ISSN 2477-9105
Número 36 Vol.2 (2026)
DOI: https://doi.org/10.47187/perf.v1i36.410
Perfiles
Fecha de recepción: 16-03-2026 / **Fecha de aceptación:** 22-04-2026 / **Fecha de Publicación:** 23-11-2026

DESARROLLO DE UN SIMULADOR FÍSICO PARA COMPARAR DOSIS ABSORBIDA EN UNIDADES DE BRAQUITERAPIA DE MEDIANA Y ALTA TASA DE DOSIS

Development of a physical simulator to compare absorbed doses in medium and high-rate brachytherapy units

[1] Luis Rangel Piñero*
[1] Carlos Rodríguez Montero

[1] Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas, Unidad de Tecnología Nuclear, Altos de Pipe-Miranda, Venezuela.

* luisranpi@gmail.com

RESUMEN

Propósito: Esta es una intercomparación dosimétrica orientada a fortalecer el control de calidad en braquiterapia. El objetivo principal fue evaluar la concordancia entre la dosis planificada y la dosis absorbida real en entornos clínicos con diferentes tecnologías de irradiación.

Metodología: Se utilizó un maniquí de Polimetilmetraquilato (PMMA) de diseño propio para la inserción simultánea de: cámara Farmer NE2571, TLD-100, películas EBT2 y diodos PTW (9192/9193). El estudio comparó servicios con fuentes de 137Cs (MDR) y 60Co (HDR) mediante una planificación estándar de 200 cGy, analizando el impacto de los algoritmos de cálculo y la calidad de la imagen diagnóstica.

Resultados: Se hallaron diferencias significativas entre los sistemas de planificación y las medidas experimentales. En instituciones que emplean 137Cs, se registraron desviaciones de hasta 51.2%, atribuidas a la incertidumbre geométrica por la obsolescencia de los equipos de rayos X y limitaciones en la lectura densitométrica de las películas. Los diodos permitieron una verificación efectiva, detectando subestimaciones vinculadas a la pérdida de sensibilidad acumulada.

Conclusiones: La precisión en braquiterapia está condicionada por la calidad de la imagen y la actualización de los algoritmos de planificación. Es imperativo estandarizar protocolos de auditoría externa para garantizar la seguridad radiológica y eficacia del tratamiento.

Palabras claves: *Braquiterapia, Maniquí, ^{137}Cs, ^{60}Co, Dosimetría, TPS.*

ABSTRACT

Purpose: This is a dosimetric intercomparison study aimed at strengthening quality control in brachytherapy. The primary objective was to evaluate the agreement between the planned dose and the actual absorbed dose in clinical settings using different irradiation technologies.

Methodology: A custom-designed polymethyl methacrylate (PMMA) phantom was used for the simultaneous insertion of: a Farmer NE2571 camera, a TLD-100, EBT2 films, and PTW diodes (9192/9193). The study compared treatments using 137Cs (MDR) and 60Co (HDR) sources with a standard treatment plan of 200 cGy, analyzing the impact of calculation algorithms and the quality of diagnostic images.

Results: Significant differences were found between the planning systems and the experimental measurements. In institutions that use 137Cs, deviations of up to 51.2% were recorded, attributed to geometric uncertainty due to the obsolescence of X-ray equipment and limitations in the densitometric reading of films. The diodes enabled effective verification, detecting underestimations linked to radiation-induced sensitivity degradation.

Conclusions: The accuracy of brachytherapy depends on image quality and the use of up-to-date planning algorithms. It is imperative to standardize external audit protocols to ensure radiation safety and treatment efficacy.

Keywords: *Brachytherapy, Phantom, ^{137}Cs, ^{60}Co, Dosimetry, TPS.*

I. INTRODUCCIÓN

La braquiterapia puede definirse como una modalidad de tratamiento radiante en la cual se emplean isótopos radiactivos colocados a corta distancia del tumor o dentro del mismo. En general, el éxito del tratamiento radiante está relacionado con la capacidad de poder administrar una dosis de radiación suficientemente alta para provocar la muerte de las células tumorales, sin producir una tasa elevada de complicaciones severas, resultantes de la irradiación de los tejidos normales circundantes (1). La incorporación de la braquiterapia después del tratamiento con radioterapia externa surgió del reconocimiento de que la probabilidad de control tumoral se correlaciona con la dosis de radiación y el volumen del cáncer. La evidencia confirma que la braquiterapia, utilizada como escalamiento de dosis después de la radioterapia externa para el cáncer de cuello uterino, mejora significativamente la supervivencia (2).

Antes de utilizar en la práctica clínica un material radiactivo, es imprescindible conocer la intensidad de cada una de las fuentes a emplear con una precisión de al menos ±5%. Los proveedores comerciales de fuentes de braquiterapia ofrecen una medida de la intensidad de estas, sin embargo, no se debe confiar en este valor para la realización de los cálculos de dosis en los pacientes, puesto que los errores en la especificación de la actividad de la fuente, ha generado equivocaciones en los tratamientos en las dosis prescritas de hasta 170%. De un total de 32 casos de accidentes radiológicos reportados hasta el año 2000, siete podrían atribuirse al uso de fuentes con actividad incorrectamente determinada, en seis de estos no se hizo ninguna verificación independiente de la intensidad de la fuente. (3). Las instituciones dedicadas a la práctica de la braquiterapia deben establecer un programa de control de calidad, en el cual se haga énfasis en la comprobación, verificación y registro de los datos. Esto ha tomado relevancia debido a accidentes que se han reportado a nivel mundial, producto de una dosis incorrecta suministrada al paciente. (4)

La estimación de dosis absorbida con el detector calibrado debe hacerse en un simulador físico de agua siempre que sea posible. Cuando esto no sea conveniente, como es el caso, debe emplearse plásticos equivalentes al agua (3). De aquí la necesidad de construir un simulador físico de PMMA que nos permite evaluar distintas unidades de braquiterapia; con la facilidad de poder introducir dentro del mismo la fuente de braquiterapia y los diferentes detectores de radiación y poder así establecer un método de comparación de dosis para comprender si los valores arrojados se encuentran en el rango aceptable de incertidumbre; con la intención de reflejar los niveles de forma rutinaria y poder alcanzar la protección radiológica de los pacientes.

Este desarrollo nos permitió generar mayor confianza, estabilidad, periodicidad y constancia de los equipos de braquiterapia, además de proporcionar métodos de optimización de tratamientos, implementar técnicas de control de calidad alternativas para ofrecer a nuestras pacientes una mejor y más segura opción de tratamiento. También corroboró el mejor método de medición en braquiterapia entre los instrumentos utilizados.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

El siguiente trabajo se realizó en los servicios de braquiterapia de las siguientes instituciones hospitalarias de Venezuela: Instituto de Oncología “Dr. Luis Razetti” (IORL), Hospital “Dr. Domingo Luciani” (HDL), Servicio Desconcentrado Oncológico del estado Lara (SAO), Hospital Militar “Dr. Carlos Arvelo” (HM) y el Hospital Central de Maracay (HCM). Dichas instituciones cuentan con equipos de braquiterapia de mediana y alta tasa de dosis. El simulador físico fue desarrollado en conjunto con la división de Diseño y Mantenimiento de Equipos Científicos (DIMEC-IVIC) y los materiales empleados para el control de calidad y la dosimetría in vitro en su totalidad pertenecen al Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD) adscritos a la Unidad de Tecnología Nuclear (UTN).

II.I. Diseño y construcción del simulador físico

Para el diseño del simulador físico fue necesario emplear herramientas computacionales. Como referencia inicial se utilizó un maniquí de la región pélvica desarrollado por la empresa Eckert & Ziegler (5) . Las características principales de este simulador se basan en la anatomía de una paciente femenina estándar, con una altura de 130 mm y un diámetro de 201 mm. Además, está fabricado en PMMA, un material cuyas

propiedades de dispersión y absorción de la radiación son similares a las del tejido humano (6). Asimismo, es importante destacar que el simulador físico desarrollado por Eckert & Ziegler permite la inserción de los diodos de recto y vejiga del sistema MultiSource HDRplus 2.6 de BEBIG.

