

EVALUACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN BRAQUITERAPIA CON FUENTES DE ^{192}Ir EN MEDIO HETEROGENEO, USANDO DOSÍMETRO DE LUMINISCENCIA ÓPTICAMENTE ESTIMULADA Y SIMULACIÓN POR MONTECARLO

EVALUATION OF THE ABSORBED DOSE IN BRACHITHERAPY WITH ^{192}Ir SOURCES IN HETEROGENEOUS MEDIUM, USING OPTICALLY STIMULATED LUMINESCENCE DOSIMETER AND MONTE CARLO SIMULATION

L. H. CONCHA-VALENZUELA^a, C. S. GUZMÁN-CALCINA^{b†}, C. J. SOLANO-SALINAS^c, J. A. MÉNDEZ-VELASQUEZ^d, J. AYMAR-ALEJOS^e, G. MASIAS-MONTESINOS^f, J. B. VILLAVERDE-HERRERA^g, Y J. F. MÁRQUEZ-PACHAS^c

a) Facultad de Ciencias, Universidad Nacional de Ingeniería. Lima, Perú.

b) Facultad de Medicina Humana, Universidad Ricardo Palma. Lima, Perú[†].

c) Facultad de Ciencias Físicas, Universidad Nacional Mayor de San Marcos. Lima, Perú.

d) Facultad de Ciencias Naturales y Matemática, Universidad Nacional del Callao. Callao, Perú.

e) Nuclear Control SAC. Lima, Perú.

f) Instituto Radioncológico ONCOSUR. Cusco, Perú.

g) Facultad de Ciencias Naturales y Matemática, Universidad Nacional Federico Villarreal. Lima, Perú.

† autor para la correspondencia

Recibido 18/06/2023; Aceptado 24/01/2024

El estudio tiene como objetivo evaluar la dosis absorbida (D_{abs}) en tratamientos de Braquiterapia por alta tasa de dosis con una fuente de ^{192}Ir , considerando las heterogeneidades de los tejidos, tipos de aplicadores y dimensiones del paciente. Para este fin, se realizaron cálculos de isodosis por simulación montecarlo (MC) y una prueba de exactitud de la dosis entregada a un objeto simulador, comparando la D_{abs} planificada en el sistema de planificación de tratamiento (TPS) con la dosis registrada por el dosímetro de luminiscencia ópticamente estimulada. Se obtuvo que el TPS calcula adecuadamente la distribución de D_{abs} , cuando el medio es agua; sin embargo, es necesario incluir las librerías que consideran las heterogeneidades para realizar con mayor precisión el cálculo de la distribución de D_{abs} en los pacientes. Se concluyó que al realizar una simulación MC es una buena opción para probar si el TPS calcula la D_{abs} en presencia de heterogeneidades.

The study aims to evaluate the absorbed dose (D_{abs}) in high-dose-rate brachytherapy treatments with a source of ^{192}Ir , considering the heterogeneities of the tissues, types of applicators and patient dimensions. To this end, isodose calculations by Monte Carlo (MC) simulation and a test of accuracy of the dose delivered to a simulator object were performed, comparing the D_{abs} planned in the treatment planning system (TPS) with the dose recorded by the optically stimulated luminescence dosimeter. It was found that the TPS adequately calculates the distribution of D_{abs} when the medium is water; however, it is necessary to include libraries that consider heterogeneities in order to perform a more precise calculation of the distribution of D_{abs} in patients. It is concluded that performing a CM simulation is a good option to test whether the TPS calculates the D_{abs} in the presence of heterogeneities.

PACS: Braquiterapia (brachytherapy), 87.53.Jw; métodos de Monte Carlo en física biológica (Monte Carlo methods in biological physics), 87.10.Rt, 87.15.ak, 87.16.af; fuentes de radiación (física médica) (radiation sources (medical physics)), 87.56.bg; tratamiento de radiación en física médica (radiation treatment in medical physics), 87.55.-x.

