



UNIVERSIDAD JUÁREZ AUTÓNOMA DE TABASCO
DIVISIÓN ACADÉMICA DE CIENCIAS BÁSICAS



**IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE
CALIBRACIÓN HACES DE FOTONES DE
ALTA ENERGÍA PARA RADIACIÓN DE
CUERPO ENTERO**

TESIS PARA OBTENER EL TÍTULO DE
LICENCIADO EN FÍSICA

PRESENTA

LAURA DANIELA FERNÁNDEZ MADRIGAL
VIRGINIA VELÁZQUEZ CRUZ

BAJO LA DIRECCIÓN DE

M. C. ALEJANDRO TORRES HERNÁNDEZ

EN CODIRECCIÓN DE:

DR. JOSE TRINIDAD ÁLVAREZ ROMERO

Declaración de Autoría y Originalidad

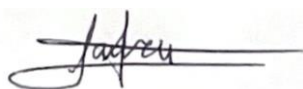
En la Ciudad de Villahermosa, el día 07 del mes de Julio del año 2025, el que suscribe Laura Daniela Fernández Madrigal, alumna del Programa de Licenciatura en Física con número de matrícula 182A12015, adscrito a la División Académica de Ciencias Básicas, de la Universidad Juárez Autónoma de Tabasco, como autora de la Tesis presentada para la obtención del grado de Licenciatura y titulada "Implementación de técnicas de calibración haces de fotones de alta energía para radiación de cuerpo entero", dirigida por el M.C. Alejandro Torres Hernández y el Dr. Jose Trinidad Álvarez Romero.

DECLARO QUE:

La Tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la LEY FEDERAL DEL DERECHO DE AUTOR (Decreto por el que se reforman y adicionan diversas disposiciones de la Ley Federal del Derecho de Autor del 01 de Julio de 2020 regularizando y aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita. Del mismo modo, asumo frente a la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad o contenido de la Tesis presentada de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

Villahermosa, Tabasco a 07 de Julio 2025.

Nombre y Firma



Laura Daniela Fernández Madrigal

Declaración de Autoría y Originalidad

En la Ciudad de Villahermosa, el día 07 del mes de Julio del año 2025, el que suscribe Virginia Velázquez Cruz, alumna del Programa de Licenciatura en Física con número de matrícula 182A12007, adscrito a la División Académica de Ciencias Básicas, de la Universidad Juárez Autónoma de Tabasco, como autora de la Tesis presentada para la obtención del grado de Licenciatura y titulada "Implementación de técnicas de calibración haces de fotones de alta energía para radiación de cuerpo entero", dirigida por el M.C. Alejandro Torres Hernández y el Dr. Jose Trinidad Álvarez Romero.

DECLARO QUE:

La Tesis es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual ni los derechos de propiedad industrial u otros, de acuerdo con el ordenamiento jurídico vigente, en particular, la LEY FEDERAL DEL DERECHO DE AUTOR (Decreto por el que se reforman y adicionan diversas disposiciones de la Ley Federal del Derecho de Autor del 01 de Julio de 2020 regularizando y aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), en particular, las disposiciones referidas al derecho de cita. Del mismo modo, asumo frente a la Universidad cualquier responsabilidad que pudiera derivarse de la autoría o falta de originalidad o contenido de la Tesis presentada de conformidad con el ordenamiento jurídico vigente.

Villahermosa, Tabasco a 07 de Julio 2025.

Nombre y Firma



Virginia Velázquez Cruz



UJAT

UNIVERSIDAD JUÁREZ
AUTÓNOMA DE TABASCO

“ESTUDIO EN LA DUDA. ACCIÓN EN LA FE”



División
Académica
de Ciencias
Básicas



DIRECCIÓN

Cunduacán, Tabasco; a 07 de julio de 2025.

**C. LAURA DANIELA FERNÁNDEZ MADRIGAL
PASANTE DE LA LIC. EN FÍSICA
PRESENTE**

Por medio del presente, me dirijo a usted para hacer de su conocimiento que proceda a la impresión del trabajo titulado: **“IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE CALIBRACIÓN HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA RADIACIÓN DE CUERPO ENTERO”** dirigido por el Maestro Alejandro Torres Hernández con la codirección del Dr. José Trinidad Álvarez Romero, bajo la modalidad de titulación por **TESIS**. La comisión de revisión conformada por el Dr. José Luis Benítez Benítez, Dr. Cristino Ricárdez Jiménez, Dr. Jorge Mauricio Paulin Fuentes, Mtro. Santiago Antonio Méndez Pérez y Mtro. Ricardo Arias Palacios, liberó el documento en virtud de que reúne los requisitos para el **EXAMEN PROFESIONAL** correspondiente.

Sin otro particular, reciba usted un cordial saludo.

ATENTAMENTE



DIVISIÓN ACADÉMICA DE
CIENCIAS BÁSICAS

**DRA. HERMICENDA PÉREZ VIDAL
DIRECTORA**

C.c.p. Archivo.

DIR'DRA.HPV/kfvg

Km.1 Carretera Cunduacán-Jalpa de Méndez, A.P. 24, C.P. 86690, Cunduacán, Tab., México.
Tel/Fax: (993) 3581500 Ext. 6702,6701 E-Mail: direccion.dach@ujat.mx

www.ujat.mx



UJAT

UNIVERSIDAD JUÁREZ
AUTÓNOMA DE TABASCO

“ESTUDIO EN LA DUDA. ACCIÓN EN LA FE”



División
Académica
de Ciencias
Básicas



DIRECCIÓN

Cunduacán, Tabasco; a 07 de julio de 2025.

**C. VIRGINIA VELÁZQUEZ CRUZ
PASANTE DE LA LIC. EN FÍSICA
PRESENTE**

Por medio del presente, me dirijo a usted para hacer de su conocimiento que proceda a la impresión del trabajo titulado: **“IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE CALIBRACIÓN HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA RADIACIÓN DE CUERPO ENTERO”** dirigido por el Maestro Alejandro Torres Hernández con la codirección del Dr. José Trinidad Álvarez Romero, bajo la modalidad de titulación por **TESIS**. La comisión de revisión conformada por el Dr. José Luis Benítez Benítez, Dr. Cristino Ricárdez Jiménez, Dr. Jorge Mauricio Paulin Fuentes, Mtro. Santiago Antonio Méndez Pérez y Mtro. Ricardo Arias Palacios, liberó el documento en virtud de que reúne los requisitos para el **EXAMEN PROFESIONAL** correspondiente.

Sin otro particular, reciba usted un cordial saludo.

ATENTAMENTE



DIVISIÓN ACADÉMICA DE
CIENCIAS BÁSICAS

**DRA. HERMICENDA PÉREZ VIDAL
DIRECTORA**

C.c.p. Archivo.

DIR'DRA.HPV/kfvg

Km.1 Carretera Cunduacán-Jalpa de Méndez, A.P. 24, C.P. 86690, Cunduacán, Tab., México.
Tel/Fax: (993) 3581500 Ext. 6702,6701 E-Mail: direccion.dach@ujat.mx

www.ujat.mx

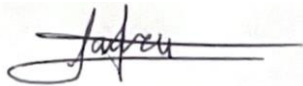
Carta de Cesión de Derechos

Villahermosa, Tabasco a 07 de Julio del 2025.

Por medio de la presente manifestamos haber colaborado como AUTOR(A) y/o AUTORES(RAS) en la producción, creación y/o realización de la obra denominada "IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE CALIBRACIÓN HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA RADIACIÓN DE CUERPO ENTERO".

Con fundamento en el artículo 83 de la Ley Federal del Derecho de Autor y toda vez que, la creación y/o realización de la obra antes mencionada se realizó bajo la comisión de la Universidad Juárez Autónoma de Tabasco; entendemos y aceptamos el alcance del artículo en mención, de que tenemos el derecho al reconocimiento como autores de la obra, y la Universidad Juárez Autónoma de Tabasco mantendrá en un 100% la titularidad de los derechos patrimoniales por un período de 20 años sobre la obra en la que colaboramos, por lo anterior, cedemos el derecho patrimonial exclusivo en favor de la Universidad.

COLABORADORES



LAURA DANIELA FERNÁNDEZ MADRIGAL
AUTORA



VIRGINIA VELÁZQUEZ CRUZ
AUTORA



M. C. ALEJANDRO TORRES HERNÁNDEZ
DIRECTOR



DR. JOSÉ TRINIDAD ÁLVAREZ ROMERO
CODIRECTOR

TESTIGOS



MARIO ALBERTO JUÁREZ MENÉNDEZ



LUIS FERNANDO DE LOS SANTOS TORRES

LICENCIATURA_IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE CALIBRACIÓN HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA RADIACIÓN DE CUERPO ENTERO

INFORME DE ORIGINALIDAD

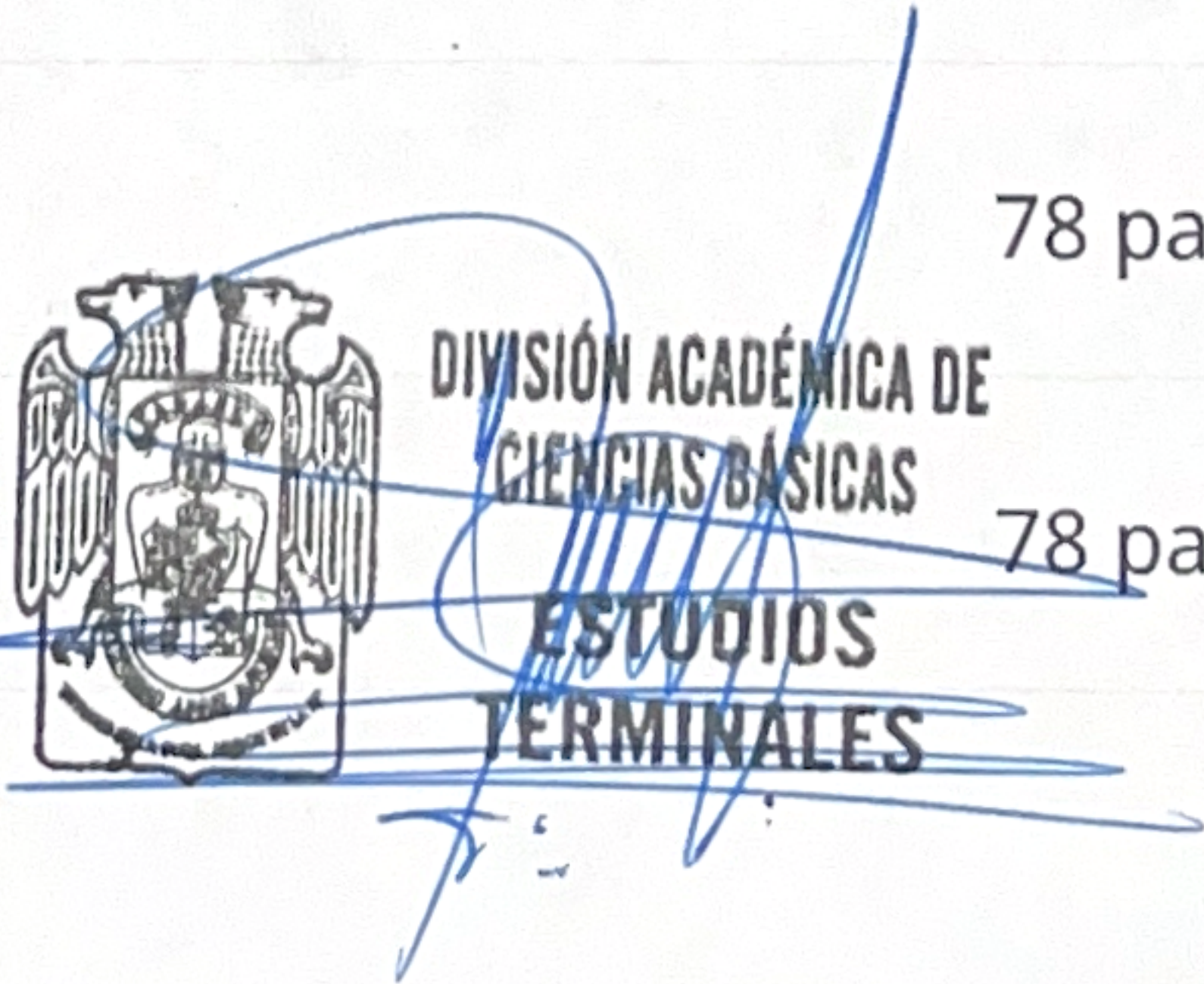
16%
ÍNDICE DE SIMILITUD



FUENTES PRIMARIAS

1	hdl.handle.net Internet	465 palabras — 3%
2	doczz.net Internet	360 palabras — 2%
3	webluckyoffer2.com Internet	169 palabras — 1%
4	bdigital.unal.edu.co Internet	143 palabras — 1%
5	socios.sefm.es Internet	118 palabras — 1%
6	ri.ues.edu.sv Internet	110 palabras — 1%
7	docplayer.es Internet	108 palabras — 1%
8	nanopdf.com Internet	78 palabras — 1%
9	repositorio.unal.edu.co Internet	78 palabras — 1%
10	www.researchgate.net Internet	

Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.
México.



“Nada en la vida debe ser temido, solamente comprendido. Ahora es el momento de comprender más, para temer menos.”
— Marie Curie

Dedicamos este trabajo a nuestras familias, por sostenernos incluso en el silencio; a nuestros amigos, por recordarnos quiénes somos cuando flaquea la certeza; y a todas las personas que nos inspiraron a dar lo mejor de nosotras mismas.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos profundamente a todas las personas e instituciones que hicieron posible la realización de esta tesis, la cual marca el cierre de una etapa significativa en nuestra formación profesional. En especial, extendemos nuestro más sincero reconocimiento a nuestros directores de tesis, el M. en C. Alejandro Torres Hernández y el Dr. José Trinidad Álvarez Romero, por el valioso tiempo, dedicación y guía brindados a lo largo de este trabajo. Su acompañamiento fue fundamental para el desarrollo riguroso y ordenado de este proyecto.

Agradecemos también a Dios, por habernos concedido la fortaleza, claridad y perseverancia necesarias para enfrentar cada etapa de este proceso con entrega y confianza.

Al Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús", y particularmente al personal del departamento de Radioterapia, expresamos nuestro agradecimiento por su disposición, apertura y apoyo, que permitieron vincular esta investigación con la práctica clínica y enriquecer nuestro aprendizaje desde una perspectiva aplicada.

A los docentes que nos formaron en el área de Física, por brindarnos no solo conocimientos sólidos, sino también el ejemplo de compromiso, ética y vocación de servicio que guía esta disciplina.

A nuestros amigos, quienes acompañaron este camino con su presencia, ánimo y confianza incondicional. Su apoyo fue un aliento constante que hizo más llevadero el trayecto.

De manera muy especial, nos agradecemos mutuamente por el esfuerzo compartido, la dedicación sostenida y el respeto con el que construimos este trabajo conjunto. Nos llena de orgullo haber recorrido este camino juntas, superando retos, aprendiendo una de la otra y alcanzando esta meta como equipo. Ha sido una experiencia profundamente significativa que llevaremos siempre con nosotras.

Finalmente, a nuestras familias, gracias por su amor incondicional, por su respaldo en cada paso y por creer en nosotras incluso cuando nosotras mismas dudábamos. Este logro también les pertenece.

Esta tesis es reflejo del compromiso, del crecimiento personal y académico, y del acompañamiento invaluable que recibimos a lo largo de esta etapa.

RESUMEN

La Irradiación Corporal Total (TBI) es una modalidad de tratamiento en radioterapia de haces externos empleada como preparación para trasplantes hematopoyéticos, y el manejo de enfermedades hematológicas.

Dado que esta técnica requiere un tamaño de campo de irradiación extensos del orden de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y distancias fuente-superficie significativamente mayores a las condiciones de referencia (usualmente de 100 cm), su implementación demanda una caracterización dosimétrica rigurosa con incertidumbres expandidas en los valores de las funciones dosimétricas, $U(k=2) \leq 5\%$, [1, 2, 3].

En este trabajo se reproduce una metodología de calibración desarrollada por los investigadores J. C. García, E. Guimaraes, L. P. Fonseca, R. R. Melo, J. A. P. de Oliveira, y F. H. Barroso, del Instituto Nacional de Cáncer (INCA) en Brasil, para haces de fotones de alta energía, [4], basada en una extensión los protocolos internacionales TRS-398 del OIEA y TG-51 de la AAPM, con el objetivo de estimar parámetros dosimétricos fundamentales en condiciones de TBI: $D_w(Z, A, SSD)$, PDD , TPR , [1, 2, 3, 5].

Se realizan cálculos teóricos aplicando la ley del inverso del cuadrado para el comportamiento y estimación de la $D_w(10, 40 \times 40, 330)$, así como conversiones de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) a relación tejido-maniquí (TPR), [6]. Además, se determinan factores de salida (OF) para diferentes tamaños de campo y se analizaron variaciones dosimétricas a distintas profundidades y distancias fuente-superficie (SSD). Complementados con mediciones experimentales utilizando cámara de ionización y materiales equivalentes a tejido para verificar la consistencia lógica de los valores teóricos estimados. Se obtuvo la estimación de la dosis absorbida en agua para un haz de 6 MV del acelerador Varian Clinac iX, obteniendo 1.002cGy en condiciones de referencia y 0.097cGy en condiciones de TBI, con incertidumbres del 2.4 % y 5.4 %, respectivamente. Los factores de salida y valores de TPR fueron coherentes con la física del haz, y los PDD extrapolados mostraron una tendencia adecuada. Aunque no se realizaron todas las mediciones experimentales por fallas técnicas, los resultados se mantuvieron dentro de los márgenes clínicamente aceptables según el protocolo IAEA TRS-398, [1]

ABSTRACT

Total Body Irradiation (TBI) is an external beam radiotherapy modality used as conditioning for hematopoietic stem cell transplantation and in the management of hematologic diseases. Since this technique requires extensive irradiation fields on the order of $40 \times 40 \text{ cm}^2$ and source-to-surface distances (SSD) significantly greater than standard reference conditions (typically 100 cm), its implementation demands rigorous dosimetric characterization with expanded uncertainties in the values of dosimetric functions, $U(k=2) \leq 5\%$ [1, 2, 3].

