z = 5$ cm y $FS = 10$ cm x 10 cm.

El valor obtenido experimentalmente para la dosis de referencia en agua para la configuración $SSD = 100$ cm es $D_w(SSD) = 638.89$ mGy. Empleando la ecuación 5.33 para el cálculo de la dosis en agua para la configuración SAD se logra establecer que la dosis bajo dicha configuración es de $D_w(SAD) = 703.35 \pm 14.53$

mGy. Para verificar el resultado obtenido y la ecuación empleada se obtuvo, a partir del montaje experimental con el fantoma de agua y el sistema dosimétrico, que el valor de la dosis para esa configuración es de $D_{w_{exp}}(SAD) = 702.12$ mGy. Al contrastar el valor experimental con el obtenido a partir de la ecuación 5.33 se logró obtener un margen de error del 0.18 % para el valor calculado a partir del modelo empleado; donde el valor para la dosis obtenido experimentalmente a partir del fantoma queda dentro del rango evidenciado por la ecuación 5.33 y su respectivo diferencial total para la magnitud de la incertidumbre. Este hecho valida no solamente la ecuación 5.33, sino también los diversos parámetros metrológicos calculados a partir del comisionamiento del irradiador G - 100.

Cuadro 7.16: Parámetros y dosis en geometrías SAD - SSD

SAD $D(z, FS, f, Co)$			
Parámetro	Magnitud	Δ	Unidades
$D(5, 10, 95, {}^{60}Co)$	703.35	14.53	mGy/min
$PDD(5, 10, 95, {}^{60}Co)$	0.80000	-	-
$PSF(9.5, {}^{60}Co)$	1.049	0.011	-
$CF(9.5, {}^{60}Co)$	0.997	0.001	-
$f - X_{VIR}$	90.9124	-	cm
$Z_{m\acute{a}x}$	0.5	-	cm

SSD $D(z, FS, f, Co)$			
Parámetro	Magnitud	Δ	Unidades
$D(5, 10, 100, {}^{60}Co)$	638.89	6.71	mGy/min
$PDD(5, 10, 100, {}^{60}Co)$	0.8040	-	-
$PSF(10, {}^{60}Co)$	1.052	0.001	-
$CF(10, {}^{60}Co)$	1.000	0.001	-
f'	95.9124	-	cm
$Z_{m\acute{a}x}$	0.5	-	cm

El comisionamiento del irradiador G - 100 de Alta tasa para calibraciones nivel radioterapia permitió dar base la línea base metrológica para el reactivamiento del servicio de calibraciones de cámaras de ionización en el LSCD - Guatemala de los Laboratorios Técnicos del MEM. El comisionamiento establece los parámetros clínicos y metrológicos requeridos para asegurar la precisión, exactitud y trazabilidad de las dosis calculadas para las dos geometrías empleadas en la práctica de radioterapia, SSD o SAD.

El comisionamiento del irradiador G - 100 y el proceso de aceptación del mismo otorgan la confianza necesaria en la estabilidad, reproducibilidad y exactitud de su salida dosimétrica. Como resultado, el G - 100 puede ser empleado para la realización de calibraciones de cámaras de ionización con trazabilidad a estándares internacionales. Este paso marca un hito importante en el fortalecimiento de la infraestructura metrológica en radiaciones ionizantes del país, asegurando que las mediciones dosimétricas utilizadas en aplicaciones clínicas cuenten con la calidad y confiabilidad requeridas para salvaguardar la integridad de los pacientes y la efectividad del tratamiento que reciben al tener los haces de radiación provenientes de los LINAC's calibrados.

A través de todo el proceso de experimentación, recopilación y análisis de los datos metrológicos se permitió verificar la homogeneidad, tamaño, planitud y simetría en los campos de luz y radiación del irradiador; determinando, a su vez, la distribución espacial de la radiación mediante los perfiles de dosis relativa obtenidos a través de diferentes metodologías experimentales (cámaras de ionización y radiocrómicos) para asegurar y comparar los resultados obtenidos; y, además, permitió computar los parámetros de verificación requeridos para lograr comisionar el irradiador, permitiendo establecer la línea metrológica base a partir de los mismos y, a su vez, establecer magnitudes de interés como la dosis de referencia en agua y aire de gran importancia en el ámbito metrológico.