El maniquí desarrollado en nuestro trabajo propone una metodología para introducir hasta cinco detectores en tiempo real Cámara de Ionización, Dosímetros Termoluminiscentes (TLD), Películas Radiocrómicas (PRC), Diodos de Recto y Diodo de Vejiga; para estimar la relación de dosis absorbida en dichos dosímetros y poder compararlos con el TPS.

Las dimensiones y la geometría del simulador físico fueron seleccionadas tras considerar previamente el tamaño y la forma de cada detector de radiación. Asimismo, se estableció una distancia de 80 mm entre cada dosímetro y la fuente de radiación, con el objetivo de garantizar condiciones equivalentes de tasa de dosis y dispersión de la radiación para todos los detectores (ver Figura 1). Adicionalmente, en el diseño del maniquí se contempló la incorporación de un termómetro que permita medir la temperatura del sistema en tiempo real, con el fin de aplicar las correcciones por presión y temperatura (KPT), descritas en la Ec. 1.

$$K_{TP} = \frac{(273.15 + T)\,P_0}{(273.15 + T)\,P} \qquad (1)$$

Donde P y T son la presión del aire en la cavidad y su temperatura, respectivamente, durante la medición, y P0 y T0 son los valores de referencia. (7).

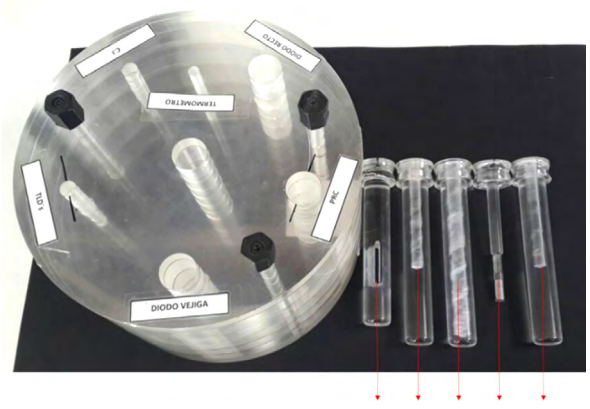


Figura 1. *Descritos de izquierda a derecha, tenemos: el simulador físico, inserto de PRC, inserto para diodo de vejiga, inserto para diodos de recto, inserto para TLD e inserto para tándem central.*

Para alojar los detectores de radiación en el simulador físico, fue indispensable elaborar un kit de aplicadores con las características que se mencionan a continuación:

Para el diseño del aplicador de películas radiocrómicas se consideró principalmente las dimensiones del detector, el cual fue irradiado durante el proceso de calibración con un formato de 20 mm de ancho por 30 mm de largo. La construcción de este dispositivo permite optimizar la manipulación de la película, reduciendo el contacto directo y evitando la aplicación de esfuerzos mecánicos que puedan generar artefactos en el material sensible. Asimismo, el aplicador garantiza un posicionamiento preciso y reproducible del detector, asegurando su correcta orientación durante cada proceso de irradiación (ver Figura 2).

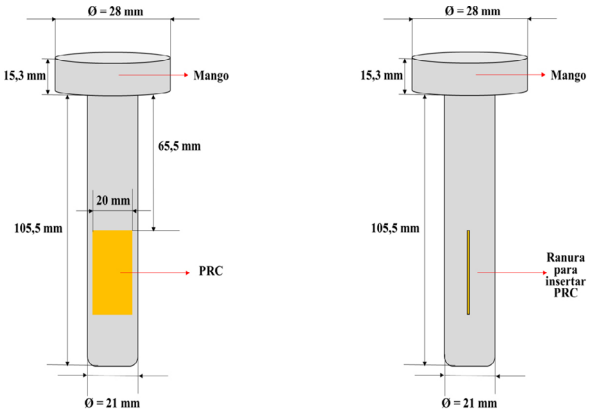


Figura 2. *Aplicador para Películas Radiocrómicas (PRC)*

Adicionalmente, se tomaron en cuenta las dimensiones de los dosímetros termoluminiscentes tipo chip utilizados, los cuales presentan dimensiones de 3.1 mm × 3.1 mm × 0.9 mm. Debido a su reducido tamaño, estos detectores pueden extraviarse con facilidad durante su manipulación. Con el fin de minimizar este riesgo y facilitar su manejo, se diseñó y construyó un aplicador específico para TLDs, que permite manipular los detectores fuera del maniquí antes y después del proceso de irradiación. En la (Figura 3.a) se muestran los detalles del dispositivo, el cual dispone de una ranura diseñada para alojar hasta tres TLDs. Adicionalmente, se incorporó una cubierta plástica (Thimble Wall de una cámara de ionización cilíndrica) que asegura los detectores dentro de la ranura, evitando desplazamientos o pérdidas durante su manipulación (ver Figura 3.b).

De igual manera, fue necesario diseñar un mecanismo que permitiera el acoplamiento adecuado del tándem central (dispositivo a través del cual se desplaza la fuente radiactiva), así como de los dosímetros semiconductores destinados a la medición en recto y vejiga. Este sistema debía garantizar tanto la correcta posición de la fuente de braquiterapia como la adecuada orientación de los diodos, considerando la flexibilidad del cable que los conecta con el equipo de braquiterapia MultiSource HDRplus 2.6 de BEBIG.

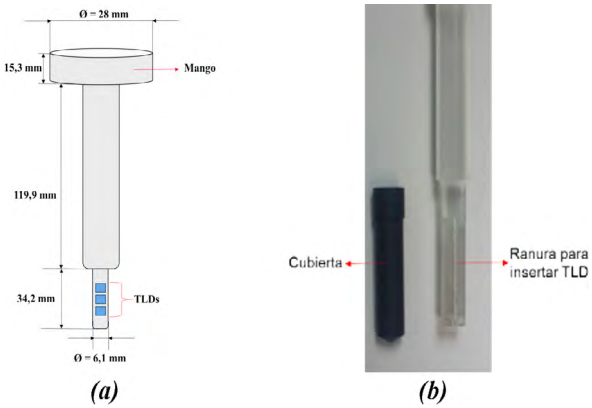


Figura 3. *(a) Dimensiones del aplicador de TLD (b) Ranura para insertar TLD y cubierta para resguárdalos*

Cabe destacar que el diodo correspondiente al recto incorpora cinco detectores dispuestos linealmente en su interior, mientras que el diodo de vejiga contiene únicamente un detector. Asimismo, cuando el operador inserta completamente los dosímetros semiconductores dentro de los aplicadores, se garantiza que los detectores queden correctamente alineados con la fuente radiactiva. En la Figura 4 se muestran las principales características de estos aplicadores.

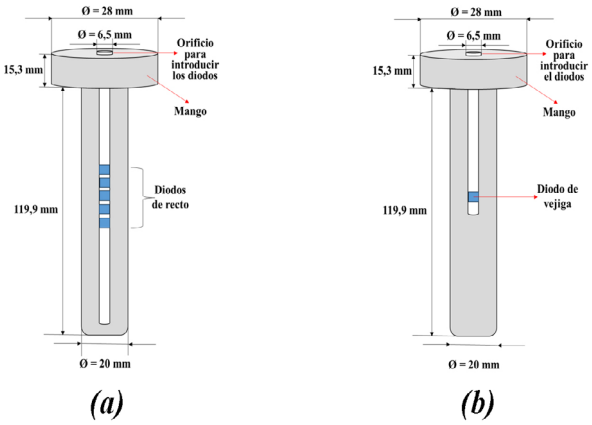


Figura 4. *(a) y (b) Aplicador para Diodos de Recto y Diodo de Vejiga, nótese que estos dispositivos cuentan con un orificio circular que permite introducir la sonda que contiene los detectores semiconductores.*

Por otro lado, no se consideró necesario diseñar aplicadores específicos para la cámara de ionización ni para el termómetro, ya que ambos son instrumentos robustos que pueden insertarse directamente en el maniquí sin requerir estructuras de soporte adicionales.