This work reproduces a calibration methodology developed by researchers J. C. García, E. Guimaraes, L. P. Fonseca, R. R. Melo, J. A. P. de Oliveira, and F. H. Barroso from the National Cancer Institute (INCA) in Brazil, for high-energy photon beams [4], based on an extension of the international protocols TRS-398 (IAEA) and TG-51 (AAPM), with the aim of estimating fundamental dosimetric parameters under TBI conditions: $D_w(SSD, A, Z)$, PDD , TPR , [1, 2, 3, 5].

Theoretical calculations were performed applying the inverse square law to estimate $D_w(330, 40 \times 40, 10)$, as well as conversions from percentage depth dose (PDD) to tissue phantom ratio (TPR) [6]. Additionally, output factors (OF) for different field sizes were determined, and dosimetric variations at various depths and SSDs were analyzed. These were complemented by experimental measurements using an ionization chamber and tissue-equivalent materials to verify the logical consistency of the estimated theoretical values.

The absorbed dose to water for a 6 MV photon beam from the Varian Clinac iX linear accelerator was estimated, yielding 1.002 cGy under reference conditions and 0.097 cGy under TBI conditions, with expanded uncertainties of 2.4% and 5.4%, respectively. The output factors and TPR values were consistent with the expected beam physics, and the extrapolated PDDs showed an appropriate trend. Although not all experimental measurements could be performed due to technical failures, the results remained within clinically acceptable margins according to the IAEA TRS-398 protocol [1].

ÍNDICE

1	INTRODUCCIÓN.....	14
1.1	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	14
1.2	OBJETIVOS.....	15
1.2.1	Objetivo general.....	15
1.2.2	Objetivos específicos	16
1.3	HIPÓTESIS.....	16
1.4	ANTECEDENTES.....	16
2	MARCO TEÓRICO	18
2.1	TIPOS DE DOSIMETRÍA FÍSICA PARA RT DE HACES EXTERNOS	18
2.1.1	Dosimetría absoluta o primaria.....	18
2.1.2	Dosimetría de referencia o secundaria.....	19
2.1.3	Dosimetría relativa.....	22
2.2	CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA EN CONDICIONES DE REFERENCIA	28
2.2.1	Dosis absorbida.....	28
2.2.2	Calibración dosimétrica TRS 398.....	29
2.2.3	Determinación de la calidad del haz.....	31
2.2.4	Definición y objetivos clínicos de la TBI	34
2.2.5	Ley del Inverso al cuadrado para el caso del TBI.....	35
2.2.6	Conversión de PDD para haces de fotones de una SSD a otra	35
2.2.7	Determinación del TPR para el caso de TBI.....	36
3	DESARROLLO experimental.....	40
3.1	CONSIDERACIONES PARA MEDICIONES EN CONDICIONES DE REFERENCIA 40	
3.1.1	Diseño experimental para calibración dosimétrica en condiciones de referencia	40
3.2	CONSIDERACIONES DE MEDICIONES PARA TBI EN CONDICIONES DE NO REFERENCIA	42
3.2.1	Mediciones de TPR, OF y Dw.	42
4	RESULTADOS Y SU DISCUSION.....	46
4.1	DATOS OBTENIDOS	46
4.2	DISCUSION DE LOS RESULTADOS	53

4.2.1	Ley del inverso de cuadrado con la distancia para SSD=330 cm	53
4.2.2	Factores de salida a SSD=330 cm.....	53
4.2.3	Valores de TPR(d,40x40,340) a SAD=340 cm	54
4.2.4	Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) para SSD=330 cm	55
4.2.5	Dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia D_w (Z_{max} , 10x10,100)	56
4.2.6	Dosis absorbida en condiciones de no referencia para TBI	56
5	CONCLUSIONES.....	59
5.1	TRABAJOS A FUTURO	60
6	BIBLIOGRAFÍA.....	62
7	ANEXOS.....	64

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Condiciones para la calibración de Referencia para la calibración de haces externos de rayos X de alta energía para un acelerador, [1,2]:..... 21

Tabla 2. Valores calculados de kQ para haces de fotones de alta energía, para varias cámaras de ionización cilíndricas en función de la calidad del haz TPR_{20,10}. Adaptado de Andreo [20]; [1, 2]. 34

Tabla 3. Comparación entre los valores de carga medida y carga estimada mediante la Ley del Inverso al Cuadrado. Las mediciones se realizaron en condiciones de referencia (10,10x10,100) y condiciones de no referencia (10,38x38,330) en el área de radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”. Se empleó un acelerador lineal Varian Clinac iX, un tanque de agua PTW y placas de agua sólida. Las cargas estimadas se obtuvieron aplicando la Ley del Inverso al Cuadrado (23) ajustada por el factor de salida correspondiente al campo de tamaño grande (40x40cm²). 46

Tabla 4. Se realizó una comparación entre los factores de salida obtenidos experimentalmente con un campo de 38x38cm² a SSD de 330cm y los valores reportados en reportados en [4] para haces de 6 MV. 47

Tabla 5. Valores de porcentaje de dosis en profundidad PDD extrapolados para un haz de 6 MV bajo condiciones de no referencia (TBI) y condiciones ajustadas de referencia. Los datos fueron obtenidos a partir de fuentes bibliográficas, principalmente el British Journal of Radiology [6], y los datos obtenidos en el Instituto Nacional del Cáncer de Brasil [4], y se extrapolaron para su aplicación en el análisis dosimétrico. Se incluye la incertidumbre combinada absoluta, estimada con base en el factor de dispersión, el factor geométrico y la interpolación de los datos utilizados. 48

Tabla 6. Comparación entre los valores de TPR medidos en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, con condiciones de (10,38x38,330) y los medidos en el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil, bajo las condiciones de (10,40x40,330)). Se empleó un acelerador lineal Varian Clinac iX, un tanque de agua PTW y placas de agua sólida. 49

Tabla 7. Resultados de la calibración del haz de fotones de 6 MV realizada el 6 de junio de 2025 con el acelerador lineal Varian Clinac iX del Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”. Se presentan las magnitudes de entrada utilizadas para el cálculo de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia $D_w(Z_{ref})$, y en el punto de máxima dosis $D_w(Z_{max})$, así como la incertidumbre asociada a cada una de ellas.	51
Tabla 8. Presupuesto de incertidumbre para la estimación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de no referencia 10,40x40,330 simulando una configuración de Irradiación Corporal Total (TBI). Las mediciones y estimaciones se realizaron en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús” utilizando el acelerador lineal Varian Clinac iX. Se incluyen los factores de corrección aplicados, sus valores asociados y la incertidumbre combinada y expandida correspondiente al cálculo de $D_w(10,40 \times 40,330)$.	52
Tabla 9. Análisis de incertidumbre para el cálculo de D_w bajo condiciones de no referencia (TBI), a partir de lecturas experimentales obtenidas en una configuración isocéntrica (SAD) con una distancia fuente-isocentro de 340 cm. Las mediciones se realizaron en el área de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”. Se aplicaron los factores de corrección correspondientes para obtener la lectura corregida M, a partir de la cual se determinó la dosis en condiciones de referencia $D_w Z_{ref}$. Posteriormente, se extrapola la dosis a condiciones clínicas de TBI $D_w(Z_{max})$, utilizando los valores de TMR reportados en el British Journal of Radiology Supplement 25, según las condiciones aplicadas [6].	52
Tabla 10. Valores de TPR medidos en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, con condiciones de (10 cm, 330 cm, 38x38 cm²), con energía de 6MV y su respectiva desviación estándar. Se empleó un acelerador lineal Varian Clinac iX, un tanque de agua PTW y placas de agua sólida.	64
Tabla 11. Desviación estándar de los factores de salida medidos experimentalmente en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, con condiciones de (10 cm, 330 cm, 38x38 cm²), con energía de 6MV.	64

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Configuraciones geométricas utilizadas en dosimetría de referencia. (a) Configuración SSD, donde la distancia fuente-superficie se mantiene constante. (b) Configuración SAD, con distancia fuente-isocentro fija. En ambos casos, la dosis se mide a una profundidad Z_{ref} en agua..... 19

Figura 2. Distribución esquemática del porcentaje de dosis en profundidad (PDD) bajo configuración de distancia fuente-superficie (SSD) constante. El haz de radiación incide perpendicularmente sobre la superficie del maniquí, y la dosis absorbida D_{wz} se evalúa a diferentes profundidades d a lo largo del eje central. La dosis máxima $D_w(Z)$ ocurre a la profundidad Z_{max} , utilizada como referencia para el cálculo del PDD. El tamaño del campo irradiado, que influye directamente en la forma del perfil de dosis, se define en la superficie del maniquí (plano de entrada), perpendicular al eje del haz, y se mantiene constante a lo largo de la evaluación, [6]..... 23

Figura 3. Representación esquemática de las configuraciones geométricas SSD (fuente-superficie) y SAD (fuente-isocentro) utilizadas en radioterapia para la administración y planificación de dosis. El tamaño de campo se define en el plano perpendicular al eje del haz: en la superficie del paciente para configuraciones SSD, y en el isocentro para configuraciones SAD. Este campo determina el área irradiada y su dimensión influye en la distribución de dosis dentro del volumen objetivo. 25

Figura 4. Comparación esquemática de las condiciones geométricas utilizadas para determinar el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y la razón de dosis máxima en tejido (TMR). (a) En configuración SSD, el PDD se mide desde la superficie del medio hasta una profundidad Z , y depende de dicha distancia, el tamaño de campo se define en el nivel de la superficie del maniquí. (b) En configuración isocéntrica (SAD), el TMR se determina manteniendo constante la distancia fuente-isocentro, por lo que es independiente de la SSD, el tamaño de campo para esta configuración se establece en el isocentro. Esta diferencia hace al TMR más adecuado para técnicas rotacionales o tratamientos con múltiples campos. 26

Figura 5. Configuración experimental empleada para la caracterización dosimétrica en condiciones de referencia, utilizando una distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm y un tamaño de campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, el cual se define en la superficie de entrada del maniquí de agua. La cámara de ionización se encuentra posicionada a 10 cm de profundidad. El arreglo se llevó a cabo en el área de radioterapia del

Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús", utilizando un acelerador Lineal Varian Clinac iX..... 30

Figura 6. Configuración experimental para la determinación del índice de calidad del haz $Q(TPR_{20,10})$. La distancia fuente-cámara (SAD) se mantiene fija en 100 cm, y las mediciones se realizan con espesores equivalentes a 10 g/cm² y 20 g/cm² de agua sobre la cámara. El campo en la posición del punto de referencia se establece en 10 cm × 10 cm. Para esta medición puede utilizarse tanto una cámara de ionización cilíndrica como una cámara plano-paralela, [1, 2, 3]..... 33

Figura 7. Se muestra la configuración utilizada para medir el TPR en condiciones no estándar, en la cual el punto de medición se mantiene fijo, (SAD constante), mientras se ajusta la distancia fuente-superficie (SSD) para conservar dicha posición,[6]..... 38

Figura 8. Acelerador Lineal Varian Clinac IX serie 1064, instalado en el Hospital Regional de Alta Especialidad Dr. Juan Graham Casasús..... 40

Figura 9. Diseño experimental para condiciones de referencia colocando la cámara a 10 cm de profundidad en un tanque de agua, con una SSD de 100 cm..... 41

Figura 10. El arreglo experimental que se muestra fue utilizado para poder encontrar los datos de TPR, OF y Dw. Se muestra cómo se acomodaron de forma alineada recipientes con agua para atenuar la dispersión..... 43

Figura 11. Configuraciones del arreglo experimental mostrando la posición del gantry a un ángulo de 90° y la extensión longitudinal de la mesa de tratamiento colocada a un ángulo de 90° 44

Gráfica 1. Comparación de funciones de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) calculadas para dos configuraciones diferentes. La curva negra representa el PDD para un haz con parámetros (10, 330, 40), mientras que la curva roja corresponde a la configuración (10, 100, S/F). Se observa que el valor del PDD disminuye con la profundidad Z, y que la geometría del haz influye significativamente en la distribución de dosis, resultando en valores más altos de PDD para configuraciones con mayor distancia fuente-superficie y campo mayor. 49

Gráfica 2. Comparación de TPR medidos en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús” y los medidos en el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil, para un haz de 6MV..... 50

Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.
México.

**IMPLEMENTACIÓN DE TÉCNICAS DE CALIBRACIÓN
HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA PARA RADIACIÓN
DE CUERPO ENTERO**

Capítulo I

1 INTRODUCCIÓN

1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La radioterapia (RT) con haces externos de fotones y/o electrones generados por un acelerador lineal (ACL) es una técnica ampliamente utilizada en el tratamiento contra el cáncer. Su eficacia depende de la implementación de estrictos controles de calidad en la dosimetría física, garantizando que la dosis absorbida en el volumen tumoral cumpla con los lineamientos establecidos en protocolos internacionales, como el TRS-398, [1, 2].

Sin embargo, existen necesidades clínicas específicas en las que es fundamental irradiar el cuerpo entero del paciente mediante la técnica de Irradiación Corporal Total (Total Body Irradiation, TBI). Este procedimiento es esencial en tratamientos como la leucemia, el trasplante de médula ósea, la inmunosupresión previa a trasplantes de órganos y el manejo de enfermedades como la micosis fungoide.

La calibración dosimétrica de haces de fotones de alta energía para irradiación de cuerpo entero (TBI) enfrenta múltiples desafíos debido a la ausencia de protocolos completamente estandarizados para este procedimiento y a la complejidad de garantizar una distribución homogénea de la dosis absorbida en campos de irradiación extensos.

La dosimetría clínica convencional se basa en mediciones realizadas en condiciones de referencia bien definidas, como lo establecen los protocolos TRS-398 del Organismo Internacional de Energía Atómica (IAEA) y TG-51 de la Asociación Americana de Físicos en Medicina (AAPM), los cuales proporcionan criterios precisos para la calibración en campos de referencia utilizando haces de fotones en condiciones controladas. Sin embargo, en tratamientos de TBI, las condiciones de referencia no representan fielmente la geometría y extensión de los campos clínicos utilizados, lo que hace necesario extrapolar la información obtenida en estos campos a condiciones de no referencia.

En el Departamento de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús" de Villahermosa, Tabasco, la implementación de un protocolo dosimétrico

específico para TBI se ve limitada por la falta de procedimientos optimizados que permitan estimar con precisión los factores de calibración en campos no convencionales.

En particular, el acelerador lineal Varian Clinac iX, con energías de 6 MV y 18 MV, requiere de un procedimiento dosimétrico riguroso que contemple no solo la calibración en condiciones de referencia, sino también la extrapolación a configuraciones clínicas que permitan establecer parámetros dosimétricos adecuados para la planificación del tratamiento de TBI.

La necesidad de desarrollar un esquema de calibración basado en mediciones experimentales y modelos matemáticos se hace evidente para garantizar la precisión y seguridad del procedimiento. Al no contar con un diseño experimental práctico debido a fallas técnicas del equipo, la investigación se centrará en el desarrollo teórico de una metodología que permita trasladar los criterios de calibración de campos de referencia a los campos de no referencia empleados en TBI.

Este trabajo busca contribuir con la formulación de un protocolo dosimétrico aplicable a las condiciones específicas del hospital, optimizando la planificación y ejecución del tratamiento mediante la validación de modelos basados en los protocolos TRS-398 y TG-51, [1, 5].

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 Objetivo general

- a) Implementar una técnica de calibración en términos de dosis absorbida en agua D_w , para haces de fotones de rayos X de alta energía, basada en protocolos internacionales como el TRS-398 de la IAEA y el TG-51 de la AAPM, asegurando su alineación con las disposiciones de la NOM-NUCL-033:2016, [7],
- b) Poner en marcha una metodología basada en la propuesta en el artículo *Commissioning of 6 and 10 MV Beams for Total Body Irradiation (TBI)*, [4] utilizando los mismos tamaños de campo y un arreglo experimental similar para la obtención de la dosis absorbida en agua en función de la ley del inverso al cuadrado de los factores de salida, curvas TPR, curvas PDD, con el fin de establecer un esquema dosimétrico aplicable a tratamientos de TBI en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”.

1.2.2 Objetivos específicos

- a) Calibrar el haz de radiación de fotones de 6 MV en condiciones de referencia, determinando la $D_w(10,10 \times 10,100)$ en términos de cGy por MU, y;
- b) Estimar la dosis absorbida en agua bajo condiciones de TBI $D_w(10,40 \times 40,330)$ mediante el uso del valor de $D_w(10,10 \times 10,100)$ y las funciones dosimétricas PDD y factores de corrección como el tamaño de campo.
- c) Comparar y analizar los resultados teóricos y experimentales obtenidos, con el fin de valorar la aplicabilidad de los modelos dosimétricos utilizados en escenarios reales de TBI.

1.3 HIPÓTESIS

Para dosimetría de referencia con distancias y tamaño de campo de referencia de acuerdo con el TRS 398 del OIEA [1, 2], existen ecuaciones para la configuración fuente piel SSD/DFS y configuración isocéntrica SAD, se requiere generalizar dichas ecuaciones para la técnica de TBI, debido a que la calibración para TBI es una dosimetría de no referencia.

Para implementar esta técnica de TBI en la unidad de Oncología del Hospital Juan Graham, es necesario que:

- Los resultados de D_w para la dosimetría de referencia esté dentro de las tolerancias de la NOM NUCL 033:2016, [7], el cual nos indica que la tolerancia es del $\pm 2\%$ en la determinación de dosis absorbida en agua en condiciones de referencia para haces de Rayos X, Tabla 1.
- La dosimetría de no referencia de $D_{w(z)}$ para TBI debe ser $<$ al $\pm 3,5\%$ del valor reportado por el TPS, [4].

1.4 ANTECEDENTES

El desarrollo y aplicación de la radioterapia han evolucionado significativamente con el avance de la física médica y la tecnología de aceleradores lineales. Desde su implementación, la TBI ha sido un pilar fundamental en el tratamiento de enfermedades hematológicas como leucemias y linfomas, permitiendo la preparación de pacientes para trasplantes hematopoyéticos.