Recomendaciones

Si bien es cierto que el comisionamiento permitió establecer toda la base metrológica del irradiador, los procedimientos y metodologías empleadas en la calibración de cámaras de ionización para restablecer el servicio metrológico de calibración se recomienda a los encargados del LSCD - Guatemala efectuar pruebas de control metrológico al irradiador y a los patrones de referencia empleados en los procedimientos de calibración por lo menos una vez al año.

Esta recomendación surge en respuesta a la necesidad de garantizar la precisión, exactitud y trazabilidad de las mediciones realizadas en el laboratorio, asegurando la reproducibilidad y calidad en el haz de radiación proveniente del irradiador para su uso en la calibración de las cámaras de ionización empleadas en los tratamiento de radioterapia. La implementación periódica de pruebas de control metrológico permitirá detectar posibles desviaciones, prevenir errores sistemáticos, fortalecer la calidad del servicio ofrecido y el historial dosimétrico del irradiador en cuanto a parámetros de interés. Esto con la finalidad de lograr asegurar el cumplimiento con los estándares internacionales de metrología en radiaciones ionizantes y garantizar, a través de análisis rigurosos y estudios metrológicos, que el LSCD - Guatemala es un referente metrológico en materia de radiaciones ionizantes.

Además, se recomienda implementar ejercicios periódicos de intercomparación interna y/o externa con otros laboratorios de calibración, ya sea a nivel regional o internacional. Estas intercomparaciones permiten validar la precisión y exactitud de los procedimientos empleados en la calibración de las cámaras de ionización, evaluar el desempeño metrológico del laboratorio frente a estándares externos y detectar posibles discrepancias que podrían no ser evidentes en los controles rutinarios realizados al irradiador. Participar en este tipo de ejercicios no solo permite fortalecer la confianza en los resultados emitidos por el LSCD - Guatemala, sino que también promueve la mejora continua con altos estándares y consolida su posicionamiento como referente técnico en la región en el ámbito de la metrología en radiaciones ionizantes.

- [ATSDR, 2004] ATSDR (2004). Toxfaqs™ – cobalto (cobalt).
- [Attix, 2004] Attix, F. H. (2004). *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. Wiley-VCH.
- [Braslavsky, 2007] Braslavsky, S. E. (2007). Glossary of terms used in photochemistry, 3rd edition (iupac recommendations 2006). *Pure and Applied Chemistry*, 79(3):293–465.
- [British Institute of Radiology, 1996] British Institute of Radiology (1996). *Central Axis Depth Dose Data for Use in Radiotherapy*, volume 25 of *British Journal of Radiology Supplement*. British Institute of Radiology, London. BJR Supplement 25.
- [Hopewell Designs Incorporation,] Hopewell Designs Incorporation. Gamma irradiator systems.
- [Horton, 2006] Horton, J. L. (2006). Rev chapter 10 acceptance tests and commissioning measurements. Heidelberg, DKFZ.
- [Hoyos Serrano, 2013] Hoyos Serrano, Maddelainne y Flores Patty, L. P. (2013). Tipos de Radiación, Aplicaciones, Beneficios y Riesgos. *Revista de Actualización Clínica Investiga*, 37:1798 – 1803.
- [Instituto Nacional del Cáncer, 2019] Instituto Nacional del Cáncer (2019). Radiación. 20, 2025.
- [International Union of Pure and Applied Chemistry (IUPAC), 2025] International Union of Pure and Applied Chemistry (IUPAC) (2025). photon fluence rate.
- [Johns, 1983] Johns, H. E. y Cunningham, J. R. (1983). The physics of radiology. page 243.
- [Memon et al., 2015] Memon, S. A., Laghari, N. A., Mangi, F. H., Ahmad, F., Hussain, M. M., Palijo, S., Jhatyal, N., and Adeel, A. (2015). Analysis and verification of percent depth dose and tissue maximum ratio for co-60 gamma ray beam. *Worl App Sci J*, 33(1):109–13.
- [NIST, 2009] NIST (2009). X-ray mass attenuation coefficients - table 4.
- [OIEA, 2001] OIEA (2001). Intercomparison for direct absorbed dose to water calibration factors. Technical report.
- [OIEA, 2005] OIEA (2005). *Radiation Oncology Physics*. Non-serial Publications. OIEA, Vienna.
- [OIEA, 2018] OIEA (2018). *Carta de la Red de Laboratorios Secundarios de Calibración Dosimétrica (SSDL)*. OIEA, segunda edition.

