AVANCE DE PUBLICACIÓN

Rev Fis Med 2026;27(2)(Julio-Diciembre):XX-XX

Artículo científico

Revista de Física Médica
Publicación de la Sociedad Española de Física Médica

Desarrollo y validación de una herramienta independiente de cálculo redundante para la dosimetría en braquiterapia de alta tasa de dosis

Parallel Calculation of Dosimetry in High Dose Rate Brachytherapy in Accordance with RD 391/2025

Roberto Cuevas Jurado[1,*], Diego Miguel Pascual[1], Benigno Barbés Fernández[1], Teresa Cuenca Bandín[1], Javier Burguete Mas[2]

[1] Clínica Universidad de Navarra. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Pamplona, España.

[2] Universidad de Navarra. Departamento de Física y Matemática Aplicada, Pamplona, España.

Resumen

Se ha desarrollado un programa de cálculo redundante de dosis (PCRD) para la verificación dosimétrica en braquiterapia de alta tasa de dosis (HDR), en el marco del Real Decreto 391/2025. El software implementa el formalismo TG-43 y utiliza como datos de entrada la información contenida en los ficheros DICOM exportados desde el sistema de planificación, lo que permite una verificación automatizada y transparente. Su validación mostró discrepancias inferiores al ±2% respecto a tablas de consenso y al sistema de planificación (TPS) comercial *Oncentra Brachy*. En 433 tratamientos clínicos reales se obtuvo una concordancia casi perfecta (CCC > 0.99), y discrepancias dentro de los límites de tolerancia establecidos. Además, el programa permite cuantificar el impacto de desplazamientos sistemáticos y aleatorios de los catéteres sobre el cálculo dosimétrico. El PCRD constituye una herramienta precisa y clínicamente aplicable para reforzar la seguridad y calidad de los tratamientos de braquiterapia HDR.

Palabras clave: Braquiterapia de alta tasa de dosis, TG-43, cálculo dosimétrico independiente, verificación dosimétrica, Iridio-192.

Abstract

A redundant dose calculation program (PCRD) has been developed for independent dosimetric verification in high-dose-rate (HDR) brachytherapy within the framework of Spanish Royal Decree 391/2025. The software implements the TG-43 formalism and uses information from DICOM files exported by the treatment planning system as input, enabling automated and transparent verification. Validation showed discrepancies below ±2% with respect to consensus data and the commercial treatment planning system (TPS) Oncentra Brachy. In 433 real clinical treatments, almost perfect agreement was achieved (CCC > 0.99), with discrepancies remaining within the established tolerance limits. In addition, the program allows quantifying the impact of systematic and random catheter displacements on dose calculation. The PCRD represents an accurate and clinically applicable tool to strengthen safety and quality in HDR brachytherapy.

Keywords: High-dose-rate brachytherapy, TG-43, independent dose calculation, dosimetric verification, Iridium-192.

*Correspondencia: robertocuevasjurado@gmail.com

https://doi.org/10.37004/sefm/2026.27.2.A004

Fecha de recepción: 09/02/2026

Fecha de publicación online: 18/11/2026

© 2026 Sociedad Española de Física Médica. Publicado por ADI Servicios Editoriales. Reservados todos los derechos.

1. Introducción

La braquiterapia HDR es una modalidad de tratamiento en Oncología Radioterápica que emplea una fuente radiactiva encapsulada (en nuestro caso de ^{192}Ir) de alta actividad alojada en un sistema de carga diferida. Durante un tratamiento de braquiterapia HDR, la fuente se sitúa secuencialmente en ciertas posiciones de parada dentro de una serie de catéteres o aplicadores implantados en el paciente con el objetivo de cubrir el volumen blanco con la dosis de prescripción. Un control preciso de la posición y el tiempo de permanencia en cada parada permite conformar la distribución de dosis absorbida.[1,2] La principal ventaja de esta modalidad de tratamiento es el alto gradiente de dosis que se consigue, por lo que es especialmente relevante la correcta colocación de los catéteres en la zona a tratar.[1-3] Dada la complejidad y la alta tasa de dosis implicada, resulta fundamental garantizar la exactitud del cálculo dosimétrico, tanto desde el punto de vista físico como legal.

El Ministerio de Sanidad ha dado un paso importante en esta dirección con la publicación del Real Decreto 391/2025,[4] por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia. Este documento introduce, entre otros requisitos, la obligación de realizar un cálculo redundante de la dosis absorbida en los tratamientos de braquiterapia HDR, a modo de verificación.

Existen soluciones comerciales bien contrastadas para llevar a cabo esta verificación. Algunas de estas soluciones[*] utilizan la aproximación de fuente lineal (aproximación 2D) del formalismo TG-43 de la *American Association of Physicists in Medicine* (AAPM)[5] con parámetros definidos por el usuario y evitan el cálculo para distancias a la fuente inferiores a 0.5 cm y superiores a 5 cm.

En este contexto, se ha desarrollado en la Clínica Universidad de Navarra un programa de cálculo redundante de dosis para realizar este cálculo dosimétrico secundario, conforme al formalismo TG-43, que utiliza directamente ciertos ficheros DICOM exportados desde el sistema de planificación (TPS). Este PCRD permite una verificación automatizada, personalizable y transparente, que cumple con las exigencias del nuevo marco legal español y que además permite realizar una evaluación robusta del plan de tratamiento. Está prevista su distribución libre para la comunidad.

[*] IMSURE QA™ SOFTWARE (Manual de usuario).

2. Material y métodos

2.1. Software

En nuestro centro, las dosimetrías se calculan con el TPS comercial *Oncentra Brachy* (Elekta AB, Suecia) versión 4.5.2, que emplea la aproximación 2D del formalismo TG-43, permitiendo visualizar los valores de las constantes y las tablas de datos utilizadas para los cálculos dosimétricos.

El PCRD ha sido implementado en Python versión 3.x, utilizando bibliotecas para el manejo de archivos DICOM (*pydicom*), procesamiento numérico (*NumPy, SciPy*) y generación automatizada de informes en PDF (*ReportLab*). Por otro lado, la parte de cálculo de dosis se ha desarrollado en C/C++ por motivos de eficiencia.