Para garantizar una dosimetría precisa, se han desarrollado protocolos internacionales, como el TRS-398 de la IAEA, que establecen los procedimientos para la calibración de haces de fotones y la determinación de la dosis absorbida en agua [1].

A lo largo del tiempo, la evolución tecnológica ha permitido la mejora en los sistemas de irradiación utilizados en TBI. En las primeras décadas del desarrollo de la radioterapia, los tratamientos se realizaban con fuentes de cobalto-60, las cuales presentaban limitaciones en cuanto a la modulación de la dosis y la homogeneidad en la distribución de la radiación. Con la introducción de los aceleradores lineales en la segunda mitad del siglo XX, se logró una mayor precisión en la administración de la dosis, permitiendo una mejor conformación del haz y una reducción de la dosis en órganos de riesgo, [8].

Además, se han implementado diversas técnicas para optimizar la aplicación de TBI, incluyendo la modulación de intensidad, el uso de filtros de compensación y la optimización de la distancia fuente-superficie para mejorar la uniformidad de la irradiación, [9]. Estas técnicas han sido desarrolladas y validadas a lo largo del tiempo a través de estudios experimentales y clínicos, lo que ha permitido la estandarización de protocolos como el TRS-398. En la actualidad, la combinación de tecnología avanzada y protocolos estandarizados ha mejorado significativamente la reproducibilidad y la seguridad de los tratamientos de TBI, asegurando una mejor calidad en la atención de los pacientes.

Capítulo II

2 MARCO TEÓRICO

2.1 TIPOS DE DOSIMETRÍA FÍSICA PARA RT DE HACES EXTERNOS

2.1.1 Dosimetría absoluta o primaria

La dosimetría consiste en la medición, cálculo y evaluación de la dosis. Para un control adecuado de los equipos usados en radioterapia, es vital cerciorarse que los dispositivos cumplen con un estándar de calidad para su uso, estos estándares están definidos por organismos de control como la IAEA (International Atomic Energy Agency), entre otros.

En el control de calidad, en la dosimetría absoluta o primaria, se verifica con medidas la dosis absorbida entregada por un equipo de acuerdo con valores de referencia y bajo condiciones que se realizan en el tratamiento de los pacientes, [1, 2, 3].

En la dosimetría absoluta, se determina la dosis absorbida, la cual es el promedio de energía impartida $\bar{\epsilon}$ por la radiación ionizante en la materia de un volumen dado, basada en principios físicos fundamentales, utilizando magnitudes físicas primarias como temperaturas o corrientes eléctricas, factores de corrección y constantes físicas.

En dosimetría se utilizan dosímetros primarios: cámaras de ionización o calorímetros, los cuales pueden determinar la dosis absorbida sin depender de otros instrumentos previamente calibrados. Su función principal es establecer patrones primarios, que usualmente son patrones nacionales, para la dosis absorbida en agua, aire, etc.

Posteriormente, estos patrones se usan para calibrar dosímetros secundarios (como cámaras de ionización), que se usan en clínicas y hospitales. Estos patrones primarios son la base para calibrar todos los demás sistemas dosimétricos y permite asegurar que la dosis absorbida medida que se entrega en tratamientos como la radioterapia, cumpla la propiedad de trazabilidad, [10].

Descrito en lo anterior podemos entender la trazabilidad de una medida como la propiedad que

tiene esta de poder determinarse su incertidumbre a través de una cadena ininterrumpida de comparaciones o calibraciones, [3].

2.1.2 Dosimetría de referencia o secundaria

La dosimetría de referencia consiste en determinar la dosis absorbida en agua $D_w(z)$ en un punto de interés Z_{ref} el cual corresponde a una profundidad estándar en el agua definida por los protocolos TRS 398 y AAPM TG-51. Esta medición se lleva a cabo usando dos tipos de configuración para la calibración del haz que son excluyentes y no son equivalentes, [1, 2, 3, 11]; la configuración fuente piel (SSD, por sus siglas en inglés) y la configuración isocéntrica, (SAD, por sus siglas en inglés).

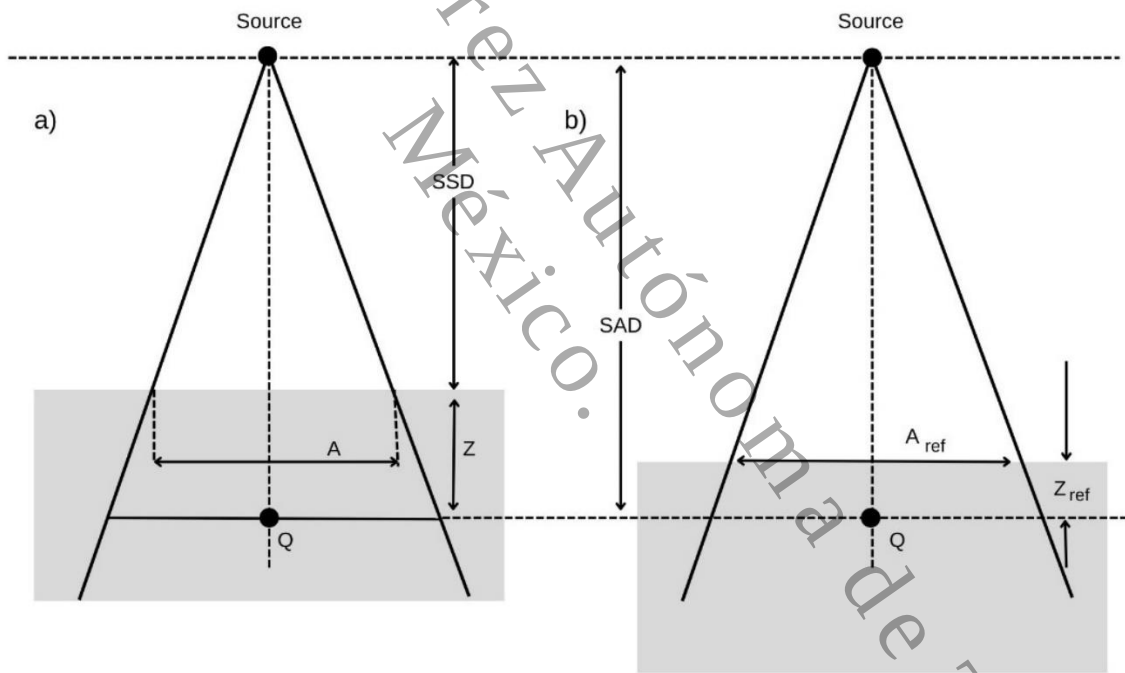


Figura 1. Configuraciones geométricas utilizadas en dosimetría de referencia. (a) Configuración SSD, donde la distancia fuente-superficie se mantiene constante. (b) Configuración SAD, con distancia fuente-isocentro fija. En ambos casos, la dosis se mide a una profundidad Z_{ref} en agua.

Este tipo de dosimetría se realiza en condiciones estándar (de referencia), usando dosímetros previamente calibrados por un laboratorio primario, empleándolo para calibrar haces de radiación en equipos clínicos.

De acuerdo con el protocolo IAEA TRS-398, la dosis absorbida en agua $D_w(Z)$ bajo condiciones

de referencia se determina mediante funciones dosimétricas específicas que dependen de la geometría del montaje. Las ecuaciones siguientes describen esta relación para las configuraciones fuente-piel (SSD) y isocéntrica (SAD), utilizando las funciones PDD y TMR, respectivamente [1].

a) Configuración fuente piel (SSD/DFS):

$$D_w(Z) = D_w(Z_{max}) \cdot PDD(Z, A, d), \quad (1)$$

donde:

- *PDD*, por sus siglas en inglés es la función de porcentaje dosis en profundidad $D_w(Z)/D_w(Z_{max})$
- Z es la profundidad de interés, donde Z_{max} es la profundidad donde la D_w es máxima
- d es la distancia la fuente a superficie del maniquí o paciente
- A es el tamaño del campo en la superficie del maniquí o paciente.

b) Configuración isocéntrica (SAD)

$$D_w(Z) = D_w(Z_{max}) \cdot TMR(Z, A, d), \quad (2)$$

donde

- *TMR*: esta función es análoga a la *PDD* y da la razón de la $D_w(Z_{max})$ pero en condiciones isocéntricas.
- A, Z son las descritas anteriormente

La ec. 2 se emplea para calibrar el haz de radiación de una unidad terapéutica (como un LINAC), así como para determinar la dosis absorbida en agua en un punto de referencia bajo condiciones estandarizadas y servir como punto de partida para planificar tratamientos radioterapéuticos.

Los protocolos como el TRS-398 definen condiciones de referencia estandarizadas para este tipo de dosimetría. Para determinar las condiciones de referencia existen protocolos estandarizados tales como el TRS-398, en donde se definen las condiciones de referencia estandarizada para este tipo de dosimetría.

Tabla 1. Condiciones para la calibración de Referencia para la calibración de haces externos de rayos X de alta energía para un acelerador, [1,2]:

MAGNITUD DE INFLUENCIA	VALOR DE REFERENCIA O CARACTERÍSTICA DE REFERENCIA
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medición, Z_{ref}	10 g/cm ²
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medición Z_{ref}
Distancia fuente-superficie o fuente-cámara (a)	100 cm
Tamaño del campo (b)	10 cm × 10 cm
Perfil lateral del haz	Distribución radial homogénea de la dosis sobre el volumen sensible de la cámara de ionización (c)

- Si la dosis de referencia debe determinarse para un sistema isocéntrico, se utilizará la distancia fuente-eje del acelerador (SAD, por sus siglas en inglés), incluso si esta no es de 100 cm.
- El tamaño del campo se define en la superficie del maniquí para un sistema de tipo fuente-superficie, mientras que para un sistema de tipo SAD, en el isocentro de la máquina.
- La distribución radial de la dosis en las cercanías de la cámara de ionización está determinada principalmente por las características del acelerador y no puede ser modificada fácilmente por el usuario. Cuando la distribución de la dosis radial sobre el volumen sensible de la cámara de ionización no es uniforme, se debe aplicar una corrección para el promedio del volumen.

2.1.3 Dosimetría relativa

La dosimetría relativa consiste en comparar las razones dosis absorbida entre diferentes puntos del haz o del paciente, sin necesidad de conocer la dosis absorbida de referencia o secundaria manera específica.

Son el conjunto de mediciones que se utilizan para determinar cómo se distribuye la dosis absorbida dentro del volumen irradiado, comparando valores relativos en vez de absolutos. A partir de ahí, se determinan curvas de distribución de dosis que permiten visualizar cómo se dispersa la radiación en el espacio. Esta sirve para caracterizar la forma del haz (perfil, planitud, simetría) o validar la distribución de dosis en un tratamiento.

La dosis absorbida en agua se determina para cada tipo de haz emitido por la unidad de tratamiento, siguiendo condiciones de referencia. Estas condiciones incluyen un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$, una distancia fuente-isocentro (SAD) de 100 cm y una profundidad de 10 cm. Esta determinación se conoce como dosimetría de referencia, y la dosis medida en estas condiciones se denomina dosis de referencia. La medición correspondiente se considera la calibración de la unidad de irradiación, y permite establecer la relación entre las unidades monitor (MU) o el tiempo de irradiación y la dosis administrada en condiciones estándar.

Cualquier otra medición realizada en geometrías distintas a las condiciones de referencia, como campos clínicos mayores o menores a $10 \times 10 \text{ cm}^2$, diferentes profundidades de medición, ángulos de incidencia del haz u otras configuraciones de distancia fuente-superficie (SSD) o fuente-isocentro (SAD), forma parte de la dosimetría de no referencia.

Entre los ejemplos típicos de dosimetría relativa se incluyen el porcentaje de dosis absorbida en profundidad (PDD), los perfiles de distribución de dosis y los factores de campo o de salida. En este tipo de mediciones no se requieren factores de calibración absolutos, ya que el objetivo es comparar lecturas relativas, una de las cuales corresponde a la condición de referencia.

En el contexto de la radioterapia externa, uno de los aspectos fundamentales que determinan la forma en que se administra la dosis de radiación al paciente es la geometría del tratamiento, es decir, cómo se relacionan espacialmente la fuente de radiación, el paciente y el haz terapéutico. Dos configuraciones esenciales que definen esta geometría son la distancia fuente-superficie (SSD) y la distancia fuente-isocentro (SAD). Aunque ambas hacen referencia a una

distancia entre la fuente del haz y un punto de interés, cada una corresponde a un tipo de técnica distinta y tiene implicaciones clínicas y dosimétricas específicas, [9].

a) Distancia Fuente-Superficie (SSD)

La SSD (Skin-to-Source Distance) es la distancia medida desde la fuente de radiación hasta la superficie del paciente, y es característica de configuraciones no isocéntricas. Esta fue la geometría original utilizada en radioterapia y sigue siendo muy común en procedimientos simples o en tratamientos donde el objetivo está cerca de la superficie, como en irradiaciones con electrones, irradiación total de piel o incluso en irradiación de cuerpo entero.

En la geometría SSD, la profundidad en el paciente se mide desde la piel hacia adentro, y la dosis depositada varía en función de esa profundidad. Por ello, los cálculos dosimétricos se basan en el porcentaje de dosis a profundidad (PDD), que relaciona la dosis a una cierta profundidad con la dosis máxima (generalmente alcanzada a una profundidad conocida como Z_{max}), [9].

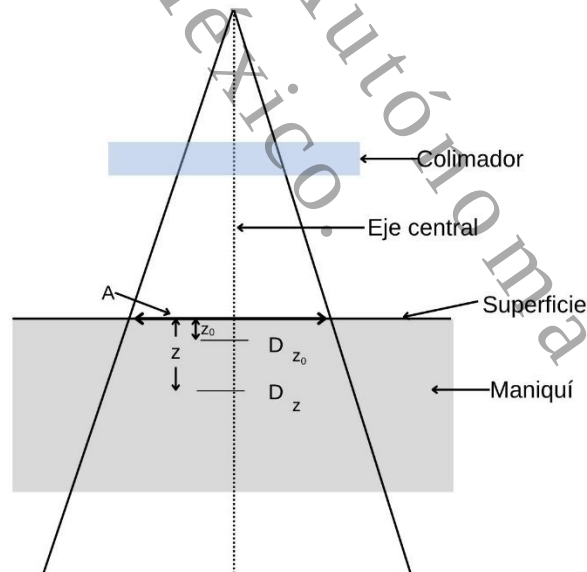


Figura 2. Distribución esquemática del porcentaje de dosis en profundidad (PDD) bajo configuración de distancia fuente-superficie (SSD) constante. El haz de radiación incide perpendicularmente sobre la superficie del maniquí, y la dosis absorbida $D_{w,z}$ se evalúa a diferentes profundidades d a lo largo del eje central. La dosis máxima $D_w(Z)$ ocurre a la profundidad Z_{max} , utilizada como referencia para el cálculo del PDD. El tamaño del campo irradiado, que influye directamente en la forma del perfil de dosis, se define en la superficie del maniquí (plano de entrada), perpendicular al eje del haz, y se mantiene constante a lo largo de la evaluación, [6].

En SSD se mantiene constante la distancia desde la fuente de radiación hasta la piel del paciente. La profundidad se mide desde la superficie, por lo que se utiliza la curva de Porcentaje de Dosis en Profundidad (Percentage Depth Dos, PDD, por sus siglas en ingles) para evaluar la distribución de dosis, como se muestra en la Figura 3.

$$PDD(Z) = \frac{D_w(Z)}{D_w(Z_{max})} \cdot 100, \quad (3)$$

donde

- $D_w(Z)$: Dosis a una profundidad Z
- $D_w(Z_{max})$: Dosis máxima en el punto Z_{max}
- PDD : Depende de la energía, profundidad y campo.
- En SSD, se utiliza la fórmula general de dosis:

$$D_w(Z, A, SSD) = D_w(Z_{max}) \cdot \frac{PDD(Z, SSD)}{100}. \quad (4)$$

Esto permite obtener la dosis a profundidad a partir de la dosis máxima en condiciones de referencia. La desventaja principal de esta configuración es la variabilidad geométrica si el paciente se mueve o si el tumor no se encuentra superficial.

Una de las ventajas principales de trabajar con SSD es su simplicidad: la fuente se coloca a una distancia fija de la superficie, y no es necesario realizar rotaciones complejas como se muestra en la Figura 3. Sin embargo, esta técnica tiene limitaciones importantes, especialmente cuando se requiere irradiar desde múltiples ángulos, ya que en cada campo sería necesario reposicionar al paciente o el equipo para mantener constante la SSD, lo cual puede ser incómodo, impreciso o inviable en técnicas avanzadas.

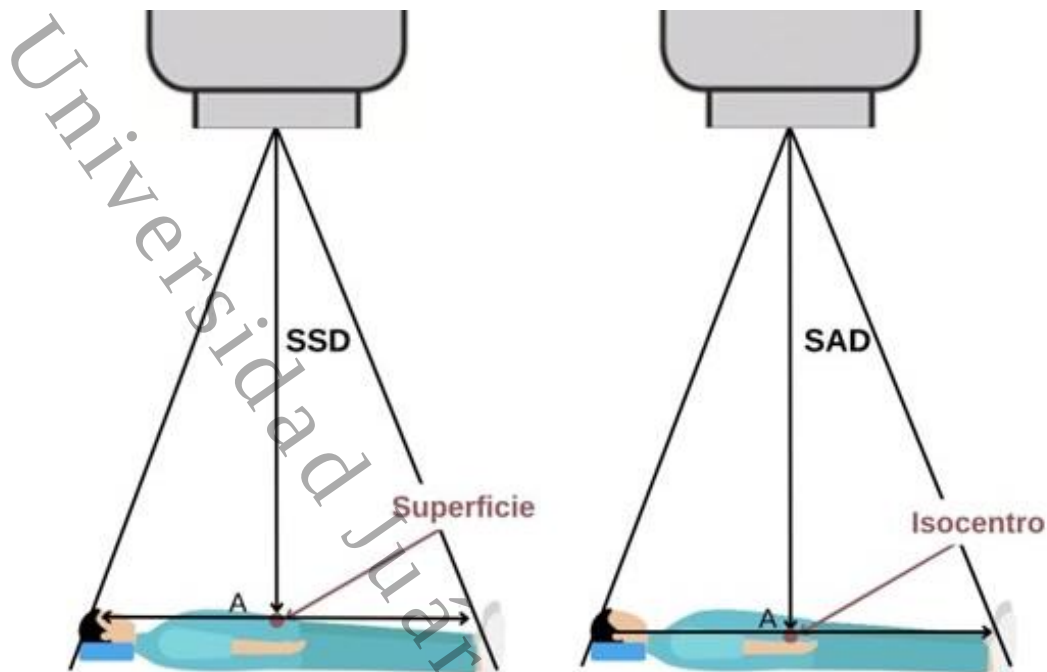


Figura 3. Representación esquemática de las configuraciones geométricas SSD (fuente-superficie) y SAD (fuente-isocentro) utilizadas en radioterapia para la administración y planificación de dosis. El tamaño de campo se define en el plano perpendicular al eje del haz: en la superficie del paciente para configuraciones SSD, y en el isocentro para configuraciones SAD. Este campo determina el área irradiada y su dimensión influye en la distribución de dosis dentro del volumen objetivo.

b) Distancia Fuente-Isocentro (SAD)

Como explicamos anteriormente, la SAD corresponde a la distancia entre la fuente de radiación y un punto fijo dentro del cuerpo del paciente, denominado isocentro. Este punto es el eje común alrededor del cual pueden girar tanto el cabezal del acelerador como la camilla, lo que permite entregar haces desde múltiples direcciones sin necesidad de mover al paciente. En este enfoque, la profundidad se mide desde el isocentro hacia cualquier punto del volumen blanco o de interés.