- [Piñeiro, 2000] Piñeiro, M. M. (2000). *Metrología*. Universidad de Oviedo.
- [Podgorsak, 2006] Podgorsak, E. B. (2006). Rev chapter 06 photon beam. Montreal, McGill University.
- [PTW-Freiburg, 2020] PTW-Freiburg (2020). *Farmer® Chamber Type 30013: Waterproof therapy chamber for reference dosimetry in high-energy photon, electron and proton beams*. PTW-Freiburg. Documentación técnica, Ref. bk_20.pdf.
- [PTW-The Dosimetry Company, 2025] PTW-The Dosimetry Company (2025). Farmer ionization chamber 30013 (waterproof).
- [Roesch, 1958] Roesch, W. C. (1958). Dose for nonelectronic equilibrium conditions. *Radiation Research*. doi:10.2307/3570766.
- [Solis A, 2015] Solis A, N. A. y. S. (2015). Development of an analytical model for the determination of ^{60}Co in aqueous samples by atomic absorption and gamma spectrometry techniques.
- [Tovar M and Vergara M., 2004] Tovar M, V.M. y Alvarez R., J. M. O. V. and Vergara M., F. y Anaya M., R. y. C. A. J. y. S. L. B. (2004). Dosimetry through the secondary laboratory of dosimetric calibration of Mexico.
- [Vidimari,] Vidimari, R. Relative dosimetry: output factors, profiles, penumbra and depth functions. Azienda Sanitaria Universitaria Integrata di Trieste.

11.1. Fantoma para calibración de Sistema de Guías Láser

El fantoma para calibración de sistema de posicionamiento láser es un herramienta auxiliar para la verificación geométrica y visual del Sistema de posicionamiento láser empleada durante los procedimientos de calibración dosimétrica con el irradiador de alta tasa G 100. Su función principal es proyectar sobre el plano de trabajo una representación visible del campo de irradiación proporcionado por el sistema de colimación, permitiendo asegurar la correcta alineación del detector y el cumplimiento de la configuración geométrica experimental establecida tomando en cuenta las dimensiones del fantoma PTW T41023.

El fantoma también permite realizar la calibración precisa de los láseres utilizados en el posicionamiento de cámaras de ionización, a través de las referencias físicas visibles y marcas grabadas sobre superficies de acrílico realizadas. Su estructura cuenta con líneas guía que sirven como apoyo visual para validar la alineación del fantoma, el centrado de la cámara de ionización sobre el eje del haz, y la correcta distancia fuente-superficie (SSD) o fuente-detector (SAD).

En las siguientes subsecciones se describen los detalles de diseño, modelaje, materiales y fabricación del sistema, así como su implementación y uso en el LSCD-Guatemala.

11.1.1. Diseño y modelaje

11.1.1.1. Fantoma para calibración de sistema de posicionamiento láser

Las caras del fantoma para calibración de sistema de posicionamiento láser fueron diseñadas a través del software *Inkscape*, un editor de gráficos vectoriales libres.