I. INTRODUCCIÓN

En el esfuerzo por efectuar un mejor control tumoral en tejido neoplásico, se implementan avanzados algoritmos capaces de optimizar los Sistemas de Planificación de Tratamiento (TPS) en pacientes oncológicos [1, 2]; sin embargo, el formalismo de cálculo de dosis, presentado en el TG-43 [3] y sustentado en muchos TPS en tratamientos de Braquiterapia, emplea un conjunto de parámetros dosimétricos inexactos debido a una falta de consideración en los criterios de tres importantes indicadores:

Indicador para la prueba de exactitud de la dosis entregada

Indicador que garantiza que la diferencia entre la dosis planificada por TPS y la dosis entregada al paciente esté dentro

de la tolerancia permitida. Para determinar una correcta dosis planificada en pacientes tratados en braquiterapia, existen factores que contribuyen con su precisión; no obstante, existe una cierta limitación, radicada principalmente, en las heterogeneidades del medio, en la atenuación de los aplicadores en los casos de geometría compleja, en la consideración de la D_{abs} de tránsito y en el efecto de auto blindaje de la fuente [4].

Indicador para la prueba de distribución de dosis

Indicador utilizado para evaluar cuantitativamente la calidad de la distribución de dosis en el tejido objetivo a fin de asegurar que se cumplan con los propósitos del tratamiento [5].

Indicador para prueba de librerías

Indicador basado en la medición de la actividad radiactiva de las fuentes utilizadas en braquiterapia además de su implicancia en la verificación de la consistencia y precisión de los algoritmos.

El marco internacional de la IAEA [6] establece que las aplicaciones terapéuticas de la radiación, como la braquiterapia, requieren de un experto calificado en física de la radiación, además del cumplimiento de los requisitos de calibración, dosimetría y garantía de calidad para entregar una dosis adecuada al tejido o lecho tumoral; por el contrario, la base física y matemática presentada en el TG-43, considera medios homogéneos irreales ante la falta de consideración de diversos tipos de tejidos y materiales alrededor de la fuente de braquiterapia, atenuando y contribuyendo de manera errónea en la distribución de D_{abs} [3,7].

La falta de precisión y exactitud en los tratamientos de braquiterapia repercute directamente en la evolución del paciente. Diferentes trabajos [8–11] evidenciaron que, al no considerar correctamente las heterogeneidades del medio, genera diferencias entre la D_{abs} planificada por el TPS y la D_{abs} entregada al paciente, lo que se traduce en sub-dosificaciones o sobredosificaciones en los tejidos circundantes a la fuente de braquiterapia.

En un trabajo elaborado en Perú [12], sobre la braquiterapia ocular, presentaron un método para la determinación de D_{abs} usando la integral de Sievert, en el que se consideró los polinomios de Meisberg de orden tres para los cálculos y se comparó con simulación MC utilizando el código Penelope, obteniéndose como resultado una diferencia de un 24 % a distancias menores a 12 mm del casquete ocular y diferencias menores a 2 % para distancias mayores a 15 mm.

Por lo anteriormente escrito, se plantea la pregunta ¿El TPS utilizado en el servicio de braquiterapia calcula adecuadamente la distribución de Dabs alrededor de la fuente? ¿Son necesarias las librerías que incluyen los efectos de heterogeneidades en los cálculos de distribución de D_{abs} ? El presente trabajo tiene por objetivo evaluar la D_{abs} del TPS, para determinar su exactitud, donde se compara la D_{abs} planificada por el TPS y de manera teórica; se calcula la isodosis por simulación MC y se realiza una prueba de exactitud de la dosis entregada a un objeto simulador (OS), comparando la D_{abs} planificada del TPS con la dosis registrada por el dosímetro OSL nano dot.

II. MATERIAL Y MÉTODOS

La investigación planteada es de tipo experimental, longitudinal, analítico y prospectivo. Se utilizó el TPS de la marca Varian Medical Systems, modelo ARIA RADOnC, versión 135.37. No se consideraron correcciones por heterogeneidades porque no se cuenta con librerías. Se utilizó la matriz de dosis MDoseMatrix y el tamaño de voxel para la matriz de dosis es de $0.25 \times 0.25 \times 0.25 \text{ mm}^3$.

El dosímetro utilizado fue un dosímetro OSL nano dots $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ con las siguientes características: Diámetro del cristal: 5 mm, espesor del cristal: 0.2 mm, densidad del cristal

3.97 g/cm^3 , número atómico efectivo: 10.2, punto de fusión $2054 \text{ }^\circ\text{C}$, conductividad térmica del cristal: $3000 \text{ }^\circ\text{C}$, rango de energía (5 KeV - 20 MeV) [12,13]. Las Fig. 1 y 2 ilustran el sistema experimental utilizado.