Los datos de entrada al PCRD son dos ficheros DICOM exportados desde el TPS:

- **RT Plan:** Contiene la información sobre los aplicadores, las posiciones de parada, los tiempos de permanencia y los valores del *air kerma strength* (AKS) a la fecha y hora de referencia. Esta información es la que permite realizar el cálculo dosimétrico.
- **RT Dose:** Proporciona el mapa de dosis absorbida codificado en una matriz tridimensional de vóxeles. Esta información permite comparar la distribución de dosis calculada por el TPS comercial con el PCRD.

La gran mayoría de sistemas de planificación comerciales cuentan con la posibilidad de exportar estos ficheros DICOM, por lo que el PCRD se puede adaptar fácilmente a cualquiera de ellos.

2.2. Implementación del formalismo TG-43

El cálculo dosimétrico se realiza conforme al formalismo presentado en el protocolo TG-43 de la AAPM(5), empleando la aproximación 2D.

Para cada posición de parada de la fuente *i*, la expresión general utilizada para el cálculo de la tasa de dosis en un punto de interés P_j con coordenadas polares (r_{ij}, θ_{ij}) relativas a dicha posición de parada,[5] viene dada por la ecuación (1).

$$\dot{D}_{ij}(r_{ij}, \theta_{ij}) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G_L((r_{ij}, \theta_{ij})}{G_L(r_0, \theta_0)} \cdot g_L(r_{ij}) \cdot F(r_{ij}, \theta_{ij}) \quad (1)$$

donde:

- $S_K \rightarrow$ *Air kerma strength* (introducido en el TG-32 de la AAPM[6]) ($U \equiv cGy \cdot cm^2 \cdot h^{-1}$)
- $\Lambda \rightarrow$ Constante de tasa de dosis ($cGy \cdot h^{-1} \cdot U^{-1}$)

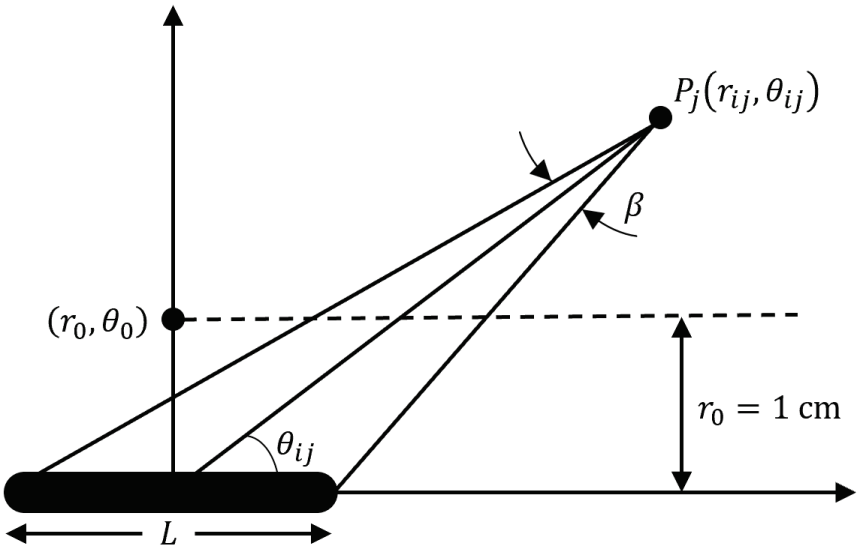


Fig. 1. Sistema de coordenadas usado para los cálculos dosimétricos, adaptado.[5]

- $g_L \rightarrow$ Función radial
- $F \rightarrow$ Función de anisotropía
- $G_L \rightarrow$ Función geométrica

La función geométrica, $G_L(r_{ij}, \theta_{ij})$, describe la dependencia espacial de la tasa de dosis absorbida en un punto de interés, P_j, en función de su distancia, r_{ij}, y ángulo polar, (r_{ij}, θ_{ij}), respecto a la posición de parada i de la fuente. Esta función se calcula según la ecuación (2).

$$G_L(r_{ij}, \theta_{ij}) = \begin{cases} \dfrac{\beta}{L \cdot r_{ij} \cdot \sin\theta_{ij}} & \text{si } \theta_{ij} \neq 0° \\ \left(r_{ij}^2 - L^2/4\right)^{-1} & \text{si } \theta_{ij} = 0° \end{cases} \quad (2)$$

donde β es el ángulo (en radianes) subtendido por los extremos de la fuente respecto al punto de interés y L es la longitud activa de la fuente (fig. 1). Esta función geométrica, como vemos en la ecuación (1), se normaliza con respecto a su valor en $r_0 = 1$ cm y $\theta_0 = 90°$.

Dado que los tiempos de parada de la fuente, t_i, durante los cuales la fuente permanece en la posición i son muy pequeños frente a la vida media del ^{192}Ir, se puede considerar que la dosis aportada en P_j por dicha parada es:

$$D_{ij}(r_{ij}, \theta_{ij}) = \dot{D}_{ij}(r_{ij}, \theta_{ij}) \cdot t_i \quad (3)$$

En consecuencia, la dosis total absorbida en el punto P_j es la suma de las contribuciones de todas las posiciones de parada de la fuente.

$$D(P_j) = \sum_i \dot{D}_{ij}(r_{ij}, \theta_{ij}) \cdot t_i \quad (4)$$

El formalismo TG-43 asume un entorno infinito de agua, sin tener en cuenta las heterogeneidades del tejido.

2.3. Fuente empleada

La fuente empleada en este trabajo es la Flexisource ^{192}Ir (Elekta AB, Suecia), con una longitud activa L = 0.35 cm.

La constante de tasa de dosis, Λ, puede variar ligeramente según la fuente bibliográfica consultada: Safigholi et al.[7] y Taylor et al.[8] reportan Λ = 1.1101 cGy/(h·U), mientras que las recientes tablas de consenso de la ESTRO[9] proponen Λ = 1.113 cGy/(h·U). No obstante, en este trabajo se empleó Λ = 1.109 cGy/(h·U), valor adoptado por el software *Oncentra Brachy*, derivado del estudio dosimétrico de Granero et al.[10] y que, en adelante, nombraremos como las tablas de consenso previas.