La cara frontal (11.1) es una plancha de acrílico lechoso de 30 x 30 cm para simular la cara frontal del fantoma PTW T41023 empleado durante el proceso de comisionamiento del irradiador. El diseño emplea líneas grabadas sobre la plancha de acrílico para facilitar la alineación de los láseres frontales

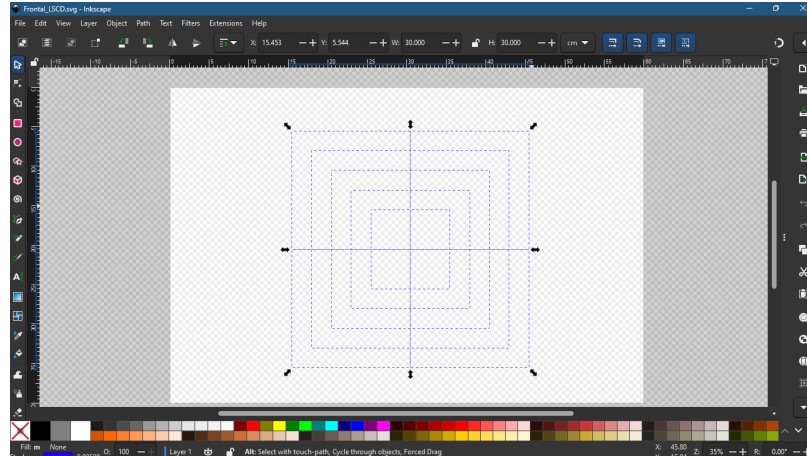


Figura 11.1: Diseño cara frontal fantoma para calibración de sistema de posicionamiento en Inkscape

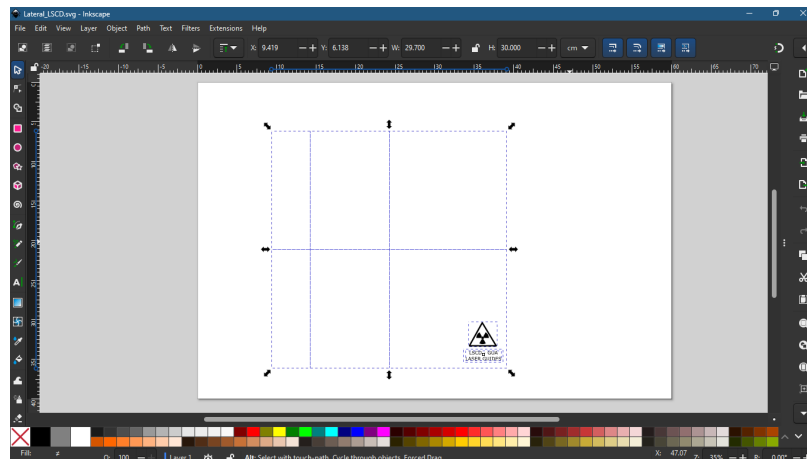


Figura 11.2: Diseño cara lateral fantoma para calibración de sistema de posicionamiento en Inkscape

con la apertura del irradiador, así como cuadrados grabados para verificar y contrastar los diversos campos de luz provenientes del irradiador: 10 x 10 cm, 15 x 15 cm, 20 x 20, 25 x 25 cm.

La cara lateral (11.2), de manera similar a su contraparte frontal, cuenta con líneas grabadas sobre el acrílico para facilitar la calibración y posicionamiento del láser lateral. Además, cuenta con una tercera línea vertical grabada ubicada a 5 cm de la cara frontal para facilitar el posicionamiento del carrito en una configuración SAD.

11.1.1.2. Escuadras y soporte de fantoma para calibración de sistema de posicionamiento láser

Para el ensamblaje del fantoma se diseñaron y fabricaron escuadras de 90° con un encaminamiento de 2 mm justo al centro para facilitar la colocación de las planchas de acrílico. Tanto las escuadras como las bases del fantoma fueron diseñadas en *Tinkercad* y posicionadas para su impresión empleando el software *Ultimaker Cura* 11.3.