Se realizó el proceso de caracterización del dosímetro OSL $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ obteniéndose un comportamiento lineal hasta una dosis de 3Gy con un factor de linealidad $F_L=0.9998$ e incerteza de 2.58 %, resultado que coincide con lo reportado por Rodríguez [13], Márquez [14] y Ponmalar [15], una independencia con la tasa de dosis con un factor de tasa de dosis de $F_{TD}=1.016$ y una incerteza de 2.75 %, independencia angular capaz de distinguir con precisión la ubicación de la radiación absorbida en el material con un factor de corrección de $F_\theta=1$ y una incerteza de 2.55 %, factor de calibración OSL $F_{C-6MV}=1/1.06$ para fotones de 6 MV con una incerteza de calibración de 3.5 % calculada bajo las recomendaciones del NIST [16].

El código Montecarlo es un método numérico basado en la generación de múltiples números aleatorios para simular diversas escenas posibles ya sea en el campo de la física, ingeniería, entre otras. Existen paquetes de softwares desarrollados por el CERN y el CIEMAT y ampliamente validados por la comunidad científica, como Geant4 y Gamos, que simulan el transporte de partículas y calculan la interacción de su radiación con diversos materiales y tejidos, con un factor de cobertura $K=2$ al 95 % de confianza [17,18].

Cálculo teórico de la distribución de dosis alrededor de la fuente ^{192}Ir

El cálculo de la D_{abs} se realiza a partir del TG-43 [3]:

$$D(r) = S_k \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_o, \theta_o)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (1)$$

Basado en este resultado se procede a calcular la siguiente expresión

$$\frac{D(\vec{r})}{\Lambda \cdot S_k} = \frac{G(r, \theta)}{G(r_o, \theta_o)} \cdot g(r) \cdot F(r, \theta) \quad (2)$$

notando que esta expresión es independiente de la actividad que tiene el radioisótopo el día de la aplicación.

Simulación Monte Carlo - Atenuación de dosis debido a las heterogeneidades

Para calcular la atenuación de la dosis debido a las heterogeneidades, se simularon diferentes configuraciones geométricas, una de las que se detalla a continuación:

Fuente GammaMed Plus en el centro del OS cilíndrico hecho de tejido suave (ICRU 44). El eje de simetría está a lo largo del eje Z, tanto para el tándem y el aplicador, la fuente se ubica en 3 posiciones. La primera posición es 4 cm por sobre el centro geométrico del OS, la segunda es al centro del OS y la tercera es 5 cm por debajo del centro del OS.

En la Fig. 1 se presenta la construcción de la geometría.

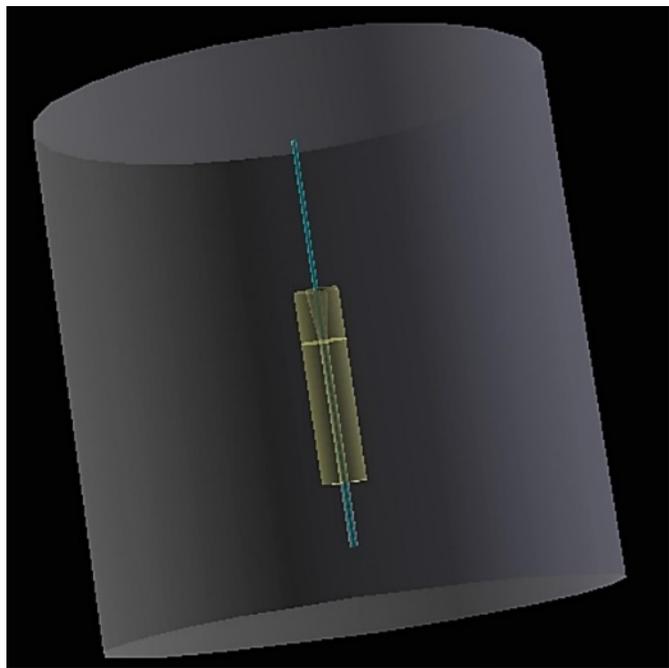


Figura 1. Diseño de la fuente al interior de tándem metálico y el aplicador vaginal con Gamos 5.1.0.