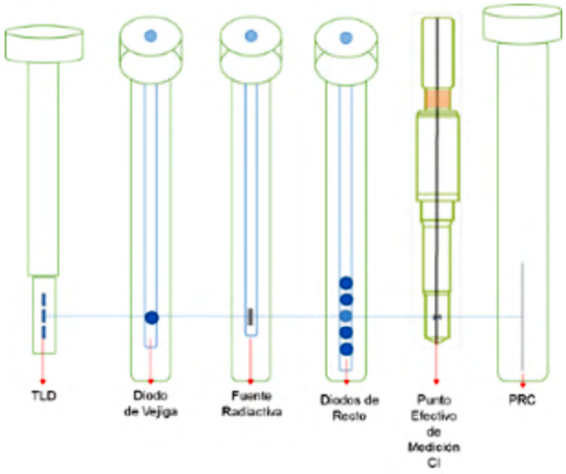


Figura 5. *Arreglo de detectores dentro del simulador físico, todos los dosímetros están alineados con respecto a la fuente de uso clínico.*

Finalmente, en la Figura 5 se ilustra la disposición de los detectores dentro del simulador físico, la cual permite que todos los detectores queden alineados con la fuente de braquiterapia.

II.II. Calibración de detectores de radiación

La calibración de los detectores utilizados en esta intercomparación fue fundamental para caracterizar su respuesta dosimétrica.

II.II.I. Cámara de ionización

En primer lugar, se llevó a cabo la calibración de la cámara de ionización bajo condiciones establecidas, de acuerdo con las recomendaciones del protocolo IAEA TRS-398 (7). Este procedimiento permitió garantizar la trazabilidad de las mediciones en términos de dosis absorbida utilizando una fuente de referencia de 60Co. Las condiciones empleadas durante la calibración fueron las siguientes:

- Profundidad 5cm.
- Distancia Fuente-Superficie de 100 cm.
- Tamaño de Campo de 10 cm x 10 cm.

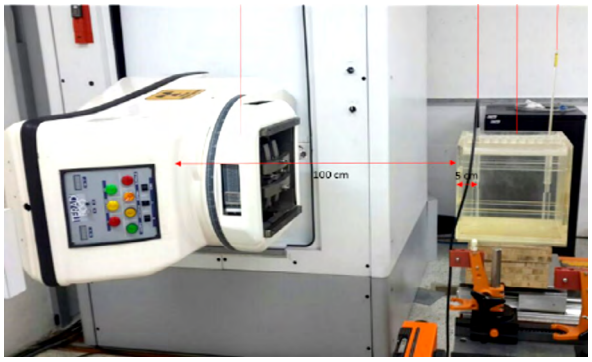


Figura 6. *Condiciones de referencia para calibrar la cámara de ionización. (LSCD-IVIC).*

Una vez posicionada la cámara de ionización con las condiciones mencionadas (Figura 6), se procedió a la determinación del factor de calibración para la calidad de haz requerida, este factor se obtuvo a través de veintiséis series de cinco repeticiones cada una. La tasa de dosis alcanzada en el 60Co marca: INVAP, Modelo: TERADI LAB fue de 0.365117 Gy/min (8).

II.II.I.I. Incertidumbre estimada (%) utilizando una cámara de ionización

En esta sección se presenta la estimación de la incertidumbre asociada a las mediciones in vitro realizadas mediante una cámara de ionización tipo Farmer (modelo NE2571). La evaluación se basa en la identificación y cuantificación de los principales componentes que afectan la trazabilidad de las mediciones, incluyendo la calibración del sistema dosimétrico, la respuesta del detector, el posicionamiento de la fuente y las contribuciones del sistema de planificación de tratamiento (TPS).

En la Tabla 1 se pueden visualizar de manera detallada las incertidumbres individuales, que fueron evaluadas en términos relativos y posteriormente combinadas mediante la suma de cuadrados para obtener la incertidumbre total. Se consideraron fuentes de Cobalto-60 y Cesio-137, permitiendo analizar la influencia de la energía del fotón en la incertidumbre global.

Tabla 1. *Trazabilidad de las medidas in vitro mediante una cámara de ionización de tipo Farmer, modelo NE257 (9-11).*

Componente de incertidumbre	Criterios a Evaluar	Incertidumbre (%)
LPCD	Incertidumbre estándar relativa IAEA	0.50
LSCD	Cabezal de cobalto-60	0.49
	Factor de calibración	1.10
Posicionamiento de la fuente	Fuentes de ^{60}Co	11.2
	Fuentes de ^{137}Cs	11.2
Calibración de la fuente de braquiterapia	Fuentes de ^{60}Co	3.65
	Fuentes de ^{137}Cs	3.90
TPS	Fuentes de ^{60}Co	2.60
	Fuentes de ^{137}Cs	3.80
Incertidumbre total combinada		**^{60}Co = 12.13%**
		^{137}Cs = 12.52%

II.II.II. Dosímetros termoluminiscentes

Se utilizaron un lote de 160 dosímetros termoluminiscentes STI/Harshaw TLD-100. La composición de estos dosímetros es de fluoruro de litio activado con magnesio y titanio (LiF: MgTi), con dimensiones de 3.1 x 3.1 x 0.89 mm³. La calibración de los TLDs consiste en asegurar que todos los dosímetros pertenecientes a un mismo lote presenten una respuesta equivalente al ser expuestos a un campo de radiación gamma de intensidad conocida.

Previo a la irradiación de los dosímetros TLDs, estos fueron sometidos a un tratamiento de borrado con el propósito de eliminar cualquier exposición residual. A este respecto los TLD-100 fueron introducidos en un horno marca PTW-FREIBURG TLDO a una temperatura de 400 °C durante 1 hora, seguido de 100 °C durante 2 horas y posteriormente la temperatura desciende gradualmente hasta temperatura ambiente durante 2 horas aproximadamente.

Para la caracterización de los dosímetros termoluminiscentes, se suministró una dosis de 5 mSv utilizando una unidad de irradiación con Cesio-137 (^{137}Cs) (Figura 7.a), Durante el procedimiento se empleó un maniquí ISO de agua con dimensiones de 30 × 30 × 15 cm³ (Figura 7.b), cuyas paredes están fabricadas en PMMA y cuyo interior se encuentra lleno de agua destilada. La

pared frontal presenta un espesor de 2.5 mm, mientras que las restantes tienen un espesor de 10 mm.

Para la calibración, los dosímetros termoluminiscentes (TLD) fueron irradiados con una dosis de 200 cGy, empleando un campo de irradiación de 10 × 10 cm² a una distancia fuente-superficie de 100 cm. El procedimiento se realizó en una unidad de ^{60}Co. Para la irradiación se utilizó un maniquí de referencia IAEA, con forma cúbica y dimensiones de 30 cm × 30 cm × 30 cm.



(a)



(b)

Figura 7. *(a) Equipo de 137Cs (b) Maniquí ISO.*

Luego tenemos el annealing post-irradiación que fue llevado a cabo una vez irradiado los dosímetros termoluminiscentes, de inmediato eran trasladado a la plancheta de borrado, este procedimiento permitió calentar los TLD durante 10 minutos a una temperatura de 100° C antes de su lectura. Esta técnica de borrado post-irradiación permite eliminar por completo la influencia de picos de baja temperatura en la curva de brillo en la lectura TL.

Seguidamente, para la lectura de los dosímetros TLD-100 se utilizó un equipo de mesa marca Thermo Electron Corporation modelo 4500 con winREMSTM, este modelo consta de dos tubos fotomultiplicadores, con dos modos de calentamiento; gas caliente y plancheta. (12).

Los detectores fueron sometidos a tres ciclos de irradiación, lectura y procedimiento térmico de borrado con el objetivo de conocer la sensibilidad relativa de cada uno de los dosímetros. En cada ciclo los TLDs fueron leídos después de 2 horas de la irradiación. Acto seguido, se seleccionaron (113) dosímetros que tuvieron una incertidumbre de ±3% respecto a la dispersión de medidas grupal de detectores, luego se normalizaron los dosímetros de este último grupo con el dosímetro que obtuvo el mayor valor medido en (nC). Por último, se clasificaron los detectores de campo y calibración evaluando su promedio, desviación estándar, coeficiente de variación y normalización, quedando finalmente 10 TLDs de calibración y otros 21 detectores de campo.

II.II.I.I. Incertidumbre estimada (%) utilizando TLD

Se consideraron para su análisis los principales componentes que afectan la trazabilidad de las mediciones, incluyendo la calibración del sistema, la respuesta del detector, el posicionamiento de la fuente y las contribuciones del sistema de planificación de tratamiento (TPS); ver Tabla 2.