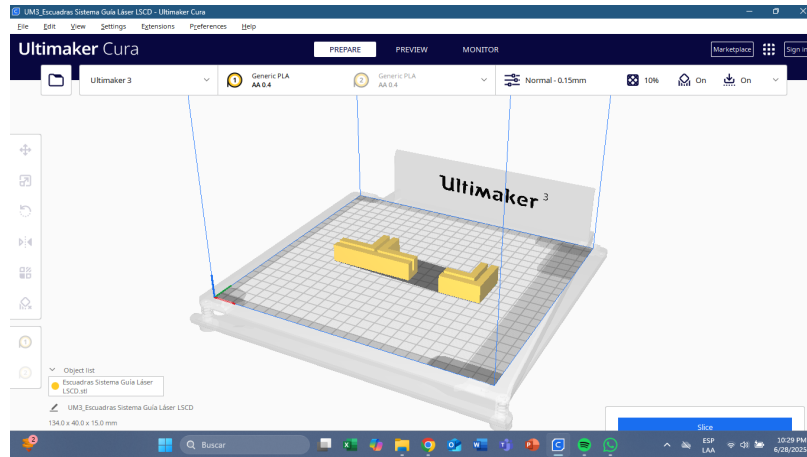


Figura 11.3: Previsualización de impresión 3D para escuadras en Ultimaker Cura

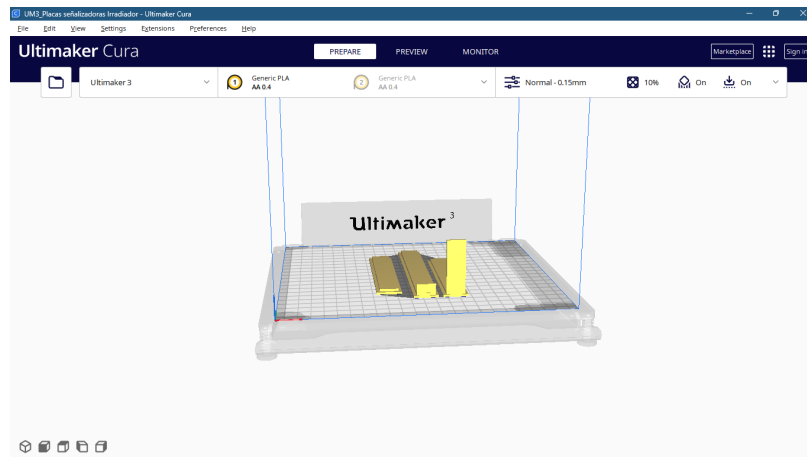


Figura 11.4: Previsualización de placas señalizadoras en *Ultimaker Cura*

11.1.1.3. Placas señalizadoras

Otro de los componentes del Sistema de Guías Láser son las placas señalizadoras fabricadas para su colocación sobre el irradiador G - 100. Estas permiten la visualización del láser frontal para verificar el centrado de la cámara de ionización en el isocentro del campo proveniente del irradiador. Estas fueron diseñadas empleando modelaje 3D en el software *Tinkercad* para su posterior impresión empleando el software *Ultimaker Cura* (11.4).

Originalmente, el irradiador G - 100 contaba con aberturas que impedían visualizar correctamente el láser frontal; las placas señalizadoras facilitaban una solución funcional para cubrir las aberturas sin comprometer la estructura del irradiador ni la instalación del sistema del láser frontal (11.5).

11.1.2. Materiales y fabricación

11.1.2.1. Materiales

En la elaboración del fantoma para calibración del Sistema de Guías Láser se emplearon materiales de bajo costo para asegurar la reproducibilidad de la herramienta. La estructura del fantoma fue