Las funciones radial y de anisotropía de la Flexisource ^{192}Ir se encuentran tabuladas en varias bases de datos de acceso público, como la desarrollada por la Universidad de Carleton (*Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics*) y la promovida por la ESTRO; estas últimas constituyen actualmente las tablas de consenso.[7,9] Pese a que existe la posibilidad de emplear expresiones analíticas por medio de polinomios de ajuste de la función radial, se recomienda

interpolar las tablas de parámetros en lugar de emplear estos polinomios[†].[11]

No obstante, puesto que el objetivo de este trabajo no es revalidar parámetros dosimétricos sino contrastar métodos de cálculo, se han empleado, al igual que se ha hecho con la constante de tasa de dosis, las mismas funciones radial y de anisotropía tabuladas en el software *Oncentra Brachy*. Esta elección homogeneiza los datos de entrada y reduce la incertidumbre atribuible a diferencias de parametrización, de manera que la comparativa con el TPS refleje principalmente las diferencias del método de cálculo. Dichas funciones corresponden a las tablas de consenso previas a las actualizaciones más recientes[10] extrapoladas hasta $r = 0$ cm.

2.4. Procesamiento de datos

Los puntos de la matriz de dosis sobre los que se calcula la dosis absorbida se obtienen del archivo DICOM de dosis (RT Dose) exportado desde el TPS, extrayendo de la cabecera su información geométrica (eje de coordenadas, dimensiones de la matriz, espaciado de vóxel y orientación).

En cuanto a la interpolación de los datos tabulados, a pesar de que el formalismo TG-43 sugiere realizar una interpolación log-lineal para la función radial,[5,12] se optó por una interpolación lineal: para las fuentes de alta energía como el ^{192}Ir se ha observado que la interpolación log-lineal no ofrece mejora significativa frente a la lineal, por lo que se recomienda emplear la segunda.[9,13] Por otro lado, para la función de anisotropía, se utilizó una interpolación bilineal, como sugiere el TG-43 y estudios posteriores.[9]

En términos de eficiencia, el PCRD invierte en torno a 1 segundo en calcular la dosis absorbida en 10^6 puntos P_j debida a una única posición de parada de la fuente, lo que supone un tiempo de cómputo global suficientemente bajo para su uso rutinario haciendo uso de matrices de vóxeles cúbicos de 2 mm de lado.

Según el manual de usuario del TPS *Oncentra Brachy*[‡], su algoritmo de cálculo es formalmente equivalente al desarrollado en este trabajo. Sin embargo, este opera con métodos de cálculo mucho más rápidos (propietarios). A nivel metodológico, la única diferencia conocida entre ambos algoritmos de cálculo radica en la forma de determinar la orientación de la fuente en cada posición de parada: *Oncentra Brachy* determina la orientación de la fuente siguiendo la dirección del vector que une las posiciones de parada previa y posterior a la posición considerada, mientras que el PCRD la estima como la dirección del vector resultante de normalizar y promediar los vectores que unen la posición de parada considerada con la previa y con la posterior. Esta diferencia en la forma de estimar la orientación de la fuente en cada posición de parada evita que tengan mayor peso en el cálculo las paradas adyacentes más alejadas, reduciendo así los errores en casos de aplicadores muy curvados o con separaciones desiguales entre posiciones de parada.

En este sentido, resulta también relevante que el cálculo de *Oncentra Brachy* se plantea sobre una discretización en vóxeles del volumen irradiado. No obstante, se desconoce cuál es la interpretación que el algoritmo da a este mallado en la aplicación de un formalismo de cálculo de carácter puntual. Es por ello que, en el trabajo actual, se considerará que la dosis vinculada a cada vóxel viene dada por la dosis calculada mediante el formalismo en el centro de dicho vóxel.

2.5. Validación del modelo

De acuerdo con el formalismo TG-43(5), una forma de validar el cálculo dosimétrico desarrollado consiste en comparar los valores de tasa de dosis por unidad de AKS en el plano transversal para una sola posición de parada de la fuente y verificar que las diferencias relativas entre estos son inferiores al ±2%. Concretamente, esto se lleva a cabo para unos puntos de interés fijos, cuyos valores de referencia están tabulados junto con las tablas de consenso de las funciones radial y de anisotropía. El sistema de referencia establecido por el formalismo para este fin puede verse en la fig. 2.

Puesto que disponemos de dos tablas de consenso distintas (las actuales[9] y las previas[10]), dicho proceso de validación se llevará a cabo para ambas.

2.6. Comparación del modelo con el TPS

De forma complementaria a la validación, se hará una comparación del PCRD con el TPS comercial.

Aunque, como se ha comentado, las funciones radial y de anisotropía que emplea el software *Oncentra Brachy* están definidas hasta $r = 0$ cm, varios auto-

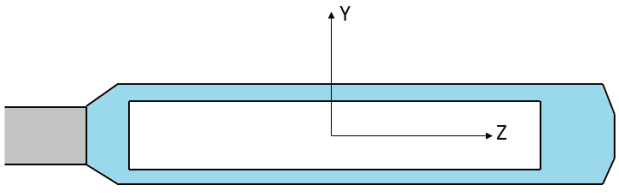


Fig. 2. Sistema de coordenadas usado para la validación del modelo.[10]

[†] IMSURE QA™ SOFTWARE (Manual de usuario).
[‡] 77700300MAN-02-Oncentra_Brachy_Physics_and_Algorithms (Manual de Usuario).

res han subrayado la gran incertidumbre y la escasa relevancia clínica de las dosis calculadas a distancias extremadamente cercanas a la fuente.[7,9,10] Por tanto, la comparación no incluirá los puntos situados a distancias $r < 0.5$ cm de cualquier punto de parada (siendo $r = 0.5$ cm el valor más pequeño para el cual están completamente definidas las funciones radial y de anisotropía de las tablas de consenso previas.[10] Del mismo modo, dado que las tablas de parámetros utilizadas solo están definidas hasta $r = 20$ cm y se ha destacado la incertidumbre asociada a extrapolar más allá de ese límite,[9,10] la comparación ignora los puntos con $r > 20$ cm de cualquier parada de la fuente.