Tabla 2. *Trazabilidad de las mediciones in vitro obtenidas mediante TLD. (9-11)*

Componente de incertidumbre	Criterios a Evaluar	Incertidumbre (%)
LPCD	Incertidumbre estándar relativa IAEA	0.50
LSCD	Cabezal de cobalto-60	0.49
	Factor de Calibración	1.10
Calibración del Lector de TLD	TLD de Calibración.	2.00
	TLD de Campo.	7.00
Posicionamiento de la fuente	Fuentes de ^{60}Co	11.2
	Fuentes de ^{137}Cs	11.2
Calibración de la fuente de braquiterapia	Fuentes de ^{60}Co	3.65
	Fuentes de ^{137}Cs	3.90
TPS	Fuentes de ^{60}Co	2.60
	Fuentes de ^{137}Cs	3.80
Incertidumbre total combinada		**^{60}Co = 14.15%** **^{137}Cs = 14.48%**

En comparación con las mediciones realizadas con cámara de ionización, el uso de TLD introduce contribuciones adicionales asociadas a su proceso de calibración y lectura, particularmente en condiciones de campo.

II.II.III.Películas radiocrómicas

Se utilizaron películas radiocrómicas "GAFCHROMIC®EBT2 International Specialty Products (IPS)" con el número de lote A11291202, se tomó una PRC y se dividió en 25 partes iguales con un tamaño 5x4 cm2, luego se identificaron con números arábigos del 1 al 25 para reconocer con cuanta dosis fueron irradiadas cada una de estas. La película EBT2 tiene una dependencia energética débil en un amplio rango de calidades y modalidades de haz, es casi equivalente al tejido humano, ofrece una alta resolución espacial (<0.1 mm) y puede ser utilizada en agua. Estas características la convierten en una candidata atractiva para la dosimetría de referencia y para mediciones de dosis en profundidad en regiones de alto gradiente (13).

Las PRC se irradiaron en un cabezal de 60Co, las cuales obtuvieron diferentes densidades ópticas dependiendo de la dosis recibida por cada corte, (ver Figura 11). Siguiendo este orden de ideas, fue necesario diseñar un dispositivo de PMMA para introducir las PRC y que, a su vez, permitiera encajar dentro de un maniquí de agua cuyas dimensiones son 30 x 30 x 30 cm (ver Figura 8) (14).

Las condiciones usadas en la irradiación de las muestras de PRC para su calibración siguieron las recomendaciones del AAPM-TG55 en cuanto a colocar las películas en el centro de un campo de irradiación amplio, perpendicular al haz y a una profundidad de 5 cm, y además con una distancia fuente-superficie de 100 cm, con un tamaño de campo de 10x10 cm^2 (15) . Para la medición de la dosis de referencia con mayor precisión se empleó una cámara de ionización tipo Farmer, modelo NE2571, que fue acoplada a un electrómetro Standard Imaging MAX 4000 electrometer, el cual permitió registrar las cargas eléctricas generadas por la radiación ionizante en el volumen de aire sensible del detector y convertirlas en magnitudes dosimétricas.

La relación entre la dosis absorbida y la respuesta de la película a distintos niveles de irradiación conformo la curva sensitométrica. El densitómetro utilizado en este desarrollo fue el Little Genius Scanning Densitometer Modelo 07-444, está diseñado para supervisar el rendimiento de procesamiento de las PRC.

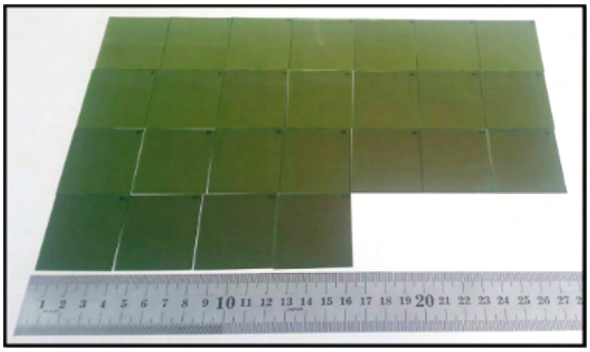


Figura 8. *Películas radiocrómicas irradiadas en un intervalo de 0 a 240 cGy, nótese el cambio de densidades ópticas a medida que aumenta la dosis.*

II.II.III.III. Trazabilidad de medición PRC

Se evaluó la incertidumbre de las mediciones in vitro realizadas con películas radiocrómicas (PRC), considerando las principales fuentes de variación asociadas al sistema de medición. Entre estas se incluyen la calibración basada en densidad óptica, el posicionamiento de la fuente, la calibración de la fuente de braquiterapia y las contribuciones del sistema de planificación (TPS).

En la Tabla 3 se pueden notar que la incertidumbre total combinada obtenida fue de 12.24 % para Cobalto-60 y 12.68 % para Cesio-137.

Tabla 3. *Trazabilidad de las mediciones in vitro obtenidas mediante PRC. (9-11,16).*

Componente de incertidumbre	Criterios a Evaluar	Incertidumbre (%)
LPCD	Incertidumbre estándar relativa IAEA	0.50
LSCD	Cabezal de cobalto-60	0.49
	Factor de calibración	1.10
Calibración de las PRC	Densidades ópticas	2.00
Posicionamiento de la fuente	Fuentes de ^{60}Co	11.2
	Fuentes de ^{137}Cs	11.2
Calibración de la fuente de braquiterapia	Fuentes de ^{60}Co	3.65
	Fuentes de ^{137}Cs	3.90
TPS	Fuentes de ^{60}Co	2.60
	Fuentes de ^{137}Cs	3.80
Incertidumbre total combinada		**^{60}Co = 12.24%** **^{137}Cs = 12.68%**

II.II.IV. Calibración de la Fuente de Braquiterapia

Haciendo uso de una cámara de pozo (Figura 9), se determinó la actividad de la fuente, este procedimiento se realizó en los servicios de braquiterapia que cuentan con fuente de 60Co; luego estos valores fueron comparados con el certificado de calibración emitido por el fabricante (17).

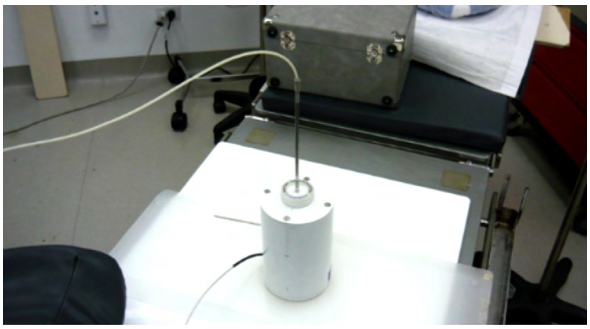


Figura 9. *Arreglo cámara de pozo y electrómetro antes de realizar la calibración de la fuente de braquiterapia.*

II.II.V. Calibración de los diodos

Para el uso del dosímetro PTW Multidos E electrometer se siguieron estrictamente las instrucciones de operación proporcionadas por PTW Freiburg. Asimismo, los detectores semiconductores fueron calibrados diariamente antes de iniciar cada jornada de medición. La calibración de estos detectores requirió el montaje del simulador físico de calibración, al cual se conectaron los detectores semiconductores y el sistema de braquiterapia MultiSource HDRplus 2.6 del fabricante BEBIG.

II.II.VI. Balance cero

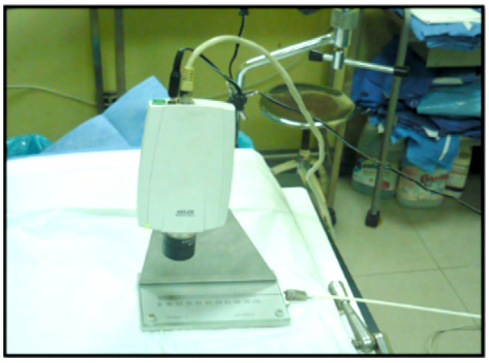
Esta prueba se realizó para determinar la radiación de fondo presente en la sala de tratamiento ("zero balance").