Prueba de exactitud de la dosis entregada por el TPS, utilizando OSL nano DOT

Medición de la dosis de tránsito: Para la medición de la D_{abs} de tránsito, se colocó el OSL nano Dot en el punto de control a 7.6 cm de la fuente central y se procedió a configurar el plan de tratamiento, el que debe tener 3 paradas. La primera parada a 4 cm sobre el límite superior del aplicador vaginal, la segunda parada en la intersección de la parte delgada y gruesa del tándem y la tercera parada a 5 cm por debajo del límite superior del aplicador vaginal. Se configuró el TPS para que el tiempo de parada sea de 0.3 seg en cada posición (tiempo mínimo que puede estar detenida la fuente). Se repitió esta prueba 3 veces. La D_{abs} registrada por el dosímetro corresponde a la D_{abs} de tránsito en el punto de medición, dicho valor se descontó de la D_{abs} de tratamiento.

En el caso particular de la dosis de tránsito, se realizó con una actividad de la fuente de 4.070 Ci (1.5059-1011 Bq) y tomó un tiempo de 0.9 seg.

Medición de la dosis por tratamiento: Para la medición de la D_{abs} por tratamiento se colocó el OSL nano dot en el punto de control a 7.6 cm de la fuente central y se procedió a configurar el plan de tratamiento con 3 paradas, el tiempo de parada debe ser el mismo en las 3 posiciones. La primera 4 cm sobre el límite superior del aplicador vaginal, la segunda para en el límite superior del aplicador vaginal y la tercera a 5 cm por debajo del límite superior del aplicador vaginal. La D_{abs} prescrita al punto de cálculo fue de 2 Gy. En el caso particular de la medición de dosis de tratamiento, se realizó con una actividad de la fuente de 4.070 Ci (1.5059-1011 Bq) y tomó un tiempo de 1143 seg. La configuración del maniquí, así como la pantalla de entrega de tratamiento se observan en la Fig.

2. Como equipo para braquiterapia se utilizó la fuente de Ir-192 marca Varian modelo GammaMed Plus de 0.9 mm de diámetro y un fantoma de acrílico de 50 x 50 x 50 cm³



Figura 2. Configuración durante la irradiación de los OSL.

III. RESULTADOS

Cálculo teórico de la distribución de dosis alrededor de la fuente de ¹⁹²Ir

Usando el formalismos TG-43 en agua: Se muestran los resultados de graficar la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y con el cálculo teórico, para $\theta = 90^\circ$.

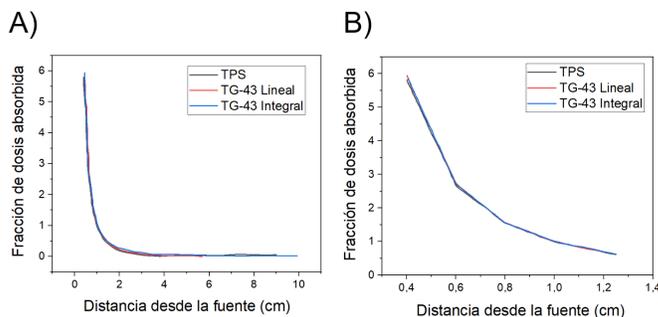


Figura 3. Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 90^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio. a) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 10 cm. b) Fracción de dosis a la distancia de 0.4 a 1.25 cm.

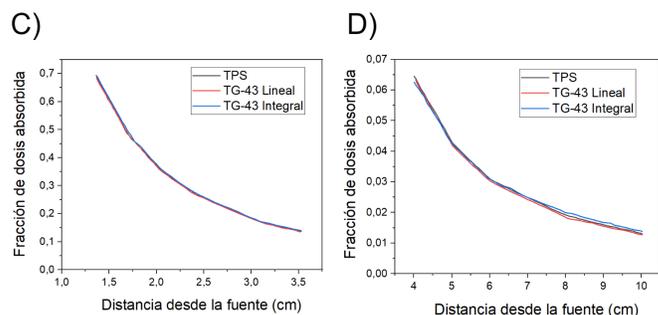


Figura 4. Comparación de la distribución de D_{abs} para $\theta = 90^\circ$, calculada mediante el TPS ARIA RADonc y cálculo teórico TG-43, considerando el agua como medio. c) Fracción de dosis a la distancia de 1.5 a 3.5 cm. d) Fracción de dosis a la distancia de 4 a 10 cm.