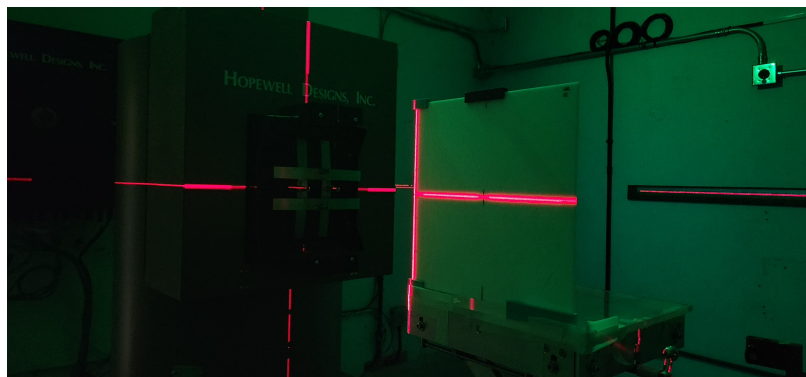


Figura 11.5: Placas señalizadores sobre irradiador G - 100

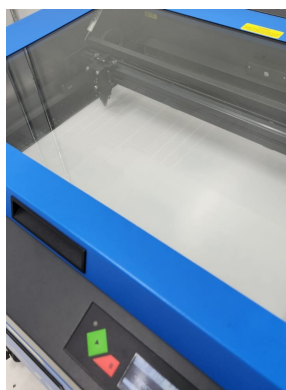


Figura 11.6: Proceso de cortado y grabado de cara frontal para fantoma en PLS 4.75

fabricado con acrílico lechoso de 2 mm de ancho para asegurar la correcta visibilidad de los campos de luz provenientes del irradiador y los láseres frontales y laterales una vez la luz incida sobre la cara de la herramienta.

Para las escuadras de unión se empleó PLA, un filamento basado en ácido poliláctico diseñado para su uso en impresiones 3D.

11.1.2.2. Fabricación

Para la fabricación del Sistema de Guías Láser se emplearon equipos adecuados para cada una de las estructuras que conforman la herramienta. En el caso de la estructura del fantoma se emplearon cortadoras láser de CO_2 de la marca Universal Laser Systems a través de su modelo PLS 4.75 para cortar y grabar sobre planchas de acrílico de 60 x 40 cm (11.6). Para el caso de las escuadras y los soportes de la base del fantoma se emplearon impresoras Ultimaker serie 3 (11.7).

11.1.3. Uso en LSCD - Guatemala

El Sistema de Guías Láser es una herramienta fundamental empleada en la verificación y aseguramiento de la geometría de campo durante procedimientos de calibración dosimétrica al facilitar el montaje experimental en el LSCD - Guatemala. Su implementación permite una referencia visual precisa y confiable del campo de irradiación definido por el sistema de colimación y luminancia que otorga el irradiador G - 100.

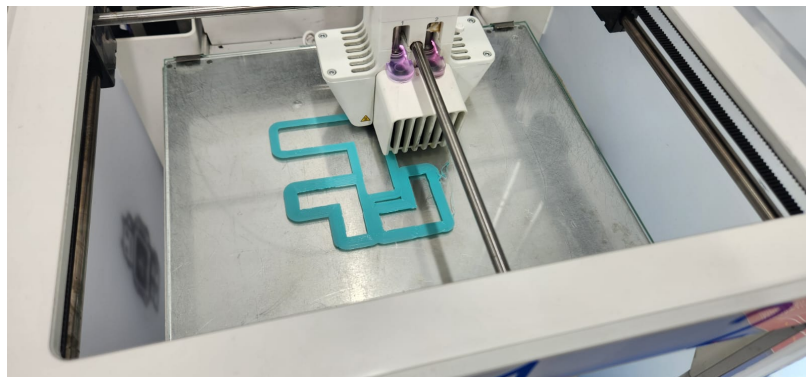


Figura 11.7: Impresión de escuadras y soportes en impresoras 3D Ultimaker serie 3

Uno de los principales usos de este sistema es la verificación física de los campos de luz. La herramienta facilita la verificación al proyectar sobre la superficie del fantoma los límites del campo de irradiación determinados por los colimadores y el sistema óptico del irradiador. Dicha proyección permite asegurar que el campo de luz corresponde correctamente al campo de radiación a la distancia de interés 11.8.

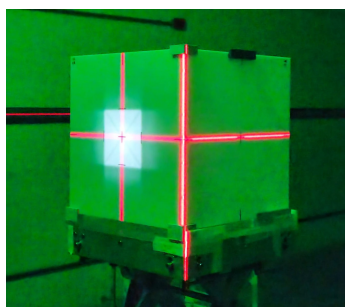


Figura 11.8: Verificación de campo de luz con ayuda del Sistema de Guías Láser

Nota: Nótese que el campo de luz coincide con las marcas establecidas para un campo de 10 x 10 a una distancia SSD

Además, el sistema facilita y permite verificar la calibración de los láseres de alineación, utilizados durante los procesos de calibración de cámaras de ionización. Al emplear las líneas guía proyectadas por los láseres, se garantiza que los detectores se posicionen correctamente sobre el eje central del haz y en la profundidad de referencia establecida 11.9.