II.II.III. Incertidumbre (%) asociada

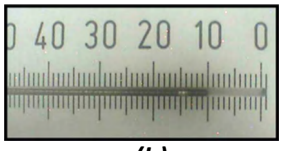
El software de control MultiSource® ha sido empleado en este estudio y se ha estimado una incertidumbre global del 7 % asociada al uso de esta sonda en dosimetría in vivo (18). Para dicha estimación se consideraron diversos factores, entre ellos la calibración, la reproducibilidad, la linealidad de respuesta del diodo, la dependencia angular, la dependencia con la temperatura, así como las diferencias entre las mediciones experimentales y los valores computados. Asimismo, en la literatura se han reportado otras características físicas relevantes de esta sonda para su aplicación en dosimetría in vivo (19) (20).

II.II.IV. Calibración y prueba visual

La precisión de la posición de la fuente se puede verificar, y de ser necesario, corregir con esta función, (ver Figura 10). Los sistemas en movimiento para el simulador y la fuente se calibran automáticamente. Al mismo tiempo, todos los elementos del circuito, transmisores de señales y el sistema de retiro de emergencia se verifican con esta operación.



(a)



(b)

Figura 10. *(a) La precisión de la posición de la fuente se puede verificar con ayuda de una cámara de visualización. (b) Imagen que documenta la posición de la fuente.*

II.II.V. Imágenes y curvas de isodosis

El proceso de planificación se llevó a cabo utilizando imágenes radiográficas (IOLR, HDL, HM Y HCM) y tomográficas (SAO) adquiridas con un marcador rectal posicionado en el interior del simulador físico, con el fin de definir la geometría de referencia y evitar la generación de artefactos de alta densidad en el sistema de planificación de tratamientos (TPS). Tras la finalización de los cálculos dosimétricos, el maniquí fue trasladado a la sala de irradiación, donde se sustituyó el marcador por los respectivos detectores para la fase de medición. Es importante precisar que no se realizaron adquisiciones de imagen con los dosímetros insertos; la concordancia entre el punto de cálculo y el centro activo de medida se garantizó mediante la reproducibilidad geométrica y los topes mecánicos diseñados en el simulador.

A continuación, se presentan imágenes radiográficas del arreglo experimental que incluye el simulador físico, la fuente radiactiva y los dosímetros utilizados para la estimación de la dosis absorbida en los puntos ICRU correspondientes al recto y la vejiga (Figuras 11 y 12), de acuerdo con las recomendaciones de la International Commission on Radiation Units and Measurements (21).

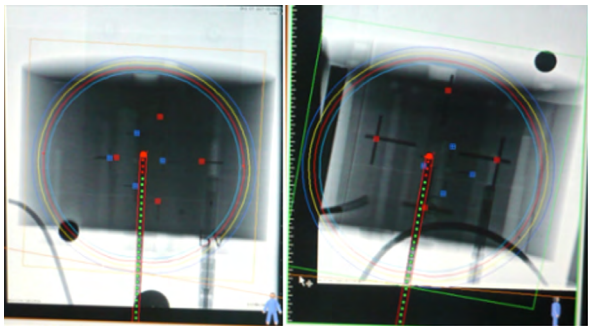


Figura 11. *Planificación dosimétrica bidimensional (2D) basada en radiografías ortogonales convencionales. Se observa la distribución de las curvas de isodosis superpuestas a la imagen diagnóstica. La flecha indica el marcador rectal interceptado por la curva del 100% de la dosis en la proyección lateral. La baja definición de los bordes óseos y de los aplicadores evidencia la dificultad técnica para una reconstrucción geométrica de alta precisión.*

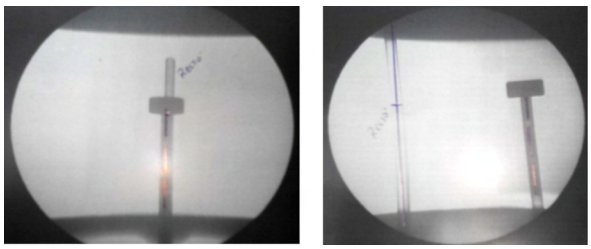


Figura 12. *Imágenes radiográficas adquiridas para la localización de aplicadores y detectores. Se evidencia un contraste limitado y una resolución espacial reducida, factores que introducen incertidumbre en la identificación de los puntos de interés para el sistema de planificación. Esta calidad de imagen es representativa de la obsolescencia tecnológica que condiciona la precisión del posicionamiento de las fuentes y detectores in vivo.*

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se presentan las comparaciones entre la dosis absorbida calculada por los sistemas de planificación de tratamiento y las dosis medidas en tiempo real mediante los detectores (cámara de ionización, dosímetros termoluminiscentes, películas radiocrómicas, diodo de recto y diodo de vejiga). Los hallazgos se detallan a través de la distribución de dosis absoluta y porcentual en Tablas y Figuras de este apartado.

III.I. Cámara de ionización

Con el objetivo de validar la precisión de las mediciones y la consistencia de los datos obtenidos, se realizó un análisis comparativo de los valores registrados mediante una de cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer modelo NE2571, en los distintos centros participantes. En esta sección se presentan los resultados de dosis absorbida, comparando los hallazgos del presente estudio con la literatura científica de referencia. Los datos detallados a continuación permiten observar la variabilidad y el comportamiento estadístico de las lecturas obtenidas con el detector versus el sistema de planificación de tratamiento.

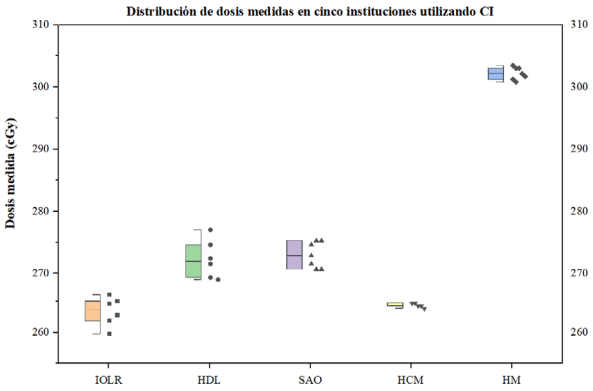


Figura 13. *Distribución de la dosis absorbida (cGy) medida en cinco instituciones hospitalarias (IOLR, HDL, SAO, HCM y HM), utilizando una cámara de ionización Farmer modelo NE2571. Las cajas representan el rango intercuartílico (IQR), con la mediana representada por una línea horizontal. Las barras se extienden hasta los valores mínimo y máximo dentro de 1,5×IQR.*

La Figura 13 revela una distribución de dosis relativamente consistente entre las instituciones IOLR, HDL, SAO y HCM, con valores que oscilan mayoritariamente entre 260 cGy y 275 cGy. Sin embargo, se observa un desplazamiento significativo en la institución HM, donde la dosis medida se sitúa por encima de los 300 cGy, manteniendo una dispersión interna muy baja (SD = 0.4%).

Tabla 4. *Comparación de dosis absorbida y desviación porcentual entre los centros del presente estudio y la literatura de referencia.*

Presente estudio	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***
IOLR	20.3 a 33.2	32.0	1.1
HDL	34.6 a 38.2	36.1	1.4
SAO	35.3 a 37.4	36.4	0.9
HCM	32.2 a 32.6	32.4	0.2
HM	50.6 a 51.8	51.2	0.4
Literatura comparada	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***
de Almeida et al (22)	-5.1 a 2.7	-0.3	1.4

[a] ***IOLR, HDL, SAO, HCM y HM:*** *corresponden a los centros hospitalarios participantes. Los valores se expresan en porcentaje (%).* ***SD:*** *Desviación estándar.*

En la Tabla 4 se pueden contrastar los hallazgos del presente estudio con la literatura de referencia; se evidencia una divergencia significativa en las desviaciones porcentuales de dosis. Mientras que *de Almeida et al*. (22) reportaron variaciones entre -5.1% y 2.7% utilizando fuentes de ^{137}Cs y sistemas como Pinnacle, Theraplan, Dosigray e ISIS, los resultados de esta investigación alcanzaron valores considerablemente superiores, destacando el caso de la institución HM con una media de 51.2%.