Existe una diferencia menor a un $(1 \pm 3,1)\%$ entre la D_{abs} calculada por el TPS y la que se obtiene teóricamente para ángulos de 90° (Fig. 3 y 4).

Se observó que al comparar los valores de D_{abs} alrededor de la fuente reportados por el TPS y los encontrados teóricamente, como se aprecian en las Fig. 3 y 4, no se presenta variaciones mayores al $(1 \pm 3,1)\%$ (la tolerancia según el ESTRO [19] y el TG-43 [3] es una variación del 2%), por lo que el TPS tiene una base de datos que coincide con los valores publicados por el TG-43 [3].

Simulación Monte Carlo

Atenuación de la D_{abs} debido a las heterogeneidades: Se muestra la distribución de D_{abs} en tejido suave (ICRU 44) en la Fig. 5, cuando se realiza una planificación con 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir . Las posiciones de la fuente son: $(0, +4)$, $(0, 0)$ y $(0, -5)$.

Tabla 1. Evaluación del índice gama γ , para comparar similitud entre la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y la obtenida con MC. En la simulación de la distribución de D_{abs} para el caso de la planificación de 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir .

Z/Y [cm]	2	3	4	5
10	0.0	0.5	0.0	0.7
8	1.0	0.6	0.4	3.3
6	2.0	7.2	0.7	3.0
4	1.7	0.8	0.6	0.0
2	0.7	0.4	0.1	0.0
0	1.3	0.0	0.4	0.0
-2	0.6	0.5	0.6	0.8
-4	0.1	1.2	0.8	1.1
-6	0.4	1.1	1.0	0.8
-8	2.5	2.3	1.8	1.9
-10	4.6	3.3	3.3	2.2

Tabla 2. Evaluación del índice gama γ , para comparar similitud entre la distribución de D_{abs} obtenida con el TPS y la obtenida con MC. En la simulación de la distribución de D_{abs} para el caso de la planificación de 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir .

Z/Y [cm]	6	7	8	9	10
10	0.8	0.9	1.0	1.1	2.5
8	0.0	0.0	0.0	0.0	0.0
6	0.4	0.5	0.0	0.0	0.0
4	0.3	0.0	0.5	0.0	0.8
2	1.3	1.1	0.0	0.6	0.7
0	0.5	1.0	0.0	0.6	1.3
-2	0.6	0.7	0.9	1.1	0.7
-4	0.9	1.5	1.0	0.6	1.5
-6	1.4	1.4	1.1	1.4	0.8
-8	0.9	1.7	2.1	1.7	1.9
-10	2.6	2.2	2.6	2.0	2.4

En la parte inferior donde hay mayor blindaje, debido a la parte gruesa del tandem y del aplicador ginecológico, se registró una atenuación entre un 5% y 15%. En la parte superior la atenuación, debido al tandem y al aplicador, disminuyó entre un -5% y un 5%, estando dentro del rango reportado en la guía práctica para el control de calidad a los equipos de braquiterapia del ESTRO [19].

Como se observa en la tabla 1 y 2, el índice gamma es menor o igual a 1 en sólo el 60% de los puntos, a diferencia de cuando

sólo se considera una sola parada de la fuente de ^{192}Ir , en tal caso se obtuvo una coincidencia del 95%. En ambos casos los parámetros fueron $\Delta d = 3 \text{ mm}$ y $\Delta D = 5 \%$.