De esta forma, para cada punto de interés, P_j, dentro del rango considerado ($0.5 \text{ cm} < \min(r_{ij}); \max(r_{ij}) < 20$ cm), se calcula y analiza la diferencia relativa de la dosis obtenida con el PCRD respecto a la obtenida con el TPS según la ecuación (5).[10] Para este análisis, y con el objetivo de mantener la coherencia con las condiciones de validación, se establece una tolerancia del ±2%. El PCRD tiene la posibilidad de presentar estas diferencias relativas en forma de un histograma de frecuencias que puede integrarse de forma automática en un informe PDF personalizado.

$$\Delta_r = \frac{D_{PCRD} - D_{TPS}}{D_{TPS}} \cdot 100 \qquad (5)$$

2.6.1. Una posición de parada

Con el objetivo de comparar vóxel a vóxel las matrices de dosis resultantes de ambos métodos (PCRD vs TPS) de la forma más sencilla posible y verificar si el rango de valores de r establecidos para la comparación es coherente, se analizaron los resultados ofrecidos por ambos softwares para un plan con una única posición de parada de la fuente. Este caso, además, permite estudiar si existen condiciones particulares en las que las diferencias dosimétricas pudieran ser mayores. Particularmente para este caso, se utilizó una matriz de dosis cúbica de 10 cm de lado, con la posición de parada de la fuente centrada en dicha matriz, y con vóxeles cúbicos de 1 mm de lado.[5]

Adicionalmente, se llevó a cabo un análisis estadístico utilizando el coeficiente de correlación de concordancia (CCC) de Lin[14,15] para cuantificar el grado de acuerdo entre los resultados obtenidos con el TPS comercial y los calculados mediante el PCRD. Un valor de CCC de Lin superior a 0.99 se interpreta como una concordancia casi perfecta, lo que permitiría concluir que ambos métodos son intercambiables. De forma complementaria, se empleó un análisis de Bland-Altman con el fin de representar gráficamente la magnitud de las diferencias entre ambos métodos de cálculo.

2.6.2. Tratamientos reales

Con el objetivo de reforzar aún más la validez del PCRD en el uso clínico rutinario, se llevó a cabo la comparación dosimétrica con el TPS en el rango de distancias establecido para 433 tratamientos reales de pacientes tratados en la Clínica Universidad de Navarra. La tabla 1 resume el número de planes clínicos analizados, clasificados según su localización anatómica, donde se incluye la media de puntos de parada y la media de puntos de cálculo por localización, ambas acompañadas por su rango (valor mínimo y valor máximo).

Para reforzar el análisis estadístico, se calculó también el CCC de Lin de forma individual para cada uno de los tratamientos analizados.

2.7. Análisis de robustez

Una de las ventajas añadidas de contar con un software propio es la posibilidad de evaluar la robustez dosimétrica de los planes de tratamiento de forma sistemática. A modo de ejemplo, se realizó un análisis de robustez comparando la distribución de dosis de un plan original de braquiterapia de próstata con las distribuciones calculadas tras introducir perturbacio-

Tabla 1. Planes de tratamiento analizados

Localización	N	Puntos de parada	Puntos de cálculo (10^6)
Próstata	102	166 [20, 366]	0.71 [0.009, 2.09]
Mama	207	143 [43, 410]	1.11 [0.009, 3.84]
Ginecológico	47	120 [9, 379]	0.81 [0.04, 3.90]
Sarcoma	43	182 [8, 686]	1.65 [0.02, 7.57]
Otros	34	162 [16, 606]	1.22 [0.06, 5.42]

nes en la posición de los catéteres. Para el ejemplo se simularon las siguientes situaciones:

- Desplazamientos rígidos de todos los aplicadores hacia fuera del paciente, de magnitud 0.1, 0.25 y 0.5 cm. Concretamente, son los distintos puntos de parada los que se desplazan en la dirección del vector distancia con el siguiente punto de parada en el sentido del movimiento considerado. Esto intenta simular una situación en la que el implante completo se ha desplazado en bloque hacia el exterior del paciente, algo común en este tipo de tratamientos.
- Desplazamientos aleatorios e independientes de cada aplicador, con magnitudes de 0.1, 0.25 y 0.5 cm. Esta situación pretende simular posibles movimientos individuales de los catéteres (p. ej. debidos a variaciones anatómicas del paciente entre la planificación y el tratamiento).

Dado que en las proximidades inmediatas de la fuente estos movimientos producen discrepancias dosimétricas muy grandes (puntos con dosis muy altas se desplazan fuera de la fuente o viceversa), para este ejemplo de análisis de robustez solo se consideraron los vóxeles situados a más de 1 cm de cualquier posición de la fuente, centrándonos así en la región clínicamente relevante.

3. Resultados

3.1. Validación del modelo

Los valores dosimétricos obtenidos con el PCRD, así como sus diferencias absolutas respecto a los valores de consenso actuales,[9] se muestran en el Apéndice A. Las diferencias relativas se presentan en la tabla 2. Estas mismas tablas, pero para los datos de consenso previos,[10] pueden verse también en el Apéndice A.

3.2. Comparación del modelo con el TPS

3.2.1. Una posición de parada

La fig. 3 representa los valores de dosis para un eje paralelo al de la fuente (x = 0.1 cm, y = 0 cm); no se toma el eje de la fuente debido a la indeterminación analítica del formalismo en su centro) obtenidos mediante ambos softwares para un plan sencillo con una única posición de parada de la fuente. La fig. 4 muestra los cortes transversal y longitudinal de la matriz de diferencias relativas entre ambos cálculos para ese plan. La fig. 5 muestra la densidad de probabilidad de las diferencias relativas vóxel a vóxel para

Tabla 2. Diferencias relativas de tasa de dosis por unidad de AKS en el plano transversal de la fuente entre el PCRD y las tablas de consenso actuales.[9] Se ha empleado una escala de colores rojo, amarillo y verde para facilitar la visualización de los resultados, representándose en rojo los puntos con mayor valor absoluto de la diferencia relativa y en verde aquellos con valores más próximos a cero.