Esta discrepancia puede atribuirse a dos factores críticos identificados en las instituciones evaluadas. En primer lugar, la evolución tecnológica de los algoritmos de cálculo; mientras que *de Almeida y colaboradores* utilizaron plataformas de planificación de generaciones anteriores, este estudio empleó sistemas especializados como HDRplus (v. 2.6) y software dedicado para equipos Curietron. En segundo lugar, y de manera determinante, la obsolescencia de los equipos de rayos X utilizados para la adquisición de imágenes diagnósticas supuso una limitación técnica importante. La baja resolución y calidad de las imágenes anteroposteriores (AP) y laterales dificultaron la localización precisa de las fuentes de ^{137}Cs y puntos de interés para la planificación de tratamiento, introduciendo una incertidumbre geométrica en la reconstrucción que se traduce en las desviaciones registradas por la cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer NE2571.

En conclusión, los resultados obtenidos subrayan que la precisión en braquiterapia con fuentes de ^{137}Cs no depende exclusivamente del radionúclido, sino de la integridad del flujo de trabajo, donde la calidad de la imagen diagnóstica y la modernización de los sistemas de planificación resultan indispensables para reducir la brecha entre la dosis planificada y la dosis absorbida real. No se encontraron evidencias de dosimetrías con cámaras de ionización cilíndrica utilizando fuente de ^{60}Co.

III.II. Dosímetros termoluminiscentes

Con el propósito de complementar la verificación dosimétrica, se emplearon detectores de termoluminiscencia (TLD) para evaluar la dosis integrada en las cinco instituciones participantes. Esta fase del estudio es particularmente relevante, ya que permite comparar la respuesta del sistema ante dos radionúclidos distintos: ^{60}Co en IOLR, HDL y SAO, y ^{137}Cs en HCM y HM. A continuación, la Tabla 5 y la Figura 14 detallan las discrepancias porcentuales y la distribución de dosis, contrastando nuestros hallazgos con la literatura internacional disponible.

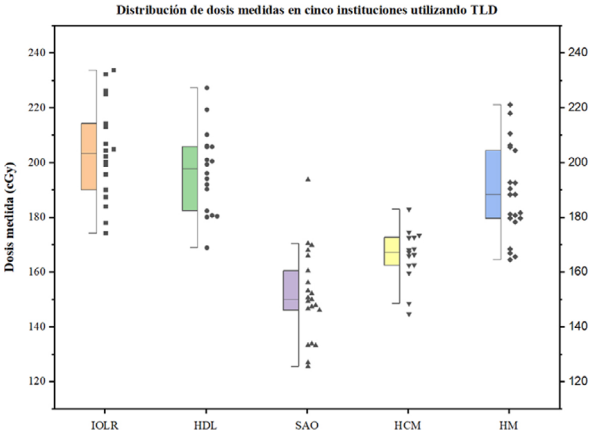


Figura 14. *Distribución de dosis absorbida medida en centigray (cGy) mediante dosímetros termoluminiscentes (TLD) en cinco instituciones de salud. Los diagramas de caja (boxplots) muestran la mediana, los cuartiles y la dispersión de los datos, mientras que los puntos adyacentes representan las mediciones individuales realizadas en cada centro (IOLR, HDL, SAO, HCM y HM).*

Los resultados obtenidos mediante TLD reflejan una marcada dependencia tecnológica según la fuente radiactiva empleada. En las instituciones que operan con 60Co (IOLR, HDL y SAO), los valores muestran una mayor correlación con los reportados por Jaberi et al. (23), Mlaway (24) y Babaloui (25), quienes también basaron sus investigaciones en fuentes de Cobalto-60. No obstante, destaca la variabilidad en SAO, donde la subestimación de la dosis alcanzó un -26.5%.

Tabla 5. *Análisis estadístico de las desviaciones porcentuales entre la dosis planificada y la dosis medida mediante TLD en cinco instituciones, comparado con resultados de la literatura internacional para fuentes de ^{60}Co y ^{137}Cs.*

Presente estudio	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***
IOLR	-12.9 a 16.1	1.5	± 9.0
HDL	-15.6 a 13.7	-1.7	± 7.4
SAO	-37.3 a -3.1	-26.5	± 8.2
HCM	-27.6 a -8.5	-17.0	± 4.9
HM	-17.7 a 10.6	-7.9	± 8.4
Literatura comparada	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***
Babaloui et al. (23)	–2.0 a 2.9	NR	± 7.0
Mlawa et al. (24)	16.7 a 28.71	NR	± 40.9
Jaberi et al. (25)	-8.3 a -6.8	-7.2	±14.6

[b] ***IOLR, HDL y SAO:*** *operan con fuentes de ^{60}**Co. HCM y HM:** operan con fuentes de ^{137}Cs.* ***SD:*** *Desviación estándar.* ***NR:*** *Dato no reportado. Los valores de la literatura corresponden a estudios basados exclusivamente en Cobalto-60.*

Un hallazgo fundamental de este apartado es la notable escasez de evidencia científica en

la literatura consultada respecto a auditorías similares empleando fuentes de ^{137}Cs. En las instituciones que utilizan este radionúclido (HCM y HM), los resultados estuvieron condicionados por la obsolescencia de los equipos de rayos X destinados a la planificación. La baja resolución de las imágenes AP y laterales dificultó la localización geométrica de las fuentes de Cesio-137 y puntos de interés, lo que introdujo una incertidumbre crítica en la reconstrucción del plan.

Ante la falta de reportes previos para ^{137}Cs en condiciones similares, estos resultados adquieren un carácter pionero, evidenciando que la brecha entre la dosis planificada y la absorbida es significativamente mayor en tecnologías MDR convencionales. En conclusión, la dispersión observada subraya que, mientras la dosimetría en ^{60}Co está bien documentada y es más predecible, la braquiterapia con ^{137}Cs requiere una actualización urgente de los sistemas de adquisición de imagen y protocolos de planificación para garantizar los estándares de seguridad radiológica actuales.

III.III. Películas radiocrómicas

Como tercera metodología de verificación dosimétrica, se emplearon películas radiocrómicas EBT2. A diferencia de los detectores puntuales, las PRC ofrecen una respuesta bidimensional que permite evaluar la distribución de la dosis en áreas de alto gradiente, características de la braquiterapia. La Tabla 6 y la Figura 15 presentan los resultados obtenidos y su comparación con la literatura, considerando las particularidades técnicas de nuestro sistema de lectura y cálculo.

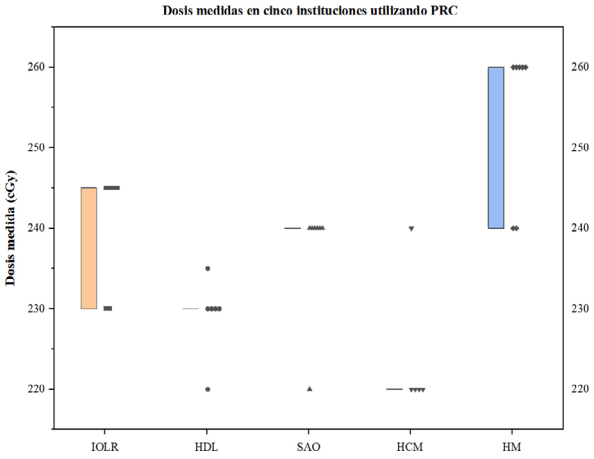


Figura 15. *Distribución de dosis medidas (cGy) mediante PRC en las cinco instituciones. La mayor variabilidad observada en HM se correlaciona con las limitaciones en el sistema de lectura por densitometría y la reconstrucción geométrica de las fuentes.*

Los resultados obtenidos con las películas EBT2 muestran desviaciones porcentuales que oscilan entre el 12.0% (HCM) y el 26.7% (HM) respecto a la planificación (TPS). Al contrastar estos datos con la literatura, se observa que nuestras diferencias son superiores a las reportadas por Moura et al. (26) (11.5%) y Uniyal et al. (27) (3.9%).