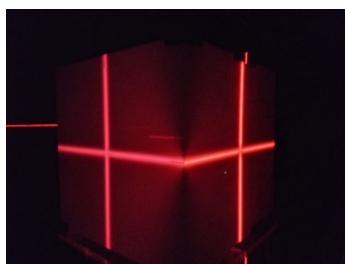


Figura 11.9: Sistema de guías láser para calibración

Nota: Nótese la convergencia de los láseres horizontales frontales con laterales

Otro de sus usos recae sobre las líneas de referencia sobre su estructura del fantoma simulado, las cuales permiten validar visualmente la correcta colocación del fantoma, el centrado del detector

y el cumplimiento de las distancias fuente-superficie (SSD) y fuente-detector (SAD) requeridas en los procedimientos de calibración.

Además, se logró implementar un sistema de montaje para radiocrómicos empleando un acrílico de 3 mm transparente para asegurar el equilibrio electrónico una vez el radiocrómico fuese expuesto a la radiación proveniente del irradiador (11.10).

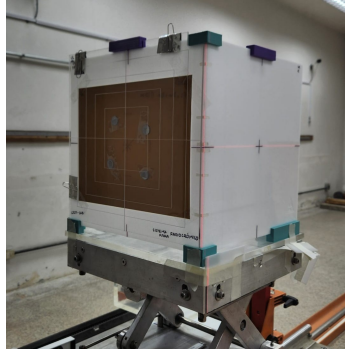


Figura 11.10: Sistema para radiocrómicos

Collimator Factor: Parámetro metrológico que contabiliza el efecto sobre la dosis debido a la dispersión ocasionada por los colimadores de irradiadores a partir de la razón entre dosis en aire para un determinado campo de radiación y la dosis en aire para un campo de radiación de referencia. 14

decaimiento radiactivo: Proceso de desintegración nuclear del núcleo atómico de isótopos inestables por el cual se libera energía en forma de radiación ya sea como partículas u ondas electromagnéticas. 8

dosimetría: Ciencia encargada de medir y calcular las dosis absorbida en tejido debido a la exposición a radiaciones ionizantes. 6

dosis: Medida de exposición que representa la cantidad dada de radiación. 11

fuelle: Cualquier elemento que pueda causar exposición a las radiaciones –por ejemplo, por emisión de radiación ionizante o de sustancias o materiales radiactivos– y que pueda tratarse como un todo a efectos de la protección y la seguridad radiológica. 8

irradiador: Dispositivo compuesto por una fuente radioactiva y su blindaje asociado para realizar tareas de exposición para distintos fines (médicos, industriales, metrológicos, investigativos, entre otros). 6

isotrópicas: Dicho de una fuente donde toda la energía es irradiada de manera uniforme a lo largo de todo el espacio, produciendo la misma razón de fluencia fotónica en todas las direcciones. 10

KERMA: Energía liberada por el haz de rayos gamma por unidad de masa de un material específico en un pequeño volumen irradiado de materia. 10

monoenergéticos: Dicho de una fuente donde todas las partículas o fotones emitidos presentan un único nivel energético. 10

Peak Scatter Factor: Parámetro de relación entre la dosis absorbida en agua y la dosis primaria en aire a la profundidad de dosis máxima ($D_p(z_{max})$) en un fantoma. 14