z/y (cm)	0	0.25	0.5	0.75	1	1.5	2	3	4	5	6	7
7	-0.031	-0.120	-0.036	-0.070	-0.081	-0.086	-0.060	-0.003	0.036	0.083	0.066	0.028
6	0.037	0.004	0.053	-0.019	0.019	-0.021	-0.013	-0.051	-0.046	-0.002	0.058	0.037
5	0.119	0.049	0.068	0.047	0.064	0.046	0.077	0.017	-0.025	-0.029	-0.012	0.032
4	0.080	0.016	0.030	0.001	0.031	0.012	0.052	0.082	0.076	-0.051	-0.087	0.018
3	0.050	0.007	0.095	0.073	0.050	0.036	0.011	0.060	0.057	0.001	-0.042	0.014
2	0.139	0.074	0.103	0.069	0.060	0.050	0.061	0.036	0.034	0.044	-0.028	-0.082
1.5	0.139	0.093	0.091	0.067	0.089	0.037	0.079	0.042	0.025	0.061	-0.008	-0.076
1	0.110	0.010	0.045	0.076	0.028	0.114	0.052	0.027	0.007	0.076	0.017	-0.080
0.5	0.172	0.074	0.011	0.057	0.025	0.094	0.051	0.049	-0.026	0.049	0.003	-0.086
0	-	0.035	0.095	0.015	0.045	0.075	0.075	0.035	0.005	0.076	0.025	-0.079
-0.5	0.062	0.119	0.072	0.048	0.047	0.066	0.092	0.005	0.011	0.075	0.018	-0.083
-1	0.108	0.067	0.082	0.075	0.088	0.057	0.083	0.003	0.013	0.076	0.031	-0.049
-1.5	0.126	0.053	0.120	0.093	0.073	0.071	0.060	0.030	0.054	0.085	0.017	-0.035
-2	0.114	0.072	0.078	0.111	0.086	0.052	0.050	0.040	0.052	0.079	0.003	-0.041
-3	-0.018	-0.020	0.084	0.048	0.012	0.059	0.048	0.048	0.092	0.048	-0.035	0.007
-4	-0.046	0.008	-0.030	0.028	0.013	0.013	0.044	0.100	0.044	0.015	-0.069	0.028
-5	0.139	0.084	0.122	0.067	0.040	0.058	0.077	0.057	0.012	-0.084	0.063	0.052
-6	0.038	0.037	0.043	0.027	0.027	-0.013	-0.003	-0.043	-0.050	0.063	0.042	0.071
-7	-0.116	-0.026	-0.085	-0.082	-0.049	-0.061	-0.049	-0.014	0.063	0.050	0.094	0.069

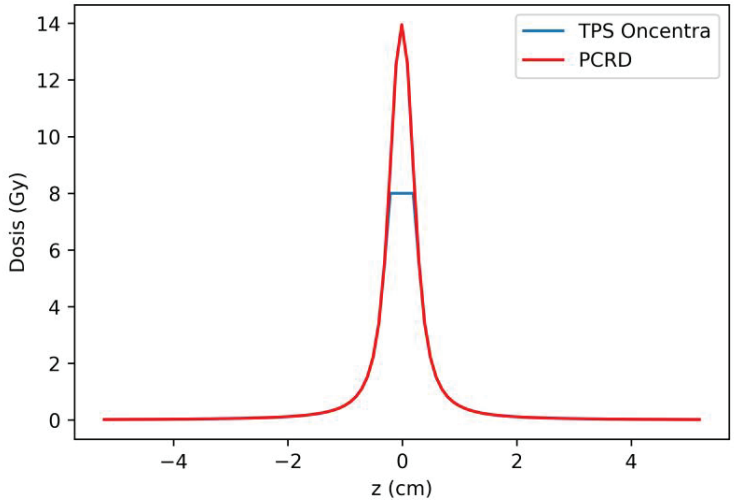


Fig. 3. Comparativa de dosis para un eje paralelo al de la fuente ($x = 0.1$ cm, $y = 0$ cm).

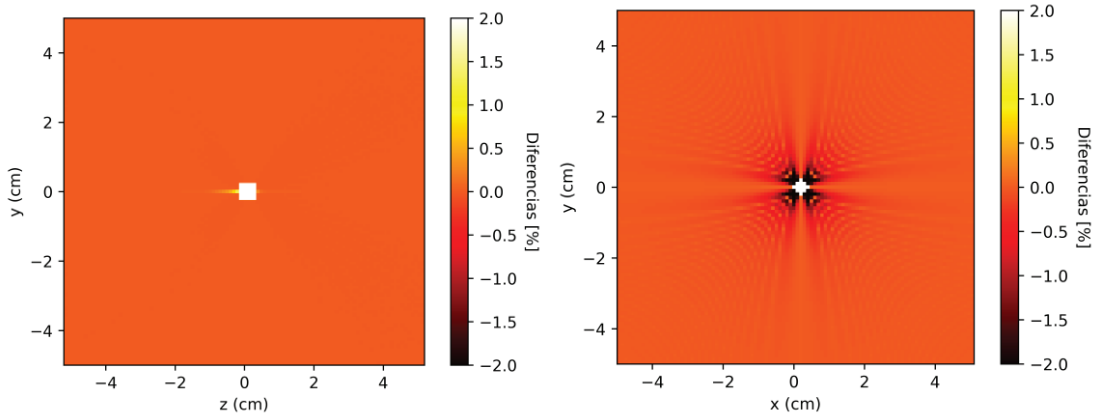


Fig. 4. Cortes en el plano longitudinal (izquierda) y transversal (derecha) de la matriz de diferencias relativas entre los resultados de ambos softwares.

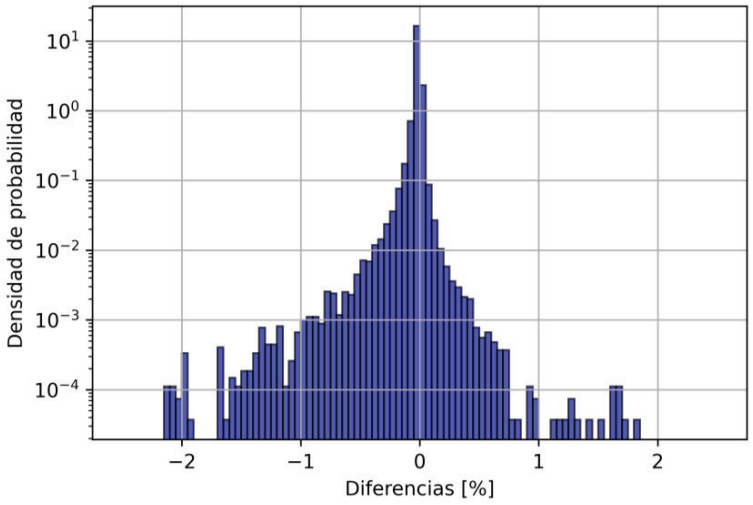


Fig. 5. Densidad de probabilidad (PDF) de las diferencias relativas entre el PCRD y el TPS (se muestra la frecuencia en escala logarítmica para mayor claridad).