Tabla 6. *Diferencias porcentuales entre la dosis medida con películas radiocrómicas EBT2 y la dosis calculada (TPS). Se incluye comparación con Moura et al. (EBT3 / ^{192}Ir / Acuros) y Uniyal et al. (EBT2 / ^{192}Ir).*

Presente estudio	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***	***Diferencia (%) PRC vs TPS***
IOLR	15.0 a 22.5	20.0	3.9	20.0
HDL	10.0 a 17.5	14.6	2.5	14.6
SAO	10.0 a 20.0	18.3	4.1	18.3
HCM	10.0 a 20.0	12.0	4.5	12.0
HM	20.0 a 30.0	26.7	5.2	26.7
Literatura comparada	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***	***Diferencia (%) PRC vs TPS***
Moura et al. (26)	-1.77 a 12.2	NR	NR	11.5
Uniyal et al. (27)	*NR*	*NR*	*NR*	*3.9*

[c] ***IOLR, HDL, SAO, HCM y HM:*** *representan los centros hospitalarios evaluados. Los valores de diferencia porcentual se calculan como* $[(D_{medida} - D_{calc}) / D_{calc}]*100$. ***SD:*** *Desviación estándar.* ***NR:*** *Dato no reportado.*

Esta divergencia se sustenta en tres factores técnicos críticos. En primer lugar, la tecnología de lectura: mientras que los autores referenciados emplearon escáneres de alta resolución y software especializado para la estimación de dosis mediante curvas de brillo y canales de color, en este trabajo se utilizó un densitómetro óptico, cuya precisión es inherentemente menor para la caracterización de películas radiocrómicas modernas. En segundo lugar, el algoritmo de cálculo: Moura et al. emplearon el sistema Acuros XB, el cual considera las heterogeneidades del medio y la dispersión de la fuente de ^{192}Ir, a diferencia de los sistemas convencionales utilizados en nuestros centros para fuentes de ^{137}Cs y ^{60}Co.

Finalmente, la incertidumbre geométrica derivada de la obsolescencia de los equipos de rayos X, mencionada en apartados anteriores, también afecta la colocación de las películas respecto a las fuentes. En conclusión, aunque las películas EBT2 confirman la tendencia de sobreestimación de dosis detectada por los otros sistemas, los valores registrados reflejan las limitaciones actuales en la cadena de lectura y planificación de las

instituciones evaluadas, reafirmando la necesidad de transitar hacia sistemas de digitalización y algoritmos de cálculo de mayor complejidad.

III.IV. Diodos de recto y vejiga

La última etapa de la auditoría dosimétrica consistió en la evaluación de la dosis in vitro en órganos de riesgo (recto y vejiga) mediante diodos semiconductores de silicio PTW 9192 y PTW 9193. Esta técnica proporciona información crítica sobre la dosis real depositada durante el tratamiento, integrando variables que los sistemas de planificación podrían omitir. Cabe señalar que, debido a fallos técnicos en los detectores al momento de la visita, no fue posible recolectar datos en la institución SAO. Los resultados de las instituciones IOLR y HDL se detallan en la Figura 16 y la Tabla 7, contrastándolos con la literatura disponible para diversas fuentes radiactivas

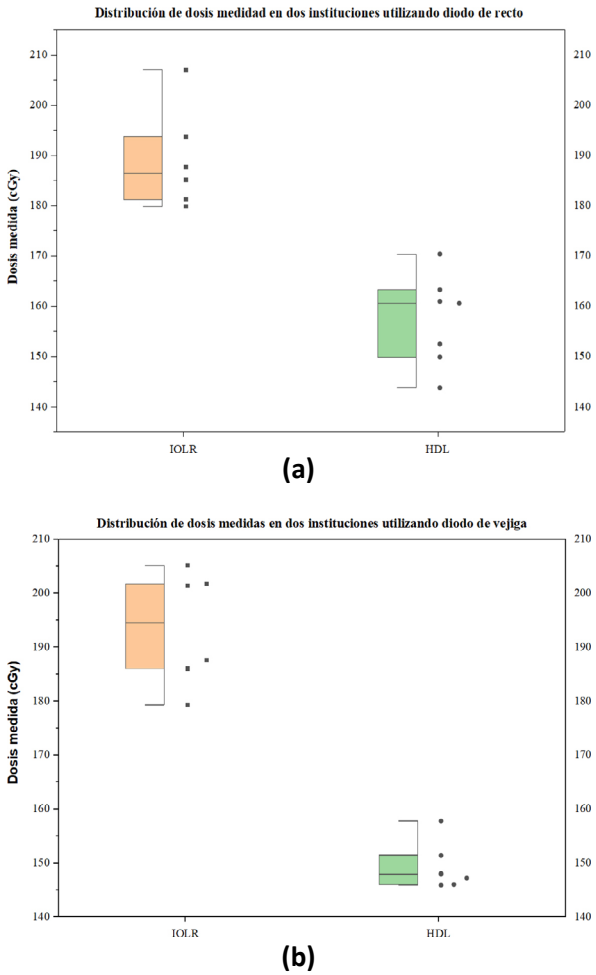


Figura 16. *Distribución de dosis absoluta (cGy) en recto y vejiga para IOLR y HDL. La estabilidad de las lecturas en IOLR bajo fuentes de ^{60}Co contrasta con la marcada subestimación en HDL, atribuida a la dificultad de posicionamiento geométrico bajo guía de imagen convencional.*

Los resultados obtenidos muestran una tendencia generalizada a la subestimación de la dosis en los órganos de riesgo. En la institución IOLR (^{60}Co), las diferencias medias de -5.4% (recto) y -3.2% (vejiga) se encuentran dentro de los rangos de tolerancia clínica y guardan una estrecha correlación con los estudios de Johan et al. (28) y Jamalludin et al. (29), quienes también emplearon fuentes de ^{60}Co reportando desviaciones similares en recto.

Por el contrario, la institución HDL presentó desviaciones significativamente mayores, alcanzando un -25.4% en vejiga. Este comportamiento es comparable a la alta dispersión reportada por Waldhäusl et al. (18) con fuentes de ^{192}Ir, cuyos rangos de error (hasta el 90%) evidencian la complejidad intrínseca de la dosimetría in vitro. Resulta notable que, aun comparando nuestros resultados con los de Allahverdi et al. (19), quienes utilizaron los mismos modelos de diodos, pero con fuentes de ^{137}Cs, las discrepancias en HDL siguen siendo superiores, lo que sugiere que el factor determinante no es únicamente el radionúclido o el detector, sino la incertidumbre geométrica en el posicionamiento.

Tabla 7. *Diferencias porcentuales de dosis en recto y vejiga, medidas con diodos PTW, vs. dosis planificada. Se incluye una comparación con fuentes de ^{60}Co (Johan, Jamalludin), ^{192}Ir (Waldhäusl) y ^{137}Cs (Allahverdi). Nota: En SAO no se obtuvieron datos debido a una avería en los detectores.*

	Diodo de recto (PTW 9192)			Diodo de vejiga (PTW 9193)		
Presente estudio	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***
IOLR	-10.1 a 3.5	-5.4	± 5.0	-10.4 a 2.6	-3.2	± 5.3
HDL	-28.1 a -14.8	-21.3	± 4.5	-27.1 a -21.1	-25.4	± 2.1
Literatura comparada	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***	***Rango (%)***	***Media (%)***	***SD (%)***
Johan et al. (28)	-19.5 a 24.0	3.2	± 9.1	NR	NR	NR
Jamalludin et al. (29)	-16.4 a 14.9	3.2	± 10.1	NR	NR	NR
Waldhäusl et al. (18)	-31.0 a 90.0	11.0	NR	-27.0 a 26.0	4.0	NR
Allahverdi et al. (19)	-85.0 a 36.0	-3.0	NR	-22.0 a 48.0	11.0	NR

[d] ***IOLR y HDL:*** *operan con fuentes de ^{60}Co HDR.* ***SD:*** *Desviación estándar.* ***NR:*** *Dato no reportado.*

En conclusión, los diodos demostraron ser herramientas eficaces para la detección de errores sistemáticos en la entrega de dosis, aunque su implementación en entornos con limitaciones tecnológicas de imagen requiere protocolos de fijación y verificación más estrictos para minimizar las desviaciones observadas.

IV. CONCLUSIONES

El presente trabajo demuestra que la precisión en la entrega de dosis en braquiterapia ginecológica no depende únicamente del radionúclido empleado, sino de la integridad técnica de toda la cadena de tratamiento. La intercomparación multicéntrica evidenció que las instituciones que operan con fuentes de ^{60}Co y sistemas de planificación modernos presentan una mayor consistencia dosimétrica, alineada con los estándares internacionales. Por el contrario, los servicios que aún emplean fuentes de ^{137}Cs muestran desviaciones críticas, que alcanzaron un máximo del 51.2%.