En esta técnica, la distancia desde la fuente hasta el isocentro del paciente (SAD) se mantiene constante, independientemente de la posición de la superficie. Este enfoque es el estándar actual en técnicas avanzadas como la radioterapia conformacional tridimensional (3D-CRT, Three-Dimensional Conformal Radiotherapy), la radioterapia de intensidad modulada (IMRT, Intensity-Modulated Radiation Therapy), la radioterapia volumétrica de arco modulada (VMAT, Volumetric Modulated Arc Therapy) y los procedimientos estereotácticos, ya que permite múltiples rotaciones

del cabezal del acelerador alrededor del paciente, ofreciendo un mayor control angular y espacial [8].

En esta configuración, la variable dosimétrica utilizada es el TMR (Tissue Maximum Ratio) en función a la distancia, se puede escribir de la siguiente manera:

$$TMR(Z) = \frac{D_w(Z)}{D_w(Z_{max})}. \quad (5)$$

A diferencia del PDD, el TMR no depende del SSD y por tanto es más adecuado para configuraciones rotacionales e isocéntricas, [9]. Dichas configuraciones se muestran en la figura 4.

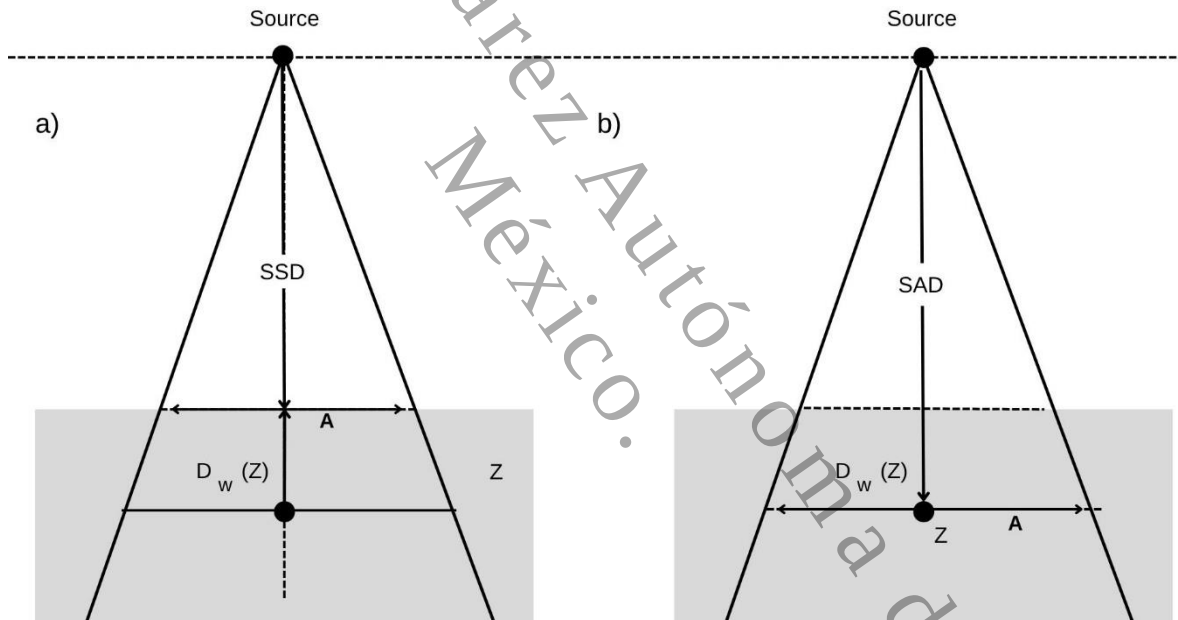


Figura 4. Comparación esquemática de las condiciones geométricas utilizadas para determinar el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) y la razón de dosis máxima en tejido (TMR). (a) En configuración SSD, el PDD se mide desde la superficie del medio hasta una profundidad Z, y depende de dicha distancia, el tamaño de campo se define en la superficie de entrada del maniquí. (b) En configuración isocéntrica (SAD), el TMR se determina manteniendo constante la distancia fuente-isocentro, por lo que es independiente de la SSD, el tamaño de campo para esta configuración se establece en el isocentro. Esta diferencia hace al TMR más adecuado para técnicas rotacionales o tratamientos con múltiples campos.

Ahora, la fórmula dosimétrica para SAD es:

$$D_w(Z) = D_w(Z_{max}) \cdot TMR(Z) \cdot ISF, \quad (6)$$

donde:

- $D_w(Z_{max})$: Dosis en Z_{max}
- ISF : Corrección por Isocentro, que corrige por diferencias de distancia.

$$ISF = \left(\frac{SAD}{SSD + Z} \right)^2. \quad (7)$$

La geometría SSD se caracteriza por medir desde la fuente a la superficie del paciente, se utiliza en técnicas más simples y su dosimetría se basa en el PDD. En cambio, la geometría SAD mide desde la fuente hasta el isocentro dentro del cuerpo, es la base de las técnicas modernas de radioterapia, y emplea parámetros como TPR y TMR para los cálculos dosimétricos. Comprender la diferencia entre ambas configuraciones es esencial para todo físico médico, ya que afecta la planificación del tratamiento, el tipo de datos que se deben usar y las características del haz con las que se debe trabajar en cada caso clínico.

c) Factor de salida o factor de campo

De acuerdo con el protocolo TRS-398 de la IAEA,[1, 2, 3], el factor de campo puede determinarse mediante el cociente entre las lecturas corregidas del dosímetro medidas en unas condiciones determinadas y las medidas en las condiciones de referencia. Estas medidas se hacen generalmente en la profundidad del máximo de dosis o en la profundidad de referencia y se corrigen a la profundidad del máximo de dosis utilizando los datos de porcentajes de dosis en profundidad (o de TMR).

Los factores de salida (Output Factors, OF, por sus siglas en inglés) son coeficientes de corrección que determinan cómo varía la salida (dosis por unidad monitor) de un haz de radiación cuando se cambia el tamaño del campo irradiado, comparado con un campo de referencia estándar. Por otro lado, se define como la razón entre la dosis medida en un campo clínico específico y la dosis medida en un campo de referencia, bajo las mismas condiciones; energía, profundidad y SSD o SAD, [9].

$$OF = \frac{D_w(Z_{ref}, S, SSD)}{D_w(Z_{ref}, A, SSD)}, \quad (8)$$

donde:

- Z_{ref} : profundidad de referencia $Z_{ref} = 10 \text{ cm}$
- S : es el tamaño de campo específico o evaluado
- A : tamaño de campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$
- SSD: distancia fuente-superficie, fija para ambos campos

Estos factores son esenciales para el cálculo de dosis y unidades monitor UM en tratamientos de radioterapia porque permiten ajustar el cálculo de UM cuando se utilizan tamaños de campo distintos al estándar, reflejan cómo el haz se comporta en la práctica clínica, especialmente en técnicas como TBI, donde se usan campos muy grandes y distancias extendidas. Son necesarios para obtener una distribución de dosis precisa y segura en el paciente.

Además de lo descrito anteriormente, existe la dosimetría de no referencia/ campos pequeños o campos muy grandes, en donde, en este tipo de dosimetría se tienen condiciones que no son estándar, esto ocurre cuando los campos son muy pequeños, como en radiocirugía o IMRT, o en campos muy grandes, como en tratamientos de irradiación corporal total (TBI).

2.2 CALIBRACIÓN DOSIMÉTRICA EN CONDICIONES DE REFERENCIA

2.2.1 Dosis absorbida

La dosis absorbida se define como el promedio de la energía impartida $\bar{\epsilon}$ por la radiación ionizante por unidad de masa. Su unidad en el Sistema Internacional (SI) es el gray (Gy), donde $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg}$, [9,16].

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm}, \quad (9)$$

donde:

- D : Dosis absorbida,
- $\bar{\epsilon}$: promedio de la *energía impartida*
- m : masa del volumen irradiado.

En radioterapia, el objetivo principal para lograr el control del volumen tumoral es entregar la dosis absorbida con una incertidumbre expandida $U(k=2) \leq 5\%$, donde k es el factor de cobertura, optimizando a la vez la protección de los tejidos sanos circundantes.

2.2.2 Calibración dosimétrica TRS 398

La dosis absorbida en agua $D_w(Z)$, es la magnitud dosimétrica de referencia utilizada actualmente en radioterapia de haces externos (el agua es un medio equivalente al tejido blando humano en cuanto a su composición y densidad). La correcta determinación de D_w es fundamental para garantizar que la dosis prescrita al volumen tumoral sea administrada con precisión requerida para lograr la respuesta biológica requerida.

Con base en los protocolos internacionales más aceptados, el IAEA TRS-398 y el AAPM TG-51, [1, 2, 3, 5], la calibración de haces clínicos se realiza utilizando cámaras de ionización con un factor de calibración trazable en términos de D_w , bajo condiciones estandarizadas. La calibración busca ajustar el monitor del LINAC para que entregue: $D_w = 1 \text{ cGy/MU}$, es decir, 1 centigray de dosis absorbida por cada unidad monitor (MU).

La cámara de ionización mide la carga eléctrica producida por la ionización del aire en su volumen sensible. Las lecturas obtenidas de carga se convierten en dosis absorbida en agua D_w aplicando una secuencia de correcciones y factores normalizados. El procedimiento se realiza en condiciones de referencia, típicamente:

- Profundidad: $Z = 10 \text{ cm}$ en un tanque de agua
- Tamaño de campo: $A = 10 \times 10 \text{ cm}^2$
- Distancia fuente-piel (SSD: Skin Source Distance): 100 cm (o SAD = 100 cm)
- Energías de fotones: 6 MV y 18 MV.



Figura 5. Configuración experimental empleada para la caracterización dosimétrica en condiciones de referencia, utilizando una distancia fuente-superficie (SSD) de 100 cm y un tamaño de campo de 10x10cm², el cual se define en la superficie de entrada del maniquí de agua. La cámara de ionización se encuentra posicionada a 10 cm de profundidad. El arreglo se llevó a cabo en el área de radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús", utilizando un acelerador Lineal Varian Clinac iX.

Para realizar este cálculo, se utiliza la ecuación fundamental de calibración, [1, 2, 3];

$$D_w(Z) = N_{D_w} \cdot M(Z) \cdot k_{TP} \cdot k_{rec} \cdot k_{pol} \cdot k_Q, \quad (10)$$

donde:

- D_w : dosis absorbida en agua, Gy.
- $M(Z)$: lectura de la cámara colocada en la posición d .
- $N_{D,w}$: factor de calibración de la cámara en agua, suministrado por un laboratorio acreditado, Gy C⁻¹.
- k_Q : factor de corrección de calidad del haz clínico
- k_{TP} : Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por el efecto de la diferencia que pueda existir entre la temperatura y presión de referencia especificadas por el laboratorio de calibración, y la temperatura y presión de la cámara en la instalación del usuario en condiciones ambientales diferentes.
- k_s : Factor que corrige la respuesta de una cámara de ionización por pérdidas en la colección de la carga (por recombinación de iones).

Durante la medición, la lectura bruta M de la cámara debe ser corregida para obtener la lectura neta M_Q , a través de los siguientes factores, [1, 2]

$$M_Q = M \cdot k_{T,P} \cdot k_{pol} \cdot k_s, \quad (11)$$

donde:

- $k_{T,P}$: corrección por temperatura y presión

$$k_{T,P} = \frac{(273.2 + T) P_0}{(273.2 + T_0) P}, \quad (12)$$

- k_{pol} : corrección por polaridad

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M}, \quad (13)$$

- k_s : corrección por recombinación de iones

$$k_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2. \quad (14)$$

2.2.3 Determinación de la calidad del haz

La correcta calibración dosimétrica de haces de fotones en radioterapia requiere que todas las mediciones se realicen bajo condiciones de referencia estandarizadas, y que se determine la calidad del haz clínico, ya que de ella depende el valor del factor de corrección de calidad k_{Q,Q_0} , [1, 2, 3], que depende de un parámetro que a continuación se describe:

Determinación de la calidad del haz mediante TPR_{20,10}

El factor $N_{D,W}$ es proporcionado por un laboratorio secundario de calibración dosimétrica y está certificado por estándares primarios nacionales o internacionales. El factor k_Q por su parte, corrige la diferencia entre la calidad del haz clínico y el haz de referencia para el cual se calibró la cámara.

Para determinar el índice de calidad del haz, se realiza una medición manteniendo una distancia fuente-isocentro constante de 100 cm. Se colocan 10 y 20 g/cm² de agua sobre la cámara para simular diferentes profundidades, utilizando un campo de 10 × 10 cm², dicho tamaño de campo se define en el plano del isocentro, donde se coloca el detector. Esta prueba puede hacerse con una cámara de ionización cilíndrica o plano-paralela, según el equipo disponible.

El protocolo TRS-398 establece que la calidad del haz de fotones se determina a partir de la relación $TPR_{20,10}$, (Tissue-Phantom Ratio), es un valor que compara la dosis absorbida a 20 cm de profundidad con la dosis a 10 cm, bajo las mismas condiciones de irradiación (misma energía, campo, y distancia fuente-isocentro, SAD constante), definida como, [1, 2, 3]:

$$TPR_{20,10} = \frac{D_w(Z)}{D_w(Z_{ref})} , (15)$$

- $D_w(Z)$: dosis absorbida a una profundidad de $Z = 20 \text{ cm}$
- $D_w(Z_{ref})$: dosis absorbida a una profundidad de referencia $Z_{ref} = 10 \text{ cm}$

Ambas dosis se miden con el mismo tamaño de campo de 10x10 cm² y a la misma distancia fuente isocentro (SAD) de 100cm.

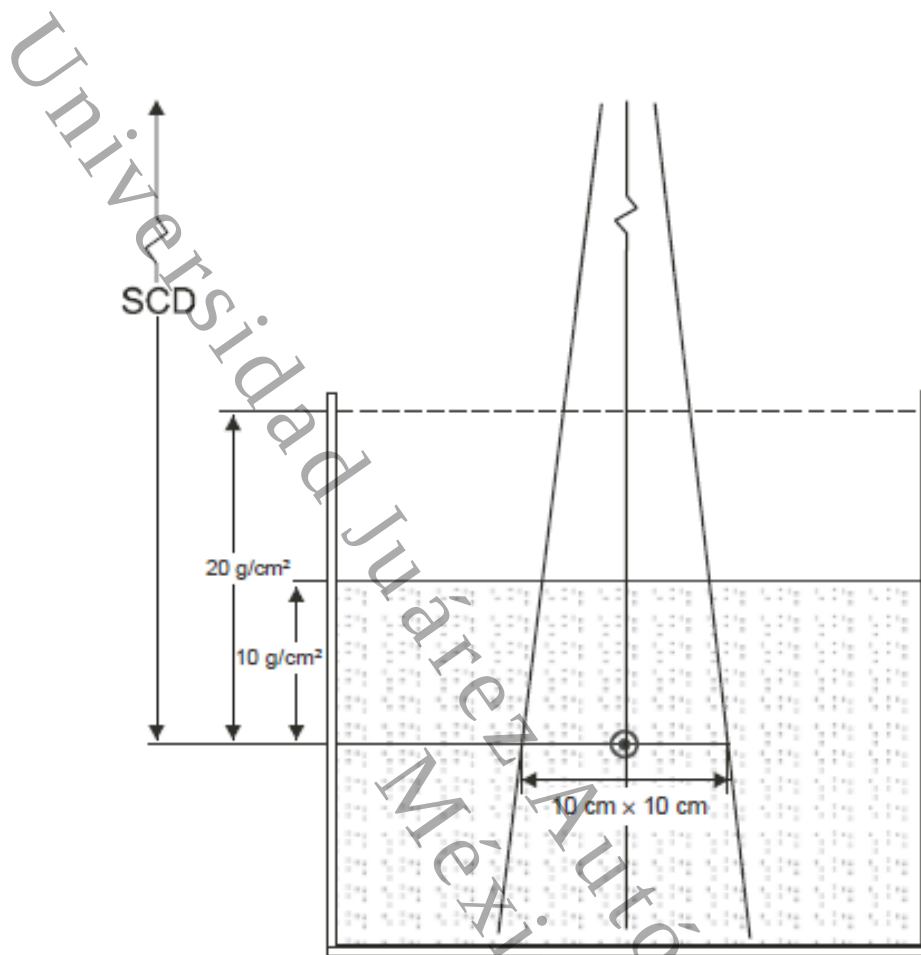


Figura 6. Configuración experimental para la determinación del índice de calidad del haz Q ($TPR_{20,10}$). La distancia fuente-cámara (SAD) se mantiene fija en 100 cm, y las mediciones se realizan con espesores equivalentes a 10 g/cm² y 20 g/cm² de agua sobre la cámara. El campo en la posición del punto de referencia se establece en 10 cm x 10 cm. Para esta medición puede utilizarse tanto una cámara de ionización cilíndrica como una cámara plano-paralela, [1, 2, 3].