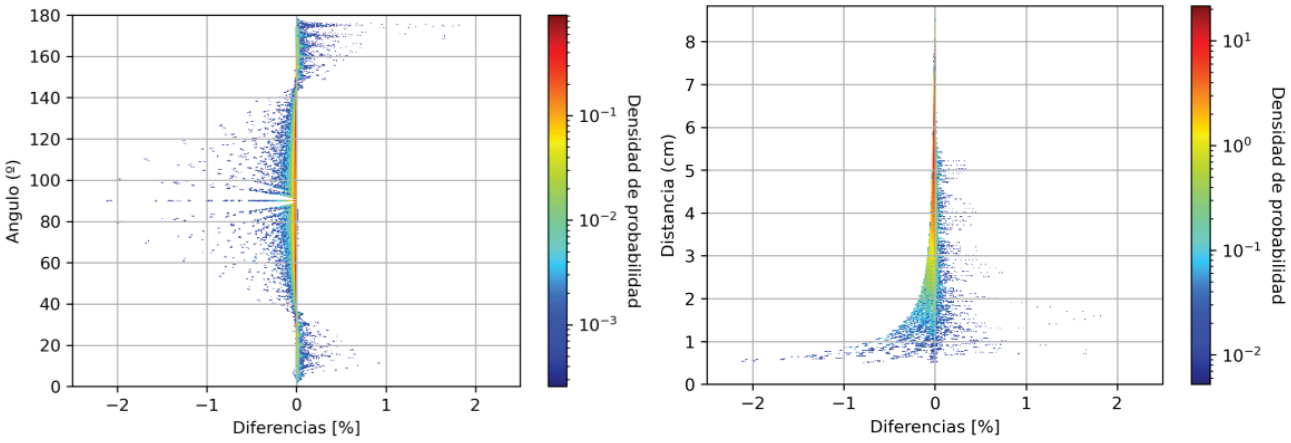


Fig. 6. PDF angular (izquierda) y radial (derecha) de las frecuencias de las diferencias relativas entre el PCRD y el TPS (se muestra en código de colores la frecuencia).

aquellos puntos incluidos en la comparación (0.5 cm < min (r_{ij});max (r_{ij}) < 20 cm). En la fig. 6 se muestran las distribuciones angular y radial de estas diferencias relativas.

En el análisis estadístico vóxel a vóxel se obtuvo un CCC de Lin de 0.99997, indicativo de una concordancia casi perfecta entre ambos métodos. De forma complementaria, la fig. 7 presenta el análisis de Bland-Altman, donde se representan las diferencias relativas entre las dosis calculadas con el PCRD y el TPS para cada vóxel, en función de la dosis media en dicho vóxel. De los 1,080,925 vóxeles evaluados en este caso, solo 17 (0.0016%) se sitúan fuera del umbral del ±2%, lo que refuerza la equivalencia dosimétrica entre los modelos.

3.2.2. Tratamientos reales

En la fig. 8 se representan, para los 433 pacientes analizados en función de las distintas localizaciones anatómicas evaluadas (tabla 1), los percentiles 99.5 y 0.5 de las diferencias relativas vóxel a vóxel entre las

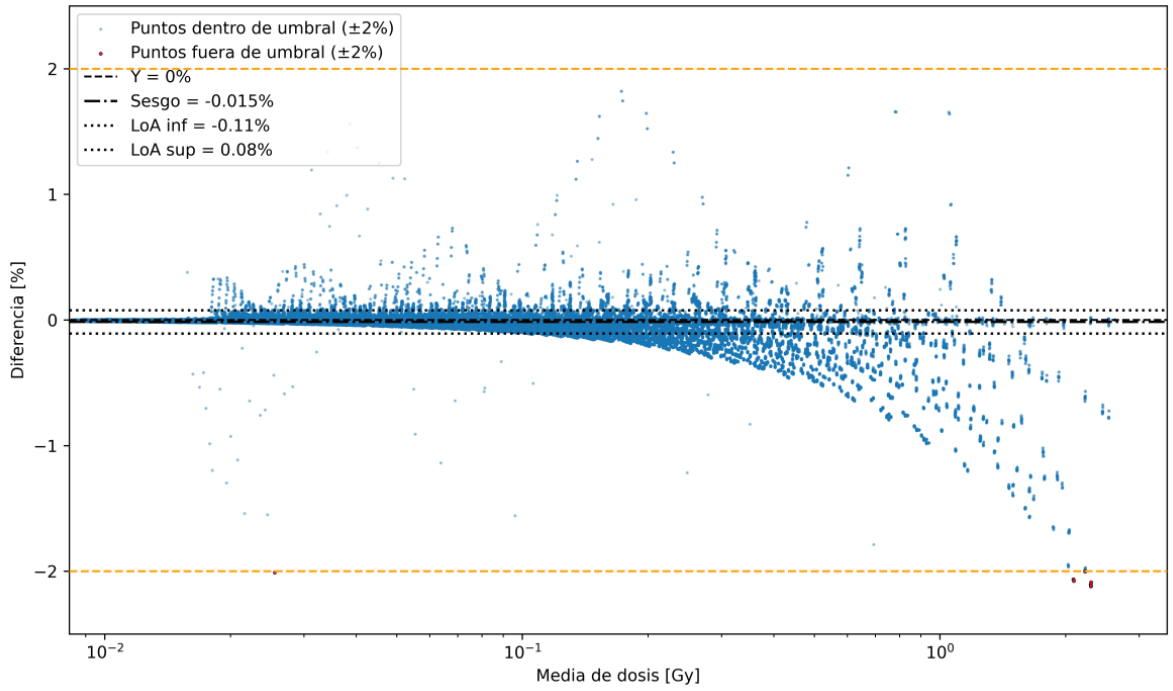


Fig. 7. Gráfico de Bland-Altman de todos los vóxeles evaluados.