Se identificó que la incertidumbre geométrica es el factor de error más determinante. La obsolescencia de los equipos de rayos X convencionales para la adquisición de imágenes AP y laterales dificulta la localización precisa de las fuentes y de los detectores, lo que impacta severamente los resultados. Asimismo, se concluye que el uso de la densitometría óptica para el análisis de películas EBT2, si bien es accesible, introduce una limitación diagnóstica en comparación con los sistemas de escaneo digital por canales de color.

Finalmente, este estudio valida la utilidad del maniquí de PMMA diseñado como una herramienta de auditoría externa versátil y económica. Los resultados subrayan la necesidad urgente de actualizar las plataformas de imagen diagnóstica y los algoritmos de cálculo en los centros evaluados. La implementación de programas de control de calidad independientes, basados en el uso combinado de diversos detectores, resulta imperativa para cerrar la brecha entre la dosis prescrita y la absorbida, garantizando así la seguridad radiológica y la eficacia clínica del tratamiento oncológico.

V. AGRADECIMIENTOS

Los autores desean expresar su agradecimiento al Laboratorio Secundario de Calibración Dosimétrica (LSCD), adscrito a la Unidad de Tecnología Nuclear del Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC), así como al Centro de Estudios Avanzados del IVIC, por el apoyo técnico y las facilidades brindadas para la realización de este trabajo. Asimismo, se agradece a todas las personas que contribuyeron, directa o indirectamente, al desarrollo y la culminación de este trabajo.

VI. REFERENCIAS

1. Urdaneta N, Vera A, Peschel RE, Wilson LD. Radioterapia oncológica: enfoque multidisciplinario. 2a ed. Caracas: Editorial Disinlimed; 2009.
2. Halperin EC, Wazer DE, Perez CA, Brady LW, editors. Perez & Brady's principles and practice of radiation oncology. 7th ed. Philadelphia: Wolters Kluwer; 2019.
3. International Atomic Energy Agency. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2002. IAEA-TECDOC-1274.
4. International Atomic Energy Agency. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: protocolo de control de calidad. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2000. IAEA-TECDOC-1151.
5. Ubrich F, Wulff J, Engenhart-Cabillic R, Zink K. Correction factors for source strength determination in HDR brachytherapy using the in-phantom method. Z Med Phys. 2014;24(2):138-52. doi:10.1016/j.zemedi.2013.08.001.
6. DeWerd LA, Kissick M, editors. The phantoms of medical and health physics: devices for research and development. New York: Springer; 2014.
7. Organismo Internacional de Energía Atómica. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia externa: un código de práctica internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua. Rev. 1. Viena: Organismo Internacional de Energía Atómica; 2025. Colección de Informes Técnicos No. 398.
8. Knoll GF. Radiation detection and measurement. 4th ed. Hoboken (NJ): John Wiley & Sons; 2010.

9. DeWerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, Mitch MG, Rivard MJ, Stump KE, et al. A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO. Med Phys. 2011;38(2):782-801. doi:10.1118/1.3533720.

10. Meertens H. In-phantom calibration of Selectron-LDR sources. Radiother Oncol. 1990;17(4):369-78. doi:10.1016/0167-8140(90)90010-T.

11. Azhari H, Hensley F, Schütte W, Zakaria G. Dosimetric verification of source strength for HDR afterloading units with Ir-192 and Co-60 photon sources: comparison of three different international protocols. J Med Phys. 2012;37(4):183-92. doi:10.4103/0971-6203.103603.

12. Thermo Electron Corporation. Model 4500 TLD reader with WinREMS: operator's manual. Ohio: Thermo Electron Corporation; 2002.

13. Arjomandy B, Tailor R, Zhao L, Devic S. EBT2 film as a depth-dose measurement tool for radiotherapy beams over a wide range of energies and modalities. Med Phys. 2012;39(2):912-21. doi:10.1118/1.3678989.

14. León-Marroquín EY, García-Garduño OA, Camacho-López MA. Caracterización de la película radiocrómica EBT2 con diferentes sistemas ópticos. Arch Neurocien (Mex). 2013;18 Supl 1:38-43.

15. Niroomand-Rad A, Blackwell CR, Coursey BM, Gall KP, Galvin JM, McLaughlin WL, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. Med Phys. 1998;25(11):2093-115. doi:10.1118/1.598407.

16. Fluke Biomedical. Nuclear Associates 07-444 Little Genius scanning densitometer: operators manual. Rev. 2. Cleveland (OH): Fluke Biomedical; 2005. Manual No. 07-444-1.

17. Kutcher GJ, Coia L, Gillin M, Hanson WF, Leibel S, Morton RJ, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. Med Phys. 1994;21(4):581-618. doi:10.1118/1.597316.

18. Waldhäusl C, Wambersie A, Pötter R, Georg D. In-vivo dosimetry for gynaecological brachytherapy: physical and clinical considerations. Radiother Oncol. 2005;77(3):310-7. doi:10.1016/j.radonc.2005.09.004.

19. Allahverdi M, Jaberi R, Aghili M, Ghahremani F, Geraily G. In vivo dosimetry with semiconductors in medium dose rate brachytherapy for cervical cancer. Jpn J Radiol. 2013;31(3):160-5. doi:10.1007/s11604-012-0160-x.

20. Ghahramani F, Allahverdi M, Jaberi R. Dependency of semiconductor dosimeter responses, used in MDR/LDR brachytherapy, on factors which are important in clinical conditions. Rep Pract Oncol Radiother. 2008;13(1):29-33. doi:10.1016/S1507-1367(10)60079-X.

21. International Commission on Radiation Units and Measurements. Dose and volume specification for reporting intracavitary therapy in gynecology. Bethesda (MD): International Commission on Radiation Units and Measurements; 1985. ICRU Report 38.

22. de Almeida CE, Rodriguez M, Vianello E, Ferreira IH, Sibata C. An anthropomorphic phantom for quality assurance and training in gynaecological brachytherapy. Radiother Oncol. 2002;63(1):75-81. doi:10.1016/S0167-8140(02)00065-8.

23. Jaberi R, Babaloui S, Siavashpour Z, Moshtaghi M, Shirazi A, Joya M, et al. 3D in vivo dosimetry of HDR gynecological brachytherapy using micro silica bead TLDs. J Appl Clin Med Phys. 2022;23(9):e13729. doi:10.1002/acm2.13729.

24. Mlawa OM, Ngaile JE, Chaurasia PP, Amasi AI. Assessment of rectal dose with thermoluminescent in vivo dosimetry in high-dose-rate cobalt-60 intracavitary brachytherapy for cervical cancer: a two-arm cohort study using orthogonal images planning. J Contemp Brachytherapy. 2025;17(2):133-41. doi:10.5114/jcb.2025.150247.

25. Babaloui S, Jafari S, Palmer AL, Polak W, Sheidaei A, Shirazi A, et al. Using micro silica bead TLDs in high dose rate brachytherapy dosimetry: a phantom study. Radiat Phys Chem. 2022;191:109826. doi:10.1016/j.radphyschem.2021.109826.

26. Moura ES, Micka JA, Hammer CG, Culberson WS, DeWerd LA, Rostelato MECM, et al. Development of a phantom to validate high-dose-rate brachytherapy treatment planning systems with heterogeneous algorithms. Med Phys. 2015;42(4):1566-74. doi:10.1118/1.4914390.

27. Uniyal SC, Sharma SD, Naithani UC. Dosimetric verification of a high dose rate brachytherapy treatment planning system in homogeneous and heterogeneous media. Phys Med. 2013;29(2):171-7. doi:10.1016/j.ejmp.2012.01.004.

28. Johan S, Lobo D, Athiyamaan MS, Srinivas C, Banerjee S, Abhishek K, et al. In-vivo comparison of planned and measured rectal doses during cobalt-60 HDR CT-based intracavitary brachytherapy applications of cervical cancer using the PTW 9112 semiconductor probe. Asian Pac J Cancer Prev. 2023;24(3):897-907. doi:10.31557/APJCP.2023.24.3.897.

29. Jamalludin Z, Malik RA, Ung NM. Correlation analysis of CT-based rectal planning dosimetric parameters with in vivo dosimetry of MOSkin and PTW 9112 detectors in Co-60 source HDR intracavitary cervix brachytherapy. Phys Eng Sci Med. 2021;44(3):773-83. doi:10.1007/s13246-021-01026-x.