Una vez determinado el valor experimental de $TPR_{20,10}$ se consulta la tabla 2 de k_{Q,Q_0} provista por el TRS-398 o el laboratorio de calibración, la cual entrega el factor de calidad correspondiente a ese tipo de cámara y energía de haz, [1, 2, 3].

Tabla 2. Valores calculados de k_Q para haces de fotones de alta energía, para varias cámaras de ionización cilíndricas en función de la calidad del haz $TPR_{20,10}$. Adaptado de Andreo [20]; [1, 2].

Tipo de cámara de ionización ^a	Calidad del haz $TPR_{20,10}$														
	0,50	0,53	0,56	0,59	0,62	0,65	0,68	0,70	0,72	0,74	0,76	0,78	0,80	0,82	0,84
Nuclear Assoc. 30-752 Farmer	1,004	1,003	1,001	1,000	0,998	0,996	0,993	0,991	0,989	0,985	0,981	0,974	0,967	0,959	0,947
NE2515	1,001	1,001	1,000	0,999	0,997	0,994	0,991	0,988	0,984	0,980	0,975	0,967	0,959	0,950	0,937
NE 25 15/3	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE 2577	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE 2505 Farmer	1,001	1,001	1,000	0,999	0,997	0,994	0,991	0,988	0,984	0,980	0,975	0,967	0,959	0,950	0,937
NE 2505/A Farmer	1,005	1,003	1,001	0,997	0,995	0,990	0,985	0,982	0,978	0,974	0,969	0,962	0,955	0,947	0,936
NE 2505/3, 3A Farmer	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE 2505/3, 3B Farmer	1,006	1,004	1,001	0,999	0,996	0,991	0,987	0,984	0,980	0,976	0,971	0,964	0,957	0,950	0,938
NE2571 Farmer	1,005	1,004	1,002	1,000	0,998	0,995	0,993	0,991	0,989	0,986	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
NE2581 Farmer	1,005	1,003	1,001	0,998	0,995	0,991	0,986	0,983	0,980	0,975	0,970	0,963	0,956	0,949	0,937
NE 2561/2611 Sec. Std	1,006	1,004	1,001	0,999	0,998	0,994	0,992	0,990	0,988	0,985	0,982	0,975	0,969	0,961	0,949
PTW 23323 micro	1,003	1,003	1,000	0,999	0,997	0,993	0,990	0,987	0,984	0,980	0,975	0,967	0,960	0,953	0,941
PTW 23331 rigid	1,004	1,003	1,000	0,999	0,997	0,993	0,990	0,988	0,985	0,982	0,978	0,971	0,964	0,956	0,945
PTW 23332 rigid	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,976	0,968	0,961	0,954	0,943
PTW 23333	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,985	0,981	0,976	0,969	0,963	0,955	0,943
PTW 3000 1/30010 Farmer	1,004	1,003	1,001	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,985	0,981	0,976	0,969	0,962	0,955	0,943
PTW 30002/300 11 Farmer	1,006	1,004	1,001	0,999	0,997	0,994	0,992	0,990	0,987	0,984	0,980	0,973	0,967	0,959	0,948
PTW 30004/30012 Farmer	1,006	1,005	1,002	1,000	0,999	0,996	0,994	0,992	0,989	0,986	0,982	0,976	0,969	0,962	0,950
PTW 30006/30013 Farmer	1,002	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940
PTW 31002 flexible	1,003	1,002	1,000	0,999	0,997	0,994	0,990	0,988	0,984	0,980	0,975	0,968	0,960	0,952	0,940

2.2.4 Definición y objetivos clínicos de la TBI

La irradiación corporal total (TBI, Total Body Irradiation) es un tipo de tratamiento de radioterapia con haces externos de fotones de rayos x de alta energía, que consiste en irradiar completamente el cuerpo humano para tratar ciertas enfermedades como: leucemia, anemia aplásica, linfoma, mieloma múltiple, enfermedades autoinmunes, errores congénitos del metabolismo, etc. [13].

También se utiliza como tratamiento de acondicionamiento preparativo en trasplante de células madre hematopoyéticas, conocido como trasplante de células madre o médula ósea. Entre sus objetivos para esta modalidad, están la inmunosupresión; disminuir la respuesta del sistema inmune, para reducir la probabilidad de rechazo de las células trasplantadas y erradicar cáncer residual, [13].

La técnica TBI se implementa utilizando un acelerador lineal de partículas (LINAC), que a diferencia de la radioterapia convencional que se dirige a una región u órgano específico, la TBI se administra al cuerpo entero, por tanto, se requiere un control de alta precisión y exactitud de la dosis absorbida administrada al paciente para minimizar los efectos secundarios por irradiación de

tejido sano, esto implica una calibración de la dosis absorbida en agua D_w con una incertidumbre expandida $U(k=2) \leq 5\%$, [9, 10].

En efecto cualquier error o incertidumbre en la dosimetría a cuerpo entero puede implicar la muerte del paciente, ya que la dosis letal para este caso es de 10 Gy, [15]

2.2.5 Ley del Inverso al cuadrado para el caso del TBI

La ley del inverso del cuadrado es un principio físico fundamental que describe cómo la intensidad de una radiación electromagnética disminuye con el cuadrado de la distancia desde la fuente puntual de emisión, [9, 14].

En radioterapia, esta ley se expresa como:

$$\frac{D_{w_1}}{D_{w_2}} = \left(\frac{d_{w_2}}{d_{w_1}} \right)^2, \quad (16)$$

donde, D_{w_1} y D_{w_2} representan las dosis absorbidas en agua en dos puntos ubicados a distancias Z_1 y Z_2 desde la fuente.

Asimismo, esta ley puede aplicarse con cargas:

$$\frac{Q_1}{Q_2} = \left(\frac{d_{w_2}}{d_{w_1}} \right)^2. \quad (17)$$

2.2.6 Conversión de PDD para haces de fotones de una SSD a otra

En el contexto clínico, los valores de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) suelen estar disponibles para una distancia fuente-superficie (SSD) estándar, generalmente 100 cm. Sin embargo, en la práctica radioterapéutica pueden ser necesarias evaluaciones para SSD diferentes. Para realizar esta conversión, el BJR Supplement 25 propone un modelo simplificado que permite obtener el valor de PDD para una SSD distinta a partir de una SSD conocida, considerando la ley del inverso del cuadrado, el cambio en la divergencia del haz y la variación en el factor de dispersión con el tamaño de campo efectivo a profundidad de máxima dosis, [6].

La fórmula de corrección sugerida para cambios en la SSD es la siguiente:

$$F_s^2 = \left(\frac{f_1 + Z}{f_1 + Z_{max}} \right)^2 \times \left(\frac{f_2 + Z_{max}}{f_2 + Z} \right)^2 . \quad (18)$$

Para el valor de la dosis a profundidad en SSD f_1 para calcular el porcentaje de dosis a profundidad en f_2 . En donde:

- f_1 : es la SSD original
- f_2 : es la nueva SSD
- Z : la profundidad de interés
- Z_{max} : es la profundidad de dosis máxima que alcanza la energía del haz seleccionado.

El valor corregido de PDD en la nueva SSD se calcula aplicando este factor, [6]:

$$PDD[Z, f_2, S] = PDD[Z, f_1, S] \frac{PSF \left[\frac{S}{F} \right]}{PSF[S]} F_s^2 , \quad (19)$$

donde $\frac{S}{F}$ es el tamaño de campo equivalente a la SSD f_1 y PSF es el phantom scatter factor.

La conversión de PDD es particularmente útil cuando se trabaja con SSD extendidas, como en TBI, donde el sistema de irradiación puede requerir distancias de hasta 300 o 400 cm. En estos casos, sería inviable realizar mediciones físicas a cada configuración, por lo que la fórmula permite obtener curvas ajustadas a partir de datos experimentales o tabulados para SSD estándar.

Además, estas conversiones aseguran consistencia dosimétrica en el planeamiento clínico y permiten mantener las condiciones de referencia recomendadas en protocolos internacionales como el IAEA TRS-398.

2.2.7 Determinación del TPR para el caso de TBI

La Relación Tejido-Maniquí es un parámetro dosimétrico utilizado en radioterapia para describir la distribución de dosis a lo largo de la profundidad en un medio simulador del cuerpo humano (maniquí), cuando se utiliza un haz de radiación, especialmente en haces de fotones de MV. Se define como la razón entre la dosis absorbida a una profundidad d en el eje central del haz, y la dosis absorbida a una profundidad de referencia d_0 , bajo condiciones isocéntricas, es decir, con una distancia fuente-superficie constante, [9]

$$TPR(Z) = \frac{D_w(Z)}{D_w(Z_{ref})} , \quad (20)$$

- $D_w(Z)$ es la Dosis medida a una profundidad Z .
- $D_w(Z_{ref})$ es la dosis medida a la profundidad Z_{max} .

A diferencia del PDD, que depende de la distancia fuente-superficie (SSD), el TPR se utiliza en configuraciones isocéntricas, y por tanto es independiente de la SSD. Esta propiedad lo hace particularmente útil para sistemas de planificación de tratamiento (TPS), en donde las distancias entre el haz y el punto de interés pueden variar durante la rotación del gantry o el uso de campos múltiples.

En el contexto de tratamientos de Irradiación Corporal Total (TBI), el uso del TPR permite una caracterización más precisa de la distribución de dosis en profundidades elevadas, donde los efectos de dispersión y retrodispersión adquieren mayor relevancia.

Sin embargo, cuando las mediciones se realizan en geometrías extendidas, como ocurre en irradiación corporal total (TBI), donde las distancias y campos exceden los valores de referencia, es necesario utilizar una forma generalizada del TPR que contemple los cambios geométricos del sistema.

La expresión general para TPR en condiciones no estándar es, [15]:

$$TPR(Z, A_Z) = \frac{D_w(Z, A, SSD)}{D_w(Z, A, SSD + Z - Z_{ref})} , \quad (21)$$

donde, $D_w(Z, A, SSD)$ es la dosis absorbida en agua medida a profundidad Z desde una distancia SSD y $D_w(Z, A, SSD + Z - Z_{ref})$ es la dosis medida ajustando la geometría para igualar la posición del punto de referencia.

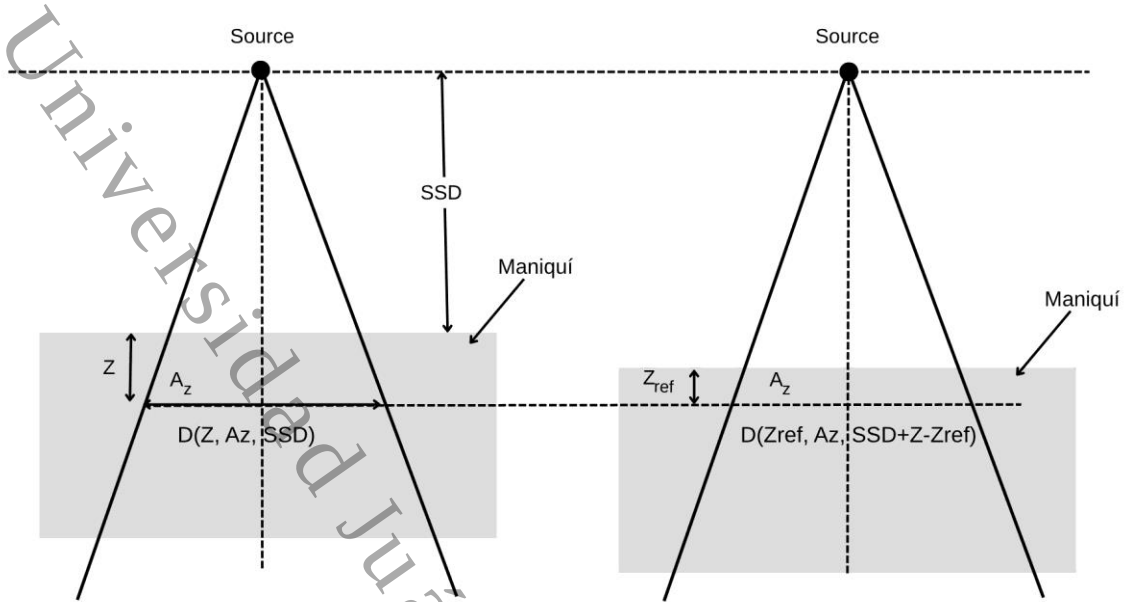


Figura 7. Se muestra la configuración utilizada para medir el TPR en condiciones no estándar, en la cual el punto de medición se mantiene fijo, (SAD constante), mientras se ajusta la distancia fuente-superficie (SSD) para conservar dicha posición,[6].

Esta forma ajustada del TPR se emplea cuando no es posible mantener constante la distancia fuente-detector al cambiar la profundidad de medición, como ocurre al usar configuraciones extendidas o no isocéntricas. Permite obtener una relación dosimétrica válida al comparar dosis en distintas profundidades desde diferentes posiciones del maniquí, compensando la diferencia de distancia mediante una corrección geométrica basada en la ley del cuadrado inverso.

Para realizar la conversión de los datos dosimétricos medidos en términos de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) a relación tejido-maniquí (TPR) bajo configuraciones no convencionales como las utilizadas en irradiación corporal total (TBI), se emplea la siguiente expresión, [14]:

$$TPR(Z) = \frac{PDD(Z, r, SDD)}{100\%} \times \left(\frac{SSD + Z}{SDD + Z_{max}} \right)^2 \times \frac{S_p(r_{Z_{max}})}{S_p(r_Z)} . \quad (22)$$

De acuerdo con lo establecido en el protocolo IAEA TRS-398, [1, 2, 3], el cociente entre las lecturas de una cámara de ionización puede emplearse para determinar el Tissue Phantom Ratio

(TPR), siempre que se mantengan constantes las condiciones geométricas y de irradiación. Bajo técnica isocéntrica (SAD constante), el valor medido por la cámara es directamente proporcional a la dosis absorbida en el punto de interés, por lo que el TPR puede expresarse como el cociente entre las lecturas obtenidas a una profundidad d y una profundidad de referencia d_{ref} ;

$$TPR(Z) = \frac{M(Z)}{M(Z_{ref})} \quad . \quad (23)$$

Esta relación es válida si el haz permanece invariable, el campo proyectado es el mismo y las condiciones ambientales y del sistema de medición no presentan variaciones significativas.

Capítulo III

3 DESARROLLO EXPERIMENTAL

3.1 CONSIDERACIONES PARA MEDICIONES EN CONDICIONES DE REFERENCIA

3.1.1 Diseño experimental para calibración dosimétrica en condiciones de referencia

a) Materiales y métodos

Para la calibración dosimétrica se empleó el acelerador lineal Varian Clinac iX propiedad del Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, figura 8, operando con haces de fotones de energía 6 MV y 18 MV. Se utilizó una cámara de ionización tipo Farmer PTW 30013 conectada a un electrómetro Marca: PTW, Modelo: Unidos E, así como un maniquí de agua (tanque de agua) automatizado Marca: PTW para mediciones en condiciones de referencia. Las condiciones ambientales fueron monitoreadas mediante termómetro de mercurio, barómetro digital y sonda térmica sellada.

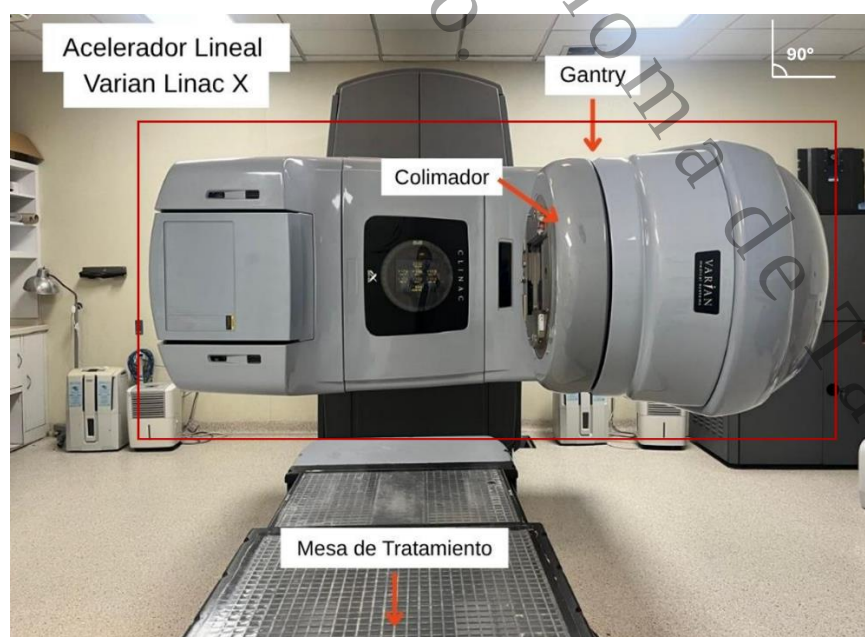


Figura 8. Acelerador Lineal Varian Clinac iX serie 1064, instalado en el Hospital Regional de Alta Especialidad Dr. Juan Graham Casasús.