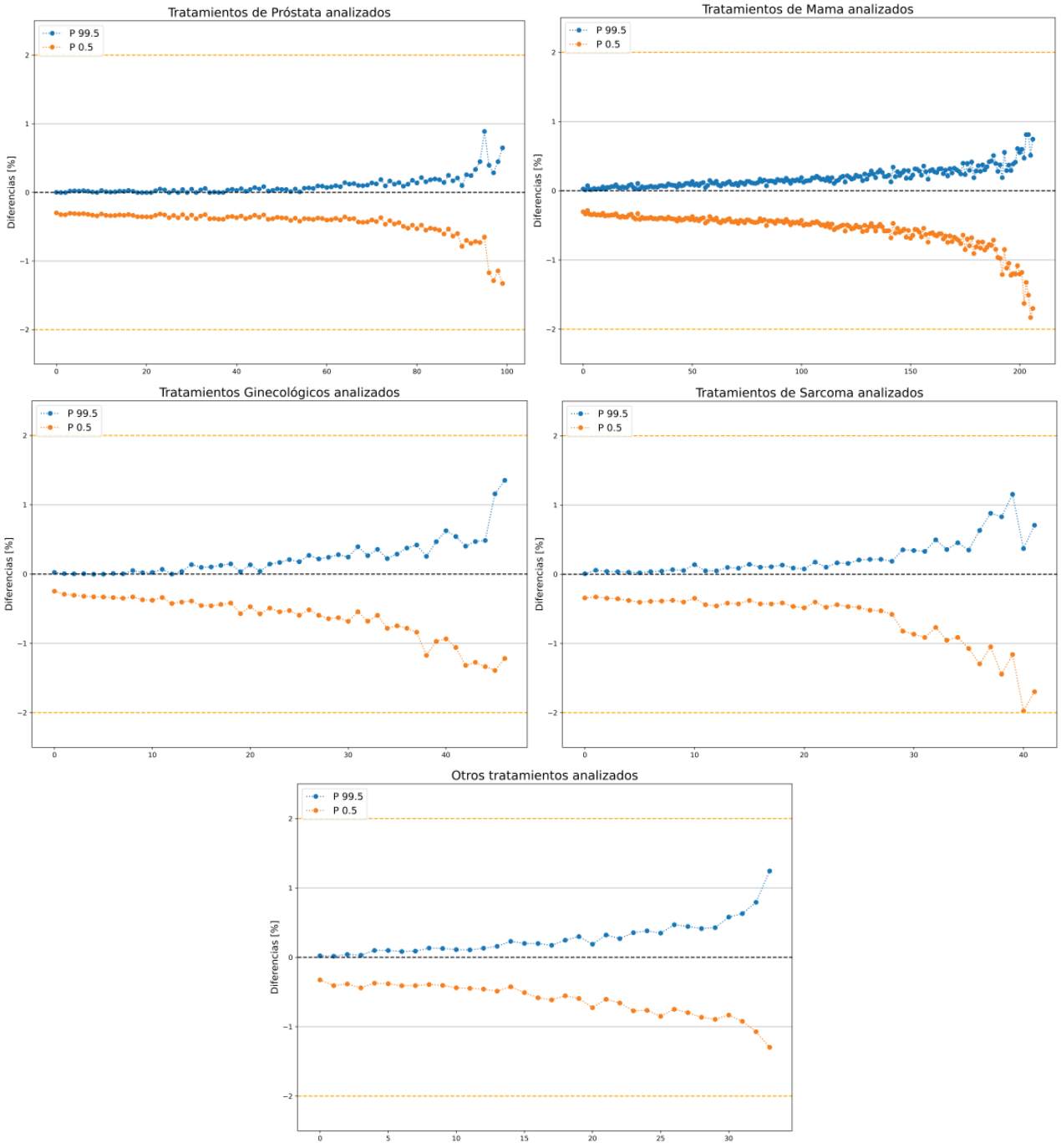


Fig. 8. Distribución de los percentiles 99.5 y 0.5 para los distintos tratamientos analizados en función de su localización en orden creciente de la amplitud del intervalo P0.5-P99.5.

dosis calculadas en el PCRD y el TPS en el rango de distancias considerado. Los percentiles escogidos se deben a que, como vimos para el caso de una fuente, existe un muy pequeño número de puntos que presentan diferencias relativas excepcionalmente altas y que pueden considerarse como valores atípicos. De esta manera, se garantiza que los datos mostrados son representativos.

Con el objetivo de tener una imagen global, en la fig. 9 se representan los diagramas de caja de todas las diferencias relativas acumuladas de todos los tratamientos evaluados.

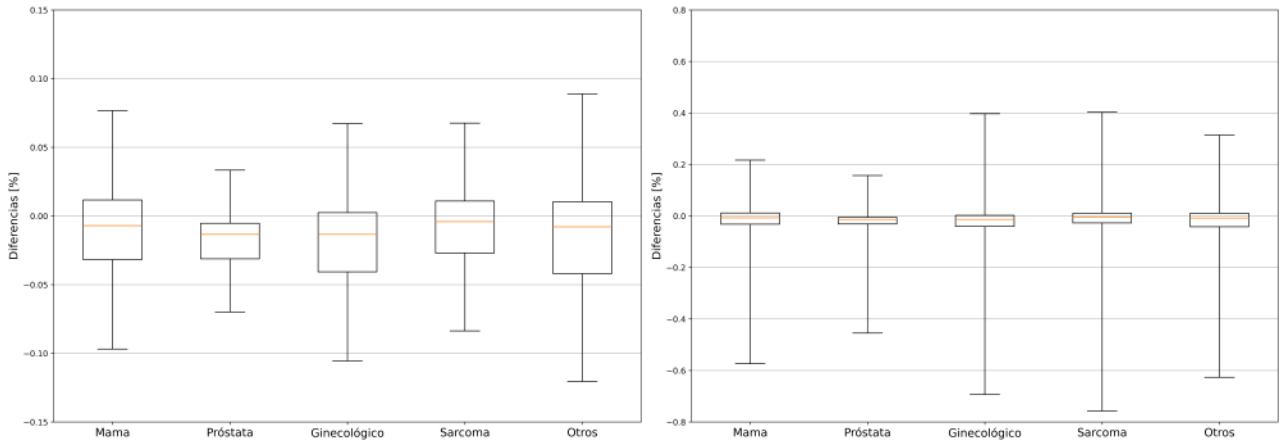


Fig. 9. Diagramas de caja de todos los tratamientos evaluados separados por localización. Izquierda: No se muestran los valores atípicos. Derecha: Los "bigotes" se extienden del percentil P0.5 al P99.5 y no se muestran los valores atípicos que se extienden más allá de estos percentiles.