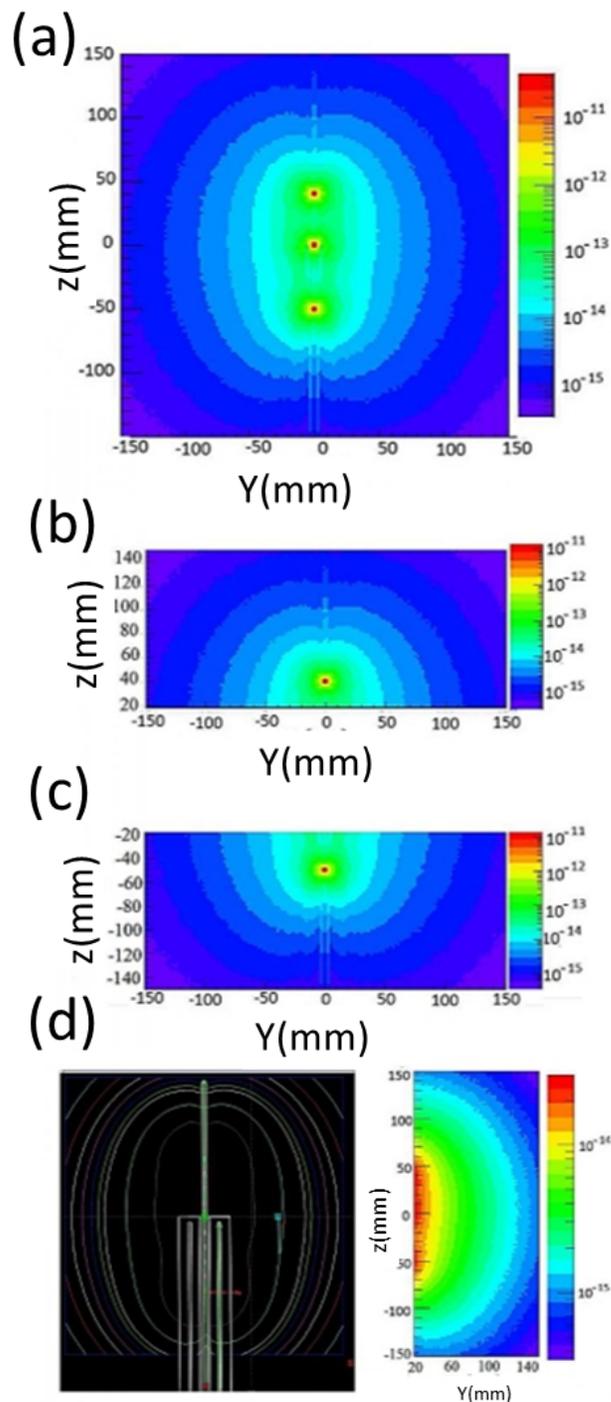


Figura 5. Curvas de isodosis en tejido suave, cuando se consideran 3 paradas de la fuente de ^{192}Ir GammaMed Plus. a) Área completa b) Extendida en la parte superior. c) Extendida en la parte inferior. d) Extendida en la parte lateral con MC y la obtenida por el TPS.

Prueba de exactitud de la dosis entregada por el TPS, utilizando OSL nano Dot

Medición dosis de tránsito: La dosis de tránsito depende de

diversos factores, como la actividad de la fuente, la geometría del sistema, la cantidad de paradas de la fuente, la velocidad y aceleración de sus movimientos al interior del catéter [11, 20] La razón entre la D_{abs} de tránsito y la D_{abs} planificada es de 0.15 %, resultado que concuerda con el valor reportado por Fonseca et al. [11].

Medición de la dosis por tratamiento: Se obtuvo una variación de (-3.88 % + 7.20 %) entre la dosis calculada por el TPS y la registrada por los OSL según los parámetros de acción establecidos en la guía práctica para el control de calidad de los equipos de braquiterapia del ESTRO [19]. El TPS está dentro del 7 % la tolerancia de la prueba.

IV. CONCLUSIONES

El realizar un cálculo teórico de la distribución de D_{abs} alrededor de una fuente de ^{192}Ir inmersa en agua utilizando los valores publicados y contrastándolos con los valores registrados por el TPS, resulta en una prueba adecuada para ver el correcto funcionamiento de las librerías de cálculo ingresadas al TPS. En el caso que se revisó en este trabajo, se obtuvo que hay diferencias menores a un 1 %, siendo el límite un 2 % establecido por el ESTRO [19] y el TG-43 [7].

El realizar una simulación MC es una buena opción para probar como el TPS calcula la D_{abs} en presencia de heterogeneidades. En el caso en que el medio en el que está inmersa la fuente es agua o tejido suave, los resultados muestran que, dentro de la incertidumbre, ambos medios son equivalentes, como lo reporta el trabajo de Melhus y Rivard [21]. En el caso que la atenuación se debe sólo al tándem en su parte delgada, la atenuación es del orden del 5 % y en el caso en que se combine la atenuación debido al tándem en su parte gruesa y al aplicador ginecológico, se alcanzan atenuaciones hasta un 20 % o 30 %, resultado que concuerda con resultados reportados [15] y dentro del orden reportado en la guía práctica para el control de calidad a los equipos de braquiterapia del ESTRO [19].