Todos los dispositivos, como el termómetro, barómetro y cámara fueron calibrados previamente en un Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) y utilizados conforme a los lineamientos establecidos en el protocolo IAEA TRS-398 para determinar la dosis absorbida en agua D_w en condiciones de referencia, [1, 2, 9].

b) Configuración experimental SSD

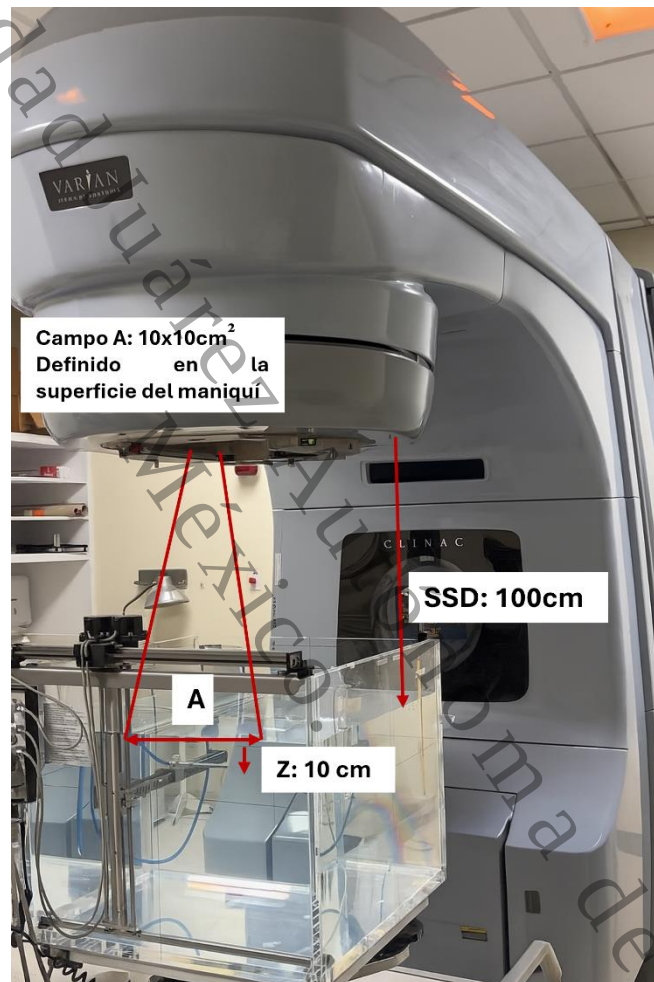


Figura 9. Diseño experimental para condiciones de referencia colocando la cámara a 10 cm de profundidad en un tanque de agua, con una SSD de 100 cm.

El maniquí de agua se posiciona, alineando mediante los ejes de posicionamiento haciendo coincidir el cruce del maniquí con el cruce del colimador del acelerador. Posteriormente se colocó la cámara de ionización y el electrómetro, y se llenó el tanque con agua bidestilada. Se hundió la cámara a una profundidad de 10 cm, y se ubicó el punto efectivo de medición, como se muestra en la Figura 9.

La distancia fuente-superficie (SSD) se ajustó a 100 cm midiendo desde la fuente del acelerador hasta la superficie del agua, cumpliendo así con las condiciones de referencia establecidas por el protocolo TRS-398, [1, 2, 3]. El campo de irradiación se definió como $10 \times 10 \text{ cm}^2$ en la superficie de entrada del maniquí, y el gantry a 0° . Bajo esta configuración, se registraron las lecturas de carga eléctrica mediante el electrómetro para determinar la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia.

3.2 CONSIDERACIONES DE MEDICIONES PARA TBI EN CONDICIONES DE NO REFERENCIA

3.2.1 Mediciones de TPR, OF y Dw.

a) Materiales y métodos

Las mediciones se llevaron a cabo en el departamento de radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, utilizando un acelerador lineal Varian Clinac iX, solo para la energía de 6MV.

Para la medición de las cargas se empleó una cámara de ionización tipo Farmer, Modelo: PTW 30013, conectada a un electrómetro Marca: PTW, Modelo: Unidos E. Como medio de simulación se utilizaron placas de agua sólida de diferentes espesores, las cuales son bloques (o láminas) de un material plástico simulador de tejido que imita las propiedades de absorción y dispersión de la radiación del agua, estas fueron montadas sobre la mesa de tratamiento del acelerador, la cual permitió el desplazamiento longitudinal necesario para alcanzar la distancia requerida.

Además de las placas, se colocaron un maniquí motorizado Marca: PTW y un tanque auxiliar más pequeño como se muestra en la Figura 10, cuya función fue controlar la dispersión del haz en condiciones de campo grande. La medición de distancias se realizó utilizando una cinta métrica, y se tomaron registros de las condiciones ambientales mediante termómetro y barómetro, para su posterior corrección.

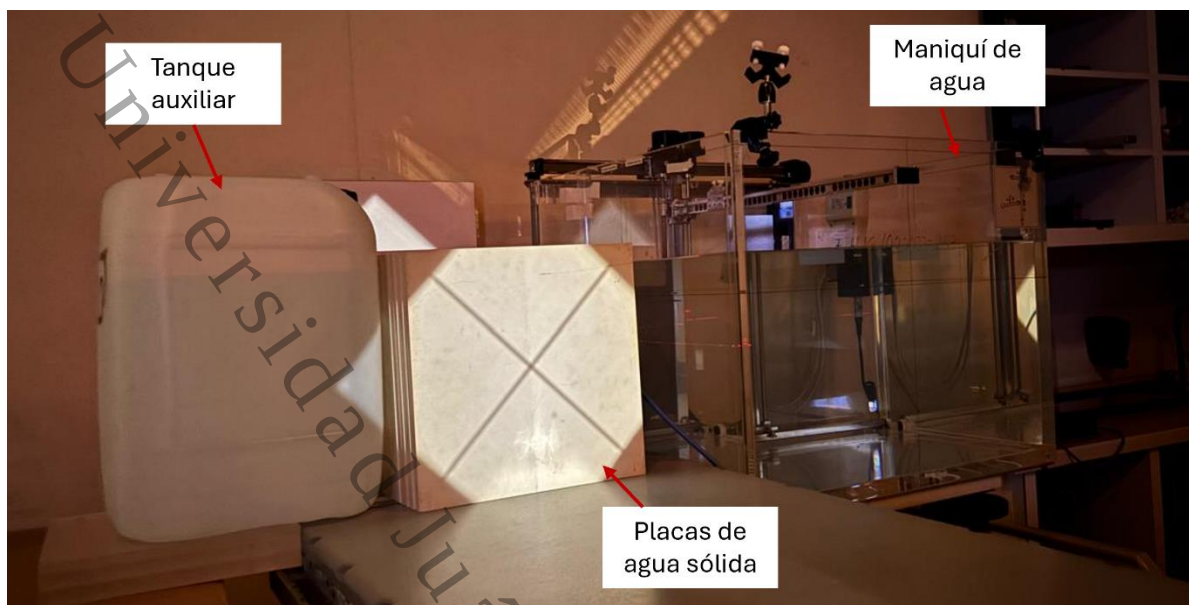


Figura 10. El arreglo experimental que se muestra fue utilizado para poder encontrar los datos de TPR, OF y D_w . Se muestra cómo se acomodaron de forma alineada recipientes con agua para atenuar la dispersión.

b) Configuración experimental SSD para TBI

El diseño experimental se implementó con el objetivo de realizar: las funciones PDD, los factores de salida (OF por sus siglas en inglés) y la verificación de la Ley del Cuadrado Inverso (ISL por sus siglas en inglés). Para ello, se posicionó el gantry del acelerador a 90° y el colimador a 45° , configurando una geometría estable y reproducible.

La mesa de tratamiento fue desplazada longitudinalmente para permitir el posicionamiento de un bloque de placas de agua sólida, en el cual se insertó la cámara de ionización a distintas profundidades. Se estableció una distancia fuente-superficie (SSD) fija de 330 cm y una profundidad $Z=10\text{cm}$, medida desde el colimador hasta la superficie frontal del conjunto de placas (véase la figura 7).

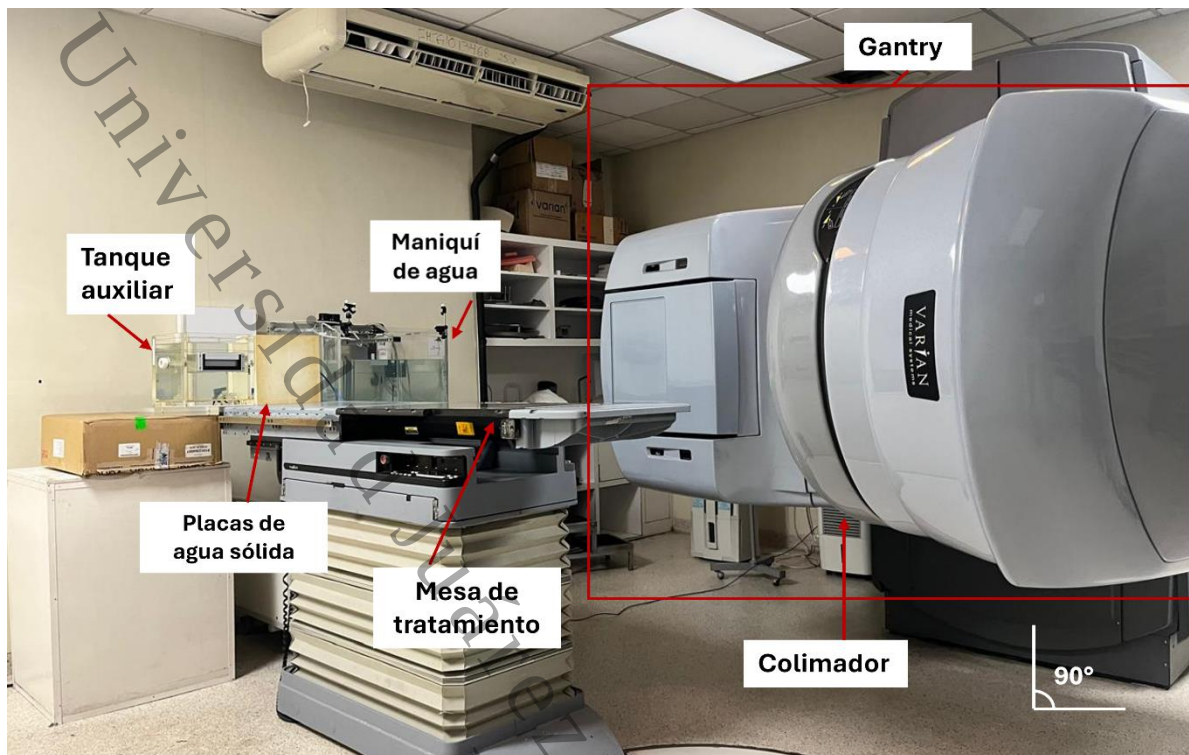


Figura 11. Configuraciones del arreglo experimental mostrando la posición del gantry a un ángulo de 90° y la extensión longitudinal de la mesa de tratamiento colocada a un ángulo de 90° .

Adicionalmente, se añadieron placas de agua sólida detrás de la cámara para simular el espesor total del volumen equivalente al paciente. De forma paralela, se colocaron un tanque de agua y un tanque auxiliar más pequeño en posiciones laterales y posteriores al sistema principal, con el objetivo de reducir los efectos de dispersión secundaria generados por campos de tamaño grande, como el campo clínico de $38 \times 38 \text{ cm}^2$ proyectado a la distancia de 330 cm.

Para el cálculo de los factores de salida, se mantuvo fija la profundidad a 10 cm y se utilizaron diversos tamaños de campo, incluyendo el campo clínico, bajo una tasa de dosis de 100 UM/min. La relación dosimétrica se definió como (8).

Finalmente, para la verificación de la Ley del Cuadrado Inverso, se realizaron mediciones variando la SSD, manteniendo constante la profundidad de la cámara, y comparando la razón de cargas medidas con la relación teórica (17).

Todas las mediciones se realizaron de manera individual para cada tamaño de campo, registrando las lecturas con el electrómetro y procesando los datos en hojas de cálculo para su análisis. Este diseño experimental fue implementado tomando como referencia el trabajo de

Instituto Nacional de Cáncer en Brasil [4], adaptado a las condiciones clínicas y técnicas del Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”.

c) Configuración SAD para TBI

Con el propósito de determinar la función TPR para los campos extendidos o grandes usados en TBI

La cámara fue posicionada en el isocentro a una distancia de 340 cm (manteniendo esta distancia fija y variando la profundidad $Z = 5, 10, 15$ y 20), ajustando el número de láminas colocadas delante del detector.

Este arreglo permitió realizar mediciones de TPR mediante la variación de la profundidad de la cámara dentro del bloque sólido, manteniendo constante la Distancia Fuente-Cámara. Las razones TPR se calcularon utilizando la relación ajustada a esta geometría dada por la ecuación (23), [6].

Capítulo IV

4 RESULTADOS Y SU DISCUSION

4.1 DATOS OBTENIDOS

a) Cálculo de carga por la Ley del Inverso del Cuadrado

Con el objetivo de validar la ley del inverso al cuadrado para haces de fotones de 6 MV en condiciones clínicas, se realizaron mediciones de carga en agua a diferentes distancias fuente-superficie (SSD), manteniendo una profundidad de 10 cm; con esta validación se podrá calcular la $D_w(10,40 \times 40, 330)$ a partir del valor de $D_w(10,10 \times 10, 100)$ con las correcciones adecuadas.

Por lo tanto, se comparan los valores dos SSD diferentes: la condición de referencia (10, 10x10, 110) y la condición de TBI (10,38x38,340). En la Tabla 3 se presentan el promedio de las cargas medidas en cada configuración y los resultados obtenidos al aplicar la Ley del Inverso al cuadrado a las mismas.

Tabla 3. Comparación entre los valores de carga medida y carga estimada mediante la Ley del Inverso al Cuadrado. Las mediciones se realizaron en condiciones de referencia (10,10x10,100) y condiciones de no referencia (10,38x38,330) en el área de radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús". Se empleó un acelerador lineal Varian Clinac iX, un tanque de agua PTW y placas de agua sólida. Las cargas estimadas se obtuvieron aplicando la Ley del Inverso al Cuadrado (23) ajustada por el factor de salida correspondiente al campo de tamaño grande (40x40cm²).

Condición	Campo (cm ²)	SSD (cm)	Carga medida (nC)	Carga calculada (nC)	Diferencia relativa (%)
Referencia	10x10	110	12.57	12.01	-4.4 %
TBI	38x38	340	1.398	1.316	-5.9 %

b) Factores de salida OF

Con el objetivo de caracterizar el comportamiento de la intensidad haz bajo diferentes tamaños de campo, se determinan experimentalmente los factores de salida utilizando una tasa de dosis de 100 UM/min . Los resultados obtenidos se presentan en la tabla 4, en el cual se comparan los factores de salida obtenidos en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús” y los valores registrados en el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil, para un haz de 6MV.

Tabla 4. Se realizó una comparación entre los factores de salida obtenidos experimentalmente con un campo de $38 \times 38 \text{ cm}^2$ a SSD de 330cm y los valores reportados en reportados en [4] para haces de 6 MV.

Tamaño de campo (cm)	OF _{Graham}	OF _{Brasil, [4]}	$\Delta\%$
5	0.92	0.88	4.5
10	1.00	1.0	0.00
20	1.06	1.06	0.12
38	1.11	1.11	0.18

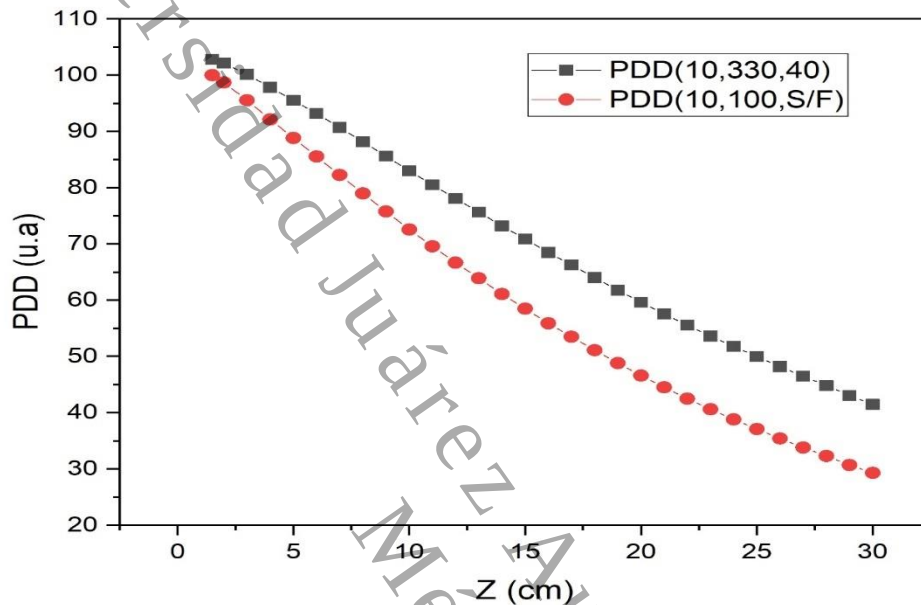
c) PDD para condiciones de TBI

Los valores de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) que se presentan en la Tabla 5 fueron obtenidos mediante extrapolación a partir de datos reportados en la literatura [3, 4], sin realizar mediciones experimentales directas.

Tabla 5. Valores de porcentaje de dosis en profundidad PDD extrapolados para un haz de 6 MV bajo condiciones de no referencia (TBI) y condiciones ajustadas de referencia. Los datos fueron obtenidos a partir de fuentes bibliográficas, principalmente el British Journal of Radiology [6], y los datos obtenidos en el Instituto Nacional del Cáncer de Brasil [4], y se extrapolaron para su aplicación en el análisis dosimétrico. Se incluye la incertidumbre combinada absoluta, estimada con base en el factor de dispersión, el factor geométrico y la interpolación de los datos utilizados.