Phantom Scatter Factor: Véase *Scatter Factor*. 15

- radiocrómico:** Películas de material radiosensible. 34
- radioisótopo:** Isótopo de un elemento que emite radiación ionizante a medida que presenta un decaimiento radiactivo en búsqueda de un estado de mayor estabilidad. 7
- rayos gamma:** Tipo de radiación electromagnética ionizante generada a partir del decaimiento radiactivo de radioisótopos o procesos subatómicos. 8
- Relative Dose Factor:** Parámetro que indica la relación entre la dosis en la profundidad de dosis máxima (z_{max}) para un campo de radiación de área A y la dosis en la profundidad de dosis máxima con un campo de radiación para un campo de radiación de referencia. 15
- Scatter Factor:** Parámetro de relación, entre PSF para un campo de radiación con área delimitada A y PSF para un campo de radiación con área de referencia, que permite contabilizar el efecto que sufre la dosis debido a la dispersión ocasionada. 15
- sistema dosimétrico:** Conjunto de instrumentación empleado en la determinación de dosis absorbidas por exposición a radiaciones ionizantes. 26
- Source to Axis Distance:** Parámetro que indica la distancia entre la fuente y la cámara de ionización en el eje central del campo de radiación dentro del fantoma de material equivalente al tejido humano con la finalidad de simular condiciones clínicas. 28
- Source to Surface Distance:** Parámetro que indica la distancia constante entre la fuente y la superficie del fantoma de material equivalente al tejido humano. 28
- Tissue-Air Ratio:** Parámetro de relación entre la dosis absorbida (o tasa de dosis) a una profundidad dada en un fantoma de material equivalente a tejido y la dosis en el aire (o tasa de dosis) en el mismo punto con una condición mínima de dispersión (lecturas en aire). 18
- Tissue-Phantom Ratio:** Relación entre la dosis de radiación (o tasa de dosis) medida a una profundidad específica dentro de un fantoma y la dosis (o tasa de dosis) a una profundidad de referencia, con ambas mediciones tomadas a la misma distancia de fuente a detector. 20

CAPÍTULO 13

Lista de símbolos

A Área; tamaño de campo

$PDD(z)$ Percentage Depth Dose a z cm de profundidad en agua con campo 10×10 cm²

CI Cámara de ionización

C Coulomb (Unidad SI para carga eléctrica)

Co^{60} Cobalto-60

β Partícula beta

γ Rayo gamma

TMR Tissue

TAR *Tissue-Air Ratio*

TAR_{exp} Tissue-Air Ratio experimental

TAR_{teo} Tissue-Air Ratio teórico

TPR *Tissue-Phantom Ratio*

$TPR_{20,10}$ Ratio of Tissue-Phantom a profundidades de 20 cm y 10 cm en agua

RDF Relative Dose Factor

RDF_{exp} Relative Dose Factor experimental

RDF_{teo} Relative Dose Factor teórico

PSF *Peak Scatter Factor*

ρ Densidad

D Dosis

D_{air} Dosis absorbida en aire

D_{med} Dosis al medio

D_w Dosis absorbida en agua
 $D_{w_{EXP}}$ Dosis absorbida en agua experimental
 D'_p Dosis a una masa pequeña de medio-p en aire
 \dot{D} Tasa de dosis
 $^{\circ}C$ Grados Celsius (Unidad de temperatura Celsius)
 EXP Valor experimental
 TEO Valor teórico
 FS Field size; tamaño de campo
 Gy Gray (Unidad SI para dosis)
 h Constante de Planck
 $LSCD$ Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica
 M_p Lectura bruta de electrómetro
 MEM Ministerio de Energía y Minas
 N_x Coeficiente de conversión carga eléctrica – dosis
 $N_{d,w}$ Coeficiente de conversión carga eléctrica – dosis en agua
 OMS Organización Mundial de la Salud
 CF *Collimator Factor*
 nC nano Coulomb
 P Presión
 P_0 Presión atmosférica estándar (101.325 kPa)
 D_{med} Dosis al medio
 ν Frecuencia
 cm centímetros
 SSD *Source to Surface Distance*
 SAD *Source to Axis Distance*
 Q Carga; punto de interés en fantoma
 $K_{T,P}$ Factor de corrección por temperatura y presión
 T Temperatura
 T_0 Temperatura estándar (273.2 K o 0°C)
 T_i Temperatura inicial
 V Diferencia de potencial eléctrico
 z Profundidad
 z_{max} Profundidad máxima
 PDD *Percentage Depth Dose*