Las pruebas presentadas en este trabajo contribuyen de manera indirecta a mejorar la precisión y exactitud de los cálculos del TPS, ya que ofrecen un método para determinar si se está o no trabajando dentro de los límites sugeridos en los protocolos internacionales [19].

REFERENCIAS

- [1] D. Jurado, y C. Muñoz, Phys. Imag. Radiat. Oncology. **26**, 100443 (2023).
- [2] O. A. Apaza, Implementacion de metodos simplificados de cálculo de dosis de radioterapia como herramientas de control redundante, Tesis de maestría, Universidad Nacional de Cuyo, (2016).
- [3] J. Perez-Calatayud, E. C. Silva, V. C. Contreras, T. E. Puell, J. de Frutos-Baraja, F. P. Sorroche et al., Rev Fis Med. **16**, 11 (2015).
- [4] P. Portillo, J. Kessler, Verificación independiente de la dosis entregada en braquiterapia con alta tasa de dosis (hdr) en el instituto de oncología "á. H. Roffo"(IOAR) [Internet].[Citado 26 sep 2023]. Disponible en: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/44/098/44098481.pdf
- [5] J. Garavito, Estudio de los parámetros de cálculo de dosis en el sistema de planeación monaco para VMAT en pulmón, Tesis de maestría, Pontificia Universidad Javeriana, 2016.
- [6] IAEA International Atomic Energy Agency. Radiation Protection and Safety in Medical Uses of Ionizing Radiation [Internet]. [Citado 26 sep 2023]. Disponible en: https://www-pub.iaea.org/MTCD/Publications/PDF/PUB1775_web.pdf.
- [7] S. T. Chiu, et al., Med Phy. **39**, 6161 (2013).
- [8] G. Landry G, et al., Zeitschrift für Medizinische Physik. **26**, 75 (2016).
- [9] J. Hofbauer, et al., J Contemp Brachytherapy. **8**, 143 (2016).
- [10] S. Keyhandokht, et al., Appl. Radiat. Isotopes **171**, 109639 (2021).
- [11] G. Fonseca, et al., Med. Phys. **40**, 051717 (2013).
- [12] C. Tien, et al., Frontier in oncology. **2**, 91 (2012).
- [13] A. Rodríguez, Implementacion de un sistema postal de control de calidad para TPSs en teleterapia, Tesis de maestría, Universidad Nacional de Ingeniería, (2015).
- [14] J. Marquez, Implementación de un sistema dosimétrico basado en detectores de $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{C}$ y su uso en radioterapia, Tesis de maestría, Universidad Nacional de Ingeniería, (2015).
- [15] R. Ponnmalar, et al., J. Cancer Res. Therapeutica. **13**, 304 (2017).
- [16] A. Possolo, Simple Guide for Evaluating and Expressing the Uncertainty of NIST Measurement Results [Internet].[Citado 27 sep 2023]. Disponible en: <https://nvlpubs.nist.gov/nistpubs/TechnicalNotes/NIST.TN.1900.pdf>
- [17] W. Manso, Aplicaciones del método monte carlo en dosimetría y problemas de la física médica [Internet].[Citado 28 sep 2023]. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/321731653_APLICACIONES_DEL_METODO_MONTE_CARLO_EN_DOSIMETRIA_Y_PROBLEMAS_DE_LA_FISICA_MEDICA_APPLICATIONS_OF_THE_METHOD_MONTE_CARLO_IN_DOSIMETRY_AND_PROBLEMS_OF_MEDICAL_PHYSICS
- [18] GAMOS 5.1.0 User's Guide [Internet]. [Citado en 25 sep 2023]. Disponible en: http://fismed.ciemat.es/GAMOS/GAMOS.doc/GAMOS.5.1.0/GamosUsersGuide_V5.1.0.pdf
- [19] M. Bidmead, et al. A practical guide to quality control of brachytherapy equipment ESTRO booklet N18. **125**, 240 (2004).
- [20] L. Concha, Estudio del efecto de no considerar las heterogeneidades del medio en la distribución de dosis en el paciente en un sistema de planificacion de tratamiento en braquiterapia de alta tasa con fuente de ^{192}Ir , Tesis de maestría, Universidad Nacional de Ingeniería, 2017.
- [21] C. Melhus, M. Rivard, Med Phys. **33**, 1729 (2006).

This work is licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0, <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) license.