Cálculo de PDD								
Z(cm)	PDD(10,330,40)	PDD(10,100,S/F)	PSF(S/F)	S/F	F	Fs	Fs^2	Incertidumbre Asociada
0	-	-	-	40.00	1.0000	0.9904	0.9808	
1	-	-	-	39.72	1.0069	0.9973	0.9945	
1.5	102.79	100	1.0675	39.59	1.0104	1.0007	1.0014	1.5418
2	102.12	98.7	1.0673	39.45	1.0139	1.0041	1.0082	1.5318
3	100.13	95.52	1.0668	39.19	1.0207	1.0109	1.0219	1.5019
4	97.81	92.12	1.0663	38.93	1.0275	1.0177	1.0356	1.4672
5	95.52	88.82	1.0658	38.67	1.0343	1.0244	1.0493	1.4327
6	93.15	85.54	1.0653	38.42	1.0411	1.0311	1.0631	1.3973
7	90.70	82.26	1.0649	38.18	1.0478	1.0377	1.0768	1.3605
8	88.13	78.96	1.0645	37.93	1.0544	1.0443	1.0905	1.3220
9	85.59	75.76	1.0640	37.70	1.0611	1.0509	1.1043	1.2839
10	82.97	72.56	1.0636	37.47	1.0676	1.0574	1.1180	1.2445
11	80.51	69.58	1.0632	37.24	1.0742	1.0639	1.1318	1.2076
12	78.06	66.68	1.0628	37.01	1.0807	1.0703	1.1455	1.1709
13	75.65	63.88	1.0624	36.79	1.0872	1.0767	1.1593	1.1347
14	73.19	61.1	1.0620	36.58	1.0936	1.0831	1.1731	1.0978
15	70.87	58.5	1.0616	36.36	1.1000	1.0894	1.1868	1.0631
16	68.48	55.9	1.0612	36.15	1.1064	1.0957	1.2006	1.0272
17	66.27	53.5	1.0609	35.95	1.1127	1.1020	1.2143	0.9941
18	63.99	51.1	1.0605	35.75	1.1190	1.1082	1.2281	0.9599
19	61.78	48.8	1.0602	35.55	1.1252	1.1144	1.2419	0.9267
20	59.63	46.6	1.0598	35.35	1.1314	1.1205	1.2556	0.8944
21	57.54	44.5	1.0595	35.16	1.1376	1.1267	1.2694	0.8632
22	55.54	42.5	1.0591	34.97	1.1438	1.1327	1.2831	0.8330
23	53.60	40.6	1.0588	34.79	1.1499	1.1388	1.2969	0.8041
24	51.75	38.8	1.0585	34.60	1.1559	1.1448	1.3106	0.7763
25	49.99	37.1	1.0582	34.42	1.1620	1.1508	1.3243	0.7498
26	48.18	35.4	1.0578	34.25	1.1680	1.1567	1.3380	0.7227
27	46.46	33.8	1.0575	34.07	1.1739	1.1627	1.3518	0.6969
28	44.84	32.3	1.0572	33.90	1.1799	1.1685	1.3655	0.6725
29	43.03	30.7	1.0569	33.73	1.1858	1.1744	1.3792	0.6455
30	41.46	29.3	1.0566	33.57	1.1917	1.1802	1.3929	0.6220

Gráfica 1. Comparación de funciones de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) calculadas para dos configuraciones diferentes. La curva negra representa el PDD para un haz con parámetros (10, 330, 40), mientras que la curva roja corresponde a la configuración (10, 100, S/F). Se observa que el valor del PDD disminuye con la profundidad Z , y que la geometría del haz influye significativamente en la distribución de dosis, resultando en valores más altos de PDD para configuraciones con mayor distancia fuente-superficie y campo mayor.



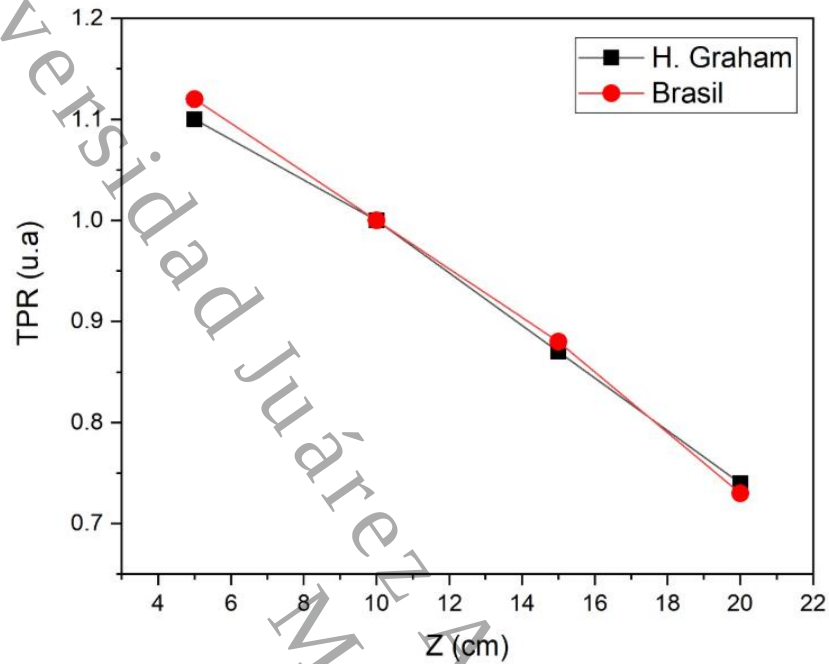
d) TPR para condiciones de TBI

Se presentan los valores de TPR obtenidos tanto de forma teórica como experimental, considerando configuraciones clínicas relevantes para TBI, con un campo de $38 \times 38 \text{ cm}^2$ y una SSD extendida de 330 cm. Asimismo, se incluyen los cálculos teóricos correspondientes a un campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ con el fin de analizar el efecto del tamaño de campo en la distribución de dosis en profundidad.

Tabla 6. Comparación entre los valores de TPR medidos en el Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús", con condiciones de (10, 38×38 , 330) y los medidos en el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil, bajo las condiciones de (10, 40×40 , 330)). Se empleó un acelerador lineal Varian Clinac iX, un tanque de agua PTW y placas de agua sólida.

Z(cm)	TPR _{Graham}	TPR, [4]	$\Delta\%$
5.0	1.10	1.12	1.8
10.0	1.00	1.00	0
15.0	0.87	0.88	1.15
20.0	0.74	0.73	1.35

Gráfica 2. Comparación de TPR medidos en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús” y los medidos en el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil, para un haz de 6MV.



e) Estimación de la $D_w(Z)$ a distintas SSD

La Tabla 7 resume el cálculo del presupuesto de la incertidumbre expandida $U(k = 2)$ para la calibración del haz de fotones de 6MV en términos de D_w , para condiciones de referencia que fue realizada en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, el 06 de junio de 2025, realizada bajo la dirección del M.C Alejandro Torres Hernández. Obteniéndose como resultado general una $D_w(Z_{max}) = 1.002 \text{ Gy} \pm U(k = 2) = 2.4\%$.

Tabla 7. Resultados de la calibración del haz de fotones de 6 MV realizada el 6 de junio de 2025 con el acelerador lineal Varian Clinac iX del Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”. Se presentan las magnitudes de entrada utilizadas para el cálculo de la dosis absorbida en agua en el punto de referencia $D_w(Z_{ref})$, y en el punto de máxima dosis $D_w(Z_{max})$, así como la incertidumbre asociada a cada una de ellas.

Análisis de Incertidumbre Configuración DFP/SSD				Incertidumbre			
i	FACTOR	VALOR	UNIDAD	Método A	Método B	%	Observación
1	NDw	5.405E+07	Gy/C	-	0.44	13.1	SERIE 12391 LSCD, ININ Trazable al BIPM Carta de control Distribución triangular: 0.1 cm Lectura corregida por Kad Volumen efectivo, definido por el campo eléctrico V1/V2= 4 TRS 398, pp 66 y 67 if.cb.lme.0186/2015
2	Estabilidad cámara	1.000E+00	-	0.11	-	0.8	
3	Zref+SSD	110.0	cm	-	0.15	1.5	
4	M*	1.260E-08	C	0.00	-	-	
5	kpol	0.9994	1	0.01	-	0.0	
6	ks	0.9998	1	0.04	-	0.1	
7	KQQ0	0.9919	1	0.01	1	69.3	
8	Kele	1.0000	UE/nC	-	0.305	6.4	
9	Dw(Zref)= suma cuadrados uc	0.6751	Gy 1.1	- 0.014 -	- 1.304 -	- - -	
10	PDD	0.673	1	0.35	-	8.5	
	UM	1	UM	-	0.04	0.1	Valor medio de 77.8 y 77.1 Estabilidad del ACL, distribución triangular: 0.1
						100.00	
suma cuadrados				0.137	1.306	1.443	total
Dw(Zmax)				1.002	1.2		
cGy/UM U(k=2)					2.4		

A continuación, en la Tabla 8, se presentan los resultados correspondientes al presupuesto de la incertidumbre expandida para la dosis absorbida en agua bajo condiciones de no referencia $D_w(10,40 \times 40,330)$, determinada para una configuración de TBI: con una SSD de 330 cm, campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y profundidad de 10 cm. La estimación se realizó a partir de la dosis calibrada en condiciones de referencia, utilizando los factores de corrección correspondientes.

El resultado obtenido para la dosis absorbida en agua fue de $D_w(10,40 \times 40; 330) = 0.097 \text{ cGy}/100\text{UM}$, con una incertidumbre combinada $uc = 2.7\%$ y una incertidumbre expandida $U(k = 2) = 5.4\%$. Esta estimación permitió determinar que se requieren aproximadamente 2066.85 UM para alcanzar una dosis total de 200 cGy en el punto de interés.

Tabla 8. Presupuesto de incertidumbre para la estimación de la dosis absorbida en agua bajo condiciones de no referencia (10,40x40,330) simulando una configuración de Irradiación Corporal Total (TBI). Las mediciones y estimaciones se realizaron en el Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús" utilizando el acelerador lineal Varian Clinac iX. Se incluyen los factores de corrección aplicados, sus valores asociados y la incertidumbre combinada y expandida correspondiente al cálculo de $D_w(10,40 \times 40,330)$.

Análisis de Incertidumbre				Incertidumbre			
Configuración DFP/SSD				Método A	Método B		
	FACTOR	VALOR	UNIDAD			%	Observación
1	$D_w(Z_{max}, 10 \times 10, 100)$	1.002	Gy	0.14	1.31	45.47	
2	$S(10)$	1.00	1	0.01		0.003	
3	$S(40)$	1.112	1	0.01		0.003	
4	$Z_{ref}+330$	340	cm		0.72	13.69	Distribución triangular: 3 cm
5	$PDD(10,40 \times 40,330)$	0.8297	1	1.24		40.84	
suma cuadrados				1.57	2.22	100.0	
						3.792	Total
6	$D_w(10, 40 \times 40, 330)$	0.097	cGy/UM	uc=	2.7	%	
				U(k=2)	5.4	%	

f) Estimación de la D_w a Isocentro SAD

La Tabla 9 muestra el análisis de incertidumbre realizado para el cálculo de la D_w en condiciones de TBI, a partir de lecturas corregidas obtenidas a una distancia fuente-detector (SAD) de 340 cm, utilizando placas de agua sólida.

Tabla 9. Análisis de incertidumbre para el cálculo de D_w bajo condiciones de no referencia (TBI), a partir de lecturas experimentales obtenidas en una configuración isocéntrica (SAD) con una distancia fuente-isocentro de 340 cm. Las mediciones se realizaron en el área de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús". Se aplicaron los factores de corrección correspondientes para obtener la lectura corregida M, a partir de la cual se determinó la dosis en condiciones de referencia $D_w(Z_{ref})$. Posteriormente, se extrapoló la dosis a condiciones clínicas de TBI $D_w(Z_{max})$, utilizando los valores de TMR reportados en el British Journal of Radiology Supplement 25, según las condiciones aplicadas [6].

Análisis de Incertidumbre				Incertidumbre			
Configuración SAD				Método A	Método B		
i	FACTOR	VALOR	UNIDAD			%	Observación
1	NDw	5.405E+07	Gy/C	-	0.44	2.2	SERIE 12391 LSCD, ININ Trazable al BIPM Distribución triangular: 3 cm Lectura corregida por Kad
2	$Z_{ref}+SSD$	340.0	cm	-	1.45	24.2	
3	M	1.487E-09	C	0.15	-	0.3	
4	kPT	1.001E+00	-	-	-	-	
5	kq	0.9919	-	-	1.00	11.6	
6	$D_w(Z_{ref})=$	0.0804	Gy	-	-	-	
suma cuadrados				0.023	2.284	60.3	
uc				-	-	-	
7	TMR	0.7860	1	0.35	-	1.4	BJR 25, p. 91
8	UM	1	UM	-	0.04	0.0	Estabilidad del ACL, distribución triangular: 0.1
suma cuadrados				0.146	8.501	8.647	Total
$D_w(Z_{max})$				0.1023	2.9		
cGy/UM				U(k=2)	5.9		

4.2 DISCUSION DE LOS RESULTADOS

4.2.1 Ley del inverso de cuadrado con la distancia para SSD=330 cm

Los resultados experimentales muestran que la aplicación de la Ley del Inverso al Cuadrado, ajustada por el factor de salida del tamaño de campo grande $S(40)=1.112$, permite estimar dentro de la incertidumbre experimental del 5% las cargas medidas en configuraciones alejadas de referencia.

Al comparar la carga medida bajo condiciones de referencia 12.57 nC para un campo de 10×10 cm² y SAD= 110 cm, con la carga estimada a partir de la medición en condiciones de TBI (1.398 nC para un campo de 38×38 cm² y SAD= 340 cm), se obtiene un valor calculado de 12.01 nC. Esto representa una diferencia relativa del 4.4%, atribuible a factores como la dispersión, la geometría del campo, y la sensibilidad del electrómetro.

De forma inversa, al estimar la carga en condiciones de TBI a partir de la carga de referencia, se tiene un valor de 1.316 nC, lo que representa una diferencia del 5.9% respecto a la carga medida, la cual sobrepasa la tolerancia del 5% permitida según lo establecido en la literatura, [4].

Aunque los resultados muestran que la ley se cumple dentro del orden de la incertidumbre experimental, estas diferencias sugieren que no se cumple con precisión, probablemente debido a factores experimentales como la atenuación y dispersión del haz, el cambio en el tamaño del campo, atenuación en el medio o errores sistemáticos en la medición de las distancias y/o temperatura. Por lo tanto, si bien el comportamiento general valida la ley, las desviaciones observadas indican que no se cumple de manera estricta bajo las condiciones evaluadas.

4.2.2 Factores de salida a SSD=330 cm

El análisis los valores de OF indican que a medida que el tamaño del campo aumenta, el factor de salida también lo hace, esto se debe al incremento de la radiación dispersa tanto del cabezal del acelerador, como del medio radiado, [6], además, por el arreglo experimental realizado, la dispersión es mayor. En el campo pequeño de 5×5 cm², el factor de salida fue de 0.9193, lo que refleja una reducción de aproximadamente 8.1 % en la dosis entregada por unidad monitor con respecto al campo de referencia de 10×10 cm².

Esta disminución es a causa de la reducción del volumen irradiado y, por tanto, de la dispersión. Los campos mayores al de referencia, presentaron factores de salida de 1.0613 y 1.1120, respectivamente. Esto indica un incremento de hasta 11.2 % en la dosis entregada por MU, en comparación con el campo de referencia. Estos resultados son relevantes en TBI, ya que se utilizan campos grandes para cubrir el cuerpo del paciente, no considerar adecuadamente el valor del factor de salida en estos casos puede conducir a una sobreestimación de la dosis entregada, con potenciales consecuencias clínicas.

En la Tabla 6 se muestra la comparación entre los factores de salida obtenidos experimentalmente y los reportados por el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil [4], incluyendo la diferencia porcentual entre ambos conjuntos de datos.

La mayor discrepancia se observó en el campo de $5 \times 5 \text{ cm}^2$, con una variación del 4.5 %, mientras que en los demás campos evaluados las diferencias fueron menores al 0.2 %. Es importante señalar que, en el caso del campo de $38 \times 38 \text{ cm}^2$, la comparación con la referencia de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ podría no ser válida debido a la diferencia en el área irradiada. No obstante, todas las variaciones observadas se encuentran dentro de los márgenes aceptables para mediciones clínicas, considerando posibles fuentes de incertidumbre como el posicionamiento, la calibración del equipo y la precisión del electrómetro. Estos resultados respaldan la validez y consistencia de los datos experimentales obtenidos en este estudio.

4.2.3 Valores de TPR(d,40x40,340) a SAD=340 cm

Al analizar los datos obtenidos experimentalmente, se observa que a medida que la profundidad aumenta, el TPR disminuye. Este comportamiento es consistente con lo esperado, dado que el TPR representa el cociente entre la dosis absorbida a una determinada profundidad y la dosis a profundidad de referencia. La desviación promedio entre las lecturas fue de 1.08%, lo cual se encuentra dentro de un rango aceptable para este tipo de mediciones.

Al comparar los resultados obtenidos en condiciones de TBI con los reportados por el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil [4], se identificaron diferencias menores al 2 %. Es importante señalar que los valores de referencia fueron obtenidos para un campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$, mientras que las mediciones realizadas en el Hospital Regional “Dr. Juan Graham Casasús” se efectuaron con un campo de $38 \times 38 \text{ cm}^2$, por lo que las discrepancias podrían atribuirse a las diferencias en el

tamaño de campo y a los efectos de dispersión, las mediciones no se pudieron realizar utilizando el mismo tamaño de campo debido a fallas técnicas en el acelerador. De acuerdo con los lineamientos internacionales, se considera una tolerancia aceptable de hasta un 5 % para este tipo de mediciones, por lo que los resultados obtenidos para el TPR son clínicamente adecuados.

4.2.4 Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD) para SSD=330 cm

El $PDD(10,40 \times 40,330)$ utilizado en este trabajo es determinado a partir de datos publicados en el *British Journal of Radiology*, [6], y del estudio realizado en el Instituto Nacional de Cáncer en Brasil, [4]. Debido que no fue posible realizar mediciones experimentales, se recurrió a curvas dosimétricas reportadas para haces de fotones de 6 MV con campos de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y distancias SSD de 330 cm, condiciones de no referencia representativas para tratamientos de TBI.

La tabla 5 se presenta el cálculo de la determinación del valor de $PDD(10,40 \times 40,330)$ y su comparación con $PDD(10,100,S/F)$ permite calcular el valor de la $D_w(10,40 \times 40,330)$ bajo condiciones de TBI. Se observa que el valor de PDD decrece progresivamente con la profundidad Z , pasando de 102.79 % en la superficie a 41.46 % a 30 cm, lo cual refleja el esperado efecto de atenuación/dispersión del haz en el medio.

Las diferencias respecto a las condiciones de referencia ajustadas (S/F) fueron más marcadas en profundidades superficiales, donde la dispersión tiene mayor impacto, mientras que a mayor profundidad los datos son similares, lo cual es consistente con lo reportado en la literatura.

Las incertidumbres asociadas, que varían entre 1.5 % y 0.6 %, se encuentran dentro de márgenes aceptables para cálculos teóricos, considerando que provienen de datos interpolados y no de mediciones directas. No obstante, se reconoce que estos resultados deben tomarse como una estimación aproximada y que su validez clínica debe confirmarse mediante caracterización experimental propia, cuando las condiciones técnicas lo permitan.

En conjunto, este análisis proporciona una base razonable para la estimación de dosis en agua en configuraciones de TBI y destaca la utilidad de recurrir a bibliografía validada cuando las condiciones locales no permiten realizar mediciones directas.

4.2.5 Dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia $D_w(Z_{max}, 10 \times 10, 100)$

La dosis absorbida en agua bajo condiciones de referencia se obtuvo en $D_w(z_{max}) = 1.002 \text{ cGy/UM}$, con una incertidumbre combinada de $uc = 1.2\%$ y una incertidumbre expandida de $U(k = 2) = 2.4\%$, cumpliendo con los criterios de calidad aceptados para procedimientos clínicos de calibración.

El principal contribuyente a la incertidumbre fue el factor de calibración del dosímetro $N_{D,w}$, seguido del valor de k_{Q,Q_0} , lo cual es coherente con lo reportado en el TRS-398 [1,2,3], para este tipo de mediciones. Estos resultados reflejan una caracterización dosimétrica confiable del haz de fotones de 6 MV bajo condiciones estándar, esencial para la posterior aplicación en tratamientos clínicos y en estimaciones bajo condiciones de TBI.

4.2.6 Dosis absorbida en condiciones de no referencia para TBI

A partir de la calibración realizada en condiciones de referencia $(10, 10 \times 10, 100)$, $D_w(z_{max}) = 1.002 \text{ cGy/UM}$, vistos en la tabla 7, se estimó la dosis absorbida en agua para una configuración clínica de TBI, con una SSD de 330 cm, campo de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y profundidad de 10 cm, (tabla 8). Esta estimación consideró los factores de corrección correspondientes, encontrados en la tabla 4.

El valor obtenido para la dosis absorbida en agua fue de $D_w(10 \text{ cm}, 40 \times 40, 330) = 0.097 \text{ cGy/100UM}$, lo que indica una disminución respecto a la dosis por unidad monitor (UM) en condiciones estándar, debido principalmente al efecto de la atenuación y dispersión en el aire y agua; y al cambio geométrico por el incremento en la distancia fuente-superficie. Para alcanzar una dosis de 200 cGy bajo estas condiciones, se requerirían aproximadamente $200/0.097 = 2061.8$ UM.

El análisis de incertidumbre mostró una incertidumbre combinada de $uc = 2.7\%$, y una incertidumbre expandida $U(k = 2) = 5.4\%$. Los principales contribuyentes a esta incertidumbre fueron el valor del porcentaje de dosis en profundidad y la distancia geométrica, lo cual es

consistente con la sensibilidad de la técnica TBI a estos parámetros, especialmente a grandes distancias, donde las pequeñas variaciones en posicionamiento o distribución del haz pueden generar desviaciones notables.

Estos resultados son coherentes con lo reportado en [4], donde se destaca la necesidad de un control riguroso en la caracterización dosimétrica para técnicas de TBI. En este sentido, el presente análisis permite validar la factibilidad de estimar la dosis en agua en condiciones no estándar a partir de la calibración en referencia, siempre que se implementen los factores de corrección adecuados y se identifiquen los principales componentes de incertidumbre.

A partir de la dosis absorbida en agua en condiciones de referencia, se estimó la dosis en condiciones de irradiación corporal total (TBI) utilizando lecturas experimentales realizadas a una distancia fuente-superficie (SSD) de 330 cm, a 10 cm de profundidad y con un campo de $38 \times 38 \text{ cm}^2$, empleando placas de agua sólida. Tras aplicar los factores de corrección correspondientes y utilizar el PDD calculado,

También se obtuvo una dosis absorbida en el isocentro, correspondiente a una configuración geométrica de SAD 340 cm, con un valor de $D_w(10, 40 \times 40, 340) = 0.1023 \text{ cGy}/100 \text{ UM}$ con una incertidumbre combinada $uc = 2.9\%$ y una incertidumbre expandida de $U(k = 2) = 5.9\%$. Para alcanzar una dosis de 200 cGy en estas condiciones se necesitan aproximadamente $200/0.1023=1955 \text{ UM}$.

Por otro lado, el cálculo teórico realizado previamente bajo la configuración SSD 330 cm arrojó una dosis de $D_w(10, 40 \times 40, 330) = 0.097 \text{ cGy}/\text{UM}$.

Para poder comparar ambos resultados debe realizarse la corrección de isocentro a la D_w para SSD, esta corrección está dada por la Ec. 7.

$$ISF = \left(\frac{SAD}{SSD + d} \right)^2 \quad (7)$$

En otras palabras, la $D_w(Z_{max})$ en configuración SSD=100 cm, queda más lejos respecto del isocentro SAD=100 cm, por el valor de $Z_{max} = 1.5 \text{ cm}$ respecto al isocentro. Por lo tanto, el valor de D_w es menor $(0.97-1)*100=-2.9\%$ pero este es menor en un 3%. Al comparar los resultados obtenidos para la dosis absorbida en el punto de máxima dosis $D_w(Z_{max})$ bajo diferentes

configuraciones geométricas, se observa una ligera variación atribuible a la técnica utilizada. En configuración SSD, $D_w(Z_{max}, 40 \times 40, SSD = 330) = 0.097 \text{ cGy}/100 \text{ UM}$, mientras que en configuración isocéntrica SAD $D_w(Z_{max}, 40 \times 40, SAD = 340) = 0.1023 * 0.97 = 0.0995 \text{ cGy}/100 \text{ UM}$. Esta diferencia, correspondiente a aproximadamente un 2.6 %, refleja la influencia que tienen las condiciones geométricas en la distribución de la dosis, ya que cada configuración implica una distinta relación entre la fuente, el punto de medición y la dispersión del haz. La obtención de ambos resultados es importante para establecer una correlación dosimétrica confiable que permita validar la consistencia entre metodologías y respaldar la planificación y verificación de tratamientos de TBI.

Capítulo V

5 CONCLUSIONES

Del análisis de los resultados obtenidos en este estudio realizado en el Departamento de Radioterapia del Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús", se llegan a las siguientes conclusiones:

- a) La aplicación de la ley del inverso del cuadrado permitió estimar teóricamente la variación de la carga a diferentes distancias fuente-superficie (SSD), con una diferencia relativa del 4.4% al extrapolar desde campos clínicos grandes hacia condiciones de referencia. Este valor se encuentra dentro de la incertidumbre experimental aceptada del 5%, lo cual valida la aplicación de dicho modelo en ese sentido.
No obstante, al invertir el cálculo para extrapolar desde condiciones de referencia hacia campos grandes, la diferencia aumentó al 5.9%, lo que supera la tolerancia establecida y evidencia la necesidad de aplicar correcciones adicionales o utilizar modelos complementarios para mayor precisión.
- b) La evaluación del TPR en condiciones de TBI en el Hospital Regional de Alta Especialidad "Dr. Juan Graham Casasús" arrojó valores dentro de los límites establecidos por normativas internacionales, con una desviación promedio de 1.1% respecto a datos reportados por el Instituto Nacional de Cáncer de Brasil, [4], vistas en la Tabla 6.
- c) Los factores de salida OF mostraron coherencia con la dispersión del haz, incrementándose con el tamaño del campo debido a la mayor radiación dispersa en el cuarto de tratamiento.
- d) Los valores de PDD, extrapolados de bibliografía especializada, permitieron estimar el comportamiento del haz de 6 MV en TBI con incertidumbres menores al 2%, el cual está dentro de la tolerancia. Estos valores de PDD, permitieron estimar el comportamiento del haz de 6 MV bajo condiciones de TBI con incertidumbres menores al 2%, valor que se encuentra dentro del rango de tolerancia aceptado.

- e) Se estima la dosis absorbida en condiciones de TBI para dos configuraciones distintas: una simulación teórica con distancia fuente-superficie SSD=330 cm, y una medición experimental con distancia fuente-isocentro SAD=340 cm. En esta última, se obtiene una $D_w = 0.1023 \text{ cGy}/100 \text{ UM}$, según se muestra en la Tabla 19. Esta comparación entre configuraciones permite validar la consistencia dosimétrica entre diferentes geometrías de tratamiento en irradiación corporal total.
- f) Aunque teóricamente la diferencia esperada entre D_w en SAD y SSD es del 2.9%, la discrepancia experimental fue del orden del 5%, lo cual sugiere la necesidad de un control más riguroso de las condiciones geométricas (distancias, tamaños de campo, etc) o la aplicación de factores de corrección adicionales para garantizar la precisión dosimétrica en ambas configuraciones.

Si bien no fue posible completar la totalidad de las mediciones planificadas debido a fallas técnicas en el acelerador lineal, los resultados obtenidos muestran consistencia lógica con los valores esperados y se consideran clínicamente aceptables para los fines del presente estudio.

Los resultados encontrados en este estudio son un avance significativo en la asimilación tecnológica y sientan las bases para la implementación experimental de la técnica de irradiación corporal total (TBI) en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”.

5.1 TRABAJOS A FUTURO

- Realizar un estudio de la uniformidad de la $D_w(10,40 \times 40, 330)$ para la configuración SSD.
- Disminuir la incertidumbre $U(k=2)=5.8\%$ para la $D_w(10,40 \times 40, 340)$ en configuración SAD al menos a un 2.6%
- Se recomienda adquirir un barómetro y termómetro digital calibrados en un laboratorio secundario como el CIDESI (<https://cidesi.com/>) con el propósito de disminuir la incertidumbre en la determinación del factor k_{TP} .
- Diseñar un arreglo experimental que mejore la precisión de las mediciones.

- Realizar mediciones directamente en condiciones de irradiación corporal total (TBI), para no de calcular datos obtenidos en condiciones de referencia, con el fin de minimizar errores y verificar que los resultados obtenidos cumplan que la $U(k=2) \leq 5\%$ para la D_w .

Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.
México.

Capítulo VI

6 BIBLIOGRAFÍA

- [1] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2024). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water (Technical Reports Series No. 398, Rev. 1). IAEA.
- [2] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2000). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy (Technical Reports Series No. 398). IAEA.
- [3] International Atomic Energy Agency (IAEA). (2016). Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy (Human Health Series No. 31). IAEA.
- [4] García, J. C., et al. (2023). Commissioning of 6 and 10 MV beams for total body irradiation (TBI). Brazilian Journal of Radiation Sciences. <https://doi.org/10.15392/2319-0612.2023.2295>
- [5] American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (1999). AAPM TG-51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Medical Physics.
- [6] British Journal of Radiology. (1996). Supplement 25: Central axis depth dose data for use in radiotherapy.
- [7] Secretaría de Salud. (2016). NOM-033-NUCL-2016: Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia: Aceleradores lineales. Diario Oficial de la Federación, 4 de agosto de 2016.
- [8] Van Dyk, J. (Ed.). (2005). The modern technology of radiation oncology: A compendium for medical physicists and radiation oncologists (Vol. 2). Medical Physics Publishing.
- [9] Khan, F. M. (2020). The physics of radiation therapy (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.
- [10] Podgorsak, E. B. (2010). Radiation physics for medical physicists (2nd ed.). Springer.
- [11] International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (1994). Report No. 68: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy.
- [12] Hristov, B., Lin, S. H., & Christodouleas, J. P. (2015). Radiation oncology. Wolters Kluwer.
- [13] Carson, M. E., et al. (2016). Total body irradiation: A practical review. Applied Radiation Oncology, June 2016.

[14] Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). The physics of radiation therapy (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

[15] Centers for Disease Control and Prevention. (2023, December 18). Acute radiation syndrome (ARS): A fact sheet for clinicians. U.S. Department of Health & Human Services. <https://www.cdc.gov/radiation-emergencies/hcp/clinical-guidance/ars.html>

[16] ICRU 85 A ICRU Report 85a (Revised) Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, 2011.

[17] Mayles, P., Nahum, A., & Rosenwald, J. (Eds.). (2007). Handbook of radiotherapy physics: Theory and practice. CRC Press.

7 ANEXOS

En este apartado se incluyen las tablas con los datos experimentales obtenidos durante el desarrollo del trabajo. Estos valores fueron empleados como insumos para calcular las estimaciones presentadas en el apartado de Resultados, por lo que su correcta adquisición y tratamiento fue esencial para la coherencia del análisis dosimétrico.

Tabla 10. Valores de TPR medidos en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, con condiciones de (10 cm, 330 cm, 38×38 cm²), con energía de 6MV y su respectiva desviación estándar. Se empleó un acelerador lineal Varian Clinac iX, un tanque de agua PTW y placas de agua sólida.

d/cm	TPR_{medido}	Desviación (%)
5	1.1001	0.029
10	1.000	0.032
15	0.869	0.036
20	0.738	0.113

Tabla 11. Desviación estándar de los factores de salida medidos experimentalmente en el Hospital Regional de Alta Especialidad “Dr. Juan Graham Casasús”, con condiciones de (10 cm, 330 cm, 38×38 cm²), con energía de 6MV.

Tamaño de campo (cm)	OF medido (u.a)	Desviación estándar (%)
5	0.92	0.16
10	1.00	0.08
20	1.06	0.00
38	1.11	0.11

Alojamiento de la Tesis en el Repositorio Institucional

Título de Tesis:	Implementación de técnicas de calibración haces de fotones de alta energía para radiación de cuerpo entero
Autor(a) o autores(ras) de la Tesis:	Laura Daniela Fernández Madrigal Virginia Velázquez Cruz
ORCID:	0009-0002-7616-6042 0009-0008-6975-1685
Resumen de la Tesis:	La Irradiación Corporal Total (TBI) es una modalidad de tratamiento en radioterapia de haces externos empleada como preparación para trasplantes hematopoyéticos, y el manejo de enfermedades hematológicas. Dado que esta técnica requiere tamaños de campos de irradiación extensos del orden de $40 \times 40 \text{ cm}^2$ y distancias fuente-superficie significativamente mayores a las condiciones de referencia (usualmente de 100 cm), su implementación demanda una caracterización dosimétrica rigurosa con incertidumbres expandidas en los valores de las funciones dosimétricas, $U(k=2) \leq 5\%$. En este trabajo se reproduce una metodología de calibración desarrollada por los investigadores J. C. García, E. Guimaraes, L. P. Fonseca, R. R. Melo, J. A. P. de Oliveira, y F. H. Barroso, del Instituto Nacional de Cáncer (INCA) en Brasil, para haces de fotones de alta energía, [4], basada en una extensión los protocolos internacionales TRS-398 del OIEA y TG-51 de la AAPM, con el objetivo de estimar parámetros dosimétricos

	fundamentales en condiciones de TBI: $D_w(Z, A, SSD), PDD, TPR$. Se realizan cálculos teóricos aplicando la ley del inverso del cuadrado para el comportamiento y estimación de la $D_w(10, 40 \times 40, 330)$, así como conversiones de porcentaje de dosis en profundidad (PDD) a relación tejido-maniquí (TPR). Además, se determinan factores de salida (OF) para diferentes tamaños de campo y se analizaron variaciones dosimétricas a distintas profundidades y distancias fuente-superficie (SSD). Complementados con mediciones experimentales utilizando cámara de ionización y materiales equivalentes a tejido para verificar la consistencia lógica de los valores teóricos estimados. Se obtuvo la estimación de la dosis absorbida en agua para un haz de 6 MV del acelerador Varian Clinac iX, obteniendo 1.002cGy en condiciones de referencia y 0.097cGy en condiciones de TBI, con incertidumbres del 2.4 % y 5.4 %, respectivamente. Los factores de salida y valores de TPR fueron coherentes con la física del haz, y los PDD extrapolados mostraron una tendencia adecuada. Aunque no se realizaron todas las mediciones experimentales por fallas técnicas, los resultados se mantuvieron dentro de los márgenes clínicamente aceptables según el protocolo IAEA TRS-398.
Palabras claves de la Tesis:	• Radioterapia • Dosimetría • Procedimiento • Protocolo • Fotones • Acelerador
Referencias citadas:	International Atomic Energy Agency (IAEA). (2024). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: An international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water (Technical Reports Series No. 398, Rev. 1). IAEA.

International Atomic Energy Agency (IAEA). (2000). Absorbed dose determination in external beam radiotherapy (Technical Reports Series No. 398). IAEA.

International Atomic Energy Agency (IAEA). (2016). Accuracy requirements and uncertainties in radiotherapy (Human Health Series No. 31). IAEA.

García, J. C., et al. (2023). Commissioning of 6 and 10 MV beams for total body irradiation (TBI). Brazilian Journal of Radiation Sciences. <https://doi.org/10.15392/2319-0612.2023.2295>

American Association of Physicists in Medicine (AAPM). (1999). AAPM TG-51: Protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. Medical Physics.

British Journal of Radiology. (1996). Supplement 25: Central axis depth dose data for use in radiotherapy.

Secretaría de Salud. (2016). NOM-033-NUCL-2016: Especificaciones técnicas para la operación de unidades de teleterapia: Aceleradores lineales. Diario Oficial de la Federación, 4 de agosto de 2016.

Van Dyk, J. (Ed.). (2005). The modern technology of radiation oncology: A compendium for medical physicists and radiation oncologists (Vol. 2). Medical Physics Publishing.

Khan, F. M. (2020). The physics of radiation therapy (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

Podgorsak, E. B. (2010). Radiation physics for medical physicists (2nd ed.). Springer.

International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU). (1994). Report No. 68: Prescribing, recording, and reporting photon beam therapy.

Hristov, B., Lin, S. H., & Christodouleas, J. P. (2015). Radiation oncology. Wolters Kluwer.

Carson, M. E., et al. (2016). Total body irradiation: A practical review. Applied Radiation Oncology, June 2016.

Khan, F. M., & Gibbons, J. P. (2014). The physics of radiation therapy (5th ed.). Lippincott Williams & Wilkins.

Centers for Disease Control and Prevention. (2023, December 18). Acute radiation syndrome (ARS): A fact sheet for clinicians. U.S. Department of Health & Human Services.

<https://www.cdc.gov/radiation-emergencies/hcp/clinical-guidance/ars.html>

ICRU 85 A ICRU Report 85a (Revised) Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation, 2011.

Mayles, P., Nahum, A., & Rosenwald, J. (Eds.). (2007). Handbook of radiotherapy physics: Theory and practice. CRC Press.