Tabla 3. Coeficientes de concordancia de Lin por localización anatómica.

Localización	CCC de Lin promedio	CCC de Lin mínimo
Próstata	0.999994	0.999928
Mama	0.999995	0.999988
Ginecológico	0.999992	0.999970
Sarcoma	0.999992	0.999962
Otros	0.999993	0.999983

Para reforzar el análisis estadístico realizado para el plan de una sola fuente, en la tabla 3 se muestran los CCC de Lin promediados por localización y el valor mínimo obtenido en cada caso.

3.3. Análisis de robustez

La fig. 10 muestra los histogramas (en escala logarítmica) de las diferencias relativas por vóxel respecto al plan original, en el rango de distancias especificado, asociadas a las diferentes perturbaciones en los catéteres que se han contemplado en este ejemplo.

4. Discusiones

4.1. Validación del modelo

En la tabla 2 se observa cómo en ningún punto evaluado se sobrepasa el umbral de ±2% de discrepancia respecto a los valores de referencia, criterio establecido como límite en TG-43 y Calatayud et al.[5,9]

Además, en el Apéndice A del manual de *Oncentra Brachy*[§], se muestra una comparación análoga entre los resultados del TPS y los valores de consenso actuales, observándose diferencias absolutas mayores o iguales a las obtenidas en nuestro caso con el PCRD.

A la luz de estos resultados, se puede afirmar que el programa desarrollado alcanza una precisión dosimétrica al menos equiparable a la del software comercial *Oncentra Brachy*, cumpliendo con los criterios de exactitud requeridos para su validación.

Este mismo criterio puede aplicarse para las tablas de consenso previas[10] (Apéndice A de este documento). De esta manera, a raíz de los resultados obtenidos, queda validado el empleo del PCRD con estas tablas para su comparación directa con el TPS, tanto para el

[§] 77700300MAN-02-Oncentra_Brachy_Physics_and_Algorithms (Manual de Usuario).

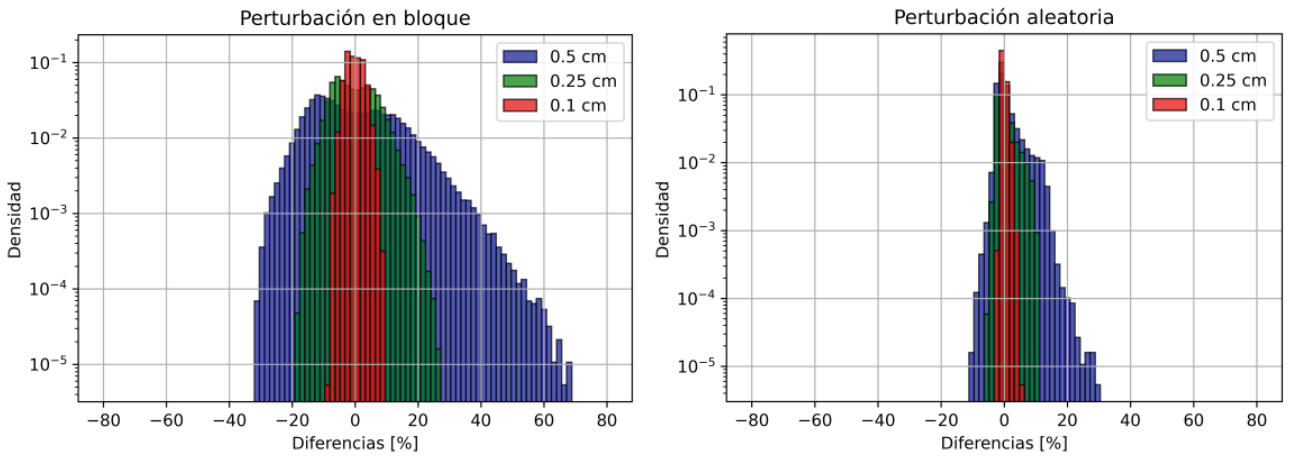


Fig. 10. PDF de las diferencias dosimétricas relativas entre el plan perturbado y el plan original. Izquierda: Desplazamiento de los catéteres hacia el interior del paciente en bloque. Derecha: Desplazamiento de cada catéter de forma aleatoria e independiente.

plan de una fuente como para los planes de tratamiento, en el rango de distancias establecido.

Únicamente un punto supera el margen de ±2%. No obstante, debe tenerse en cuenta que se trata de un punto próximo al eje de la fuente y, por tanto, sujeto a las incertidumbres ya comentadas. Esto, junto al hecho de que se trata de un punto situado a 14 cm de la fuente y, por tanto, de escasa relevancia dosimétrica, permite desestimar la circunstancia de que en este se supere, muy ligeramente (diferencia relativa de –2.29%), el umbral.

4.2. Comparación del modelo con el TPS

4.2.1. Una posición de parada

En la fig. 3 es posible apreciar que el TPS asigna un valor de dosis constante en la zona central de la matriz de dosis, asociada a posiciones próximas o dentro de la fuente. Esto, junto al ya discutido escaso sentido físico de la dosis en estos puntos y a las limitaciones del formalismo en esta región, respalda la decisión de restringir el análisis comparativo a puntos situados a más de 0.5 cm de la fuente. La fig. 4 contribuye a extender esta afirmación, pues se observa que los puntos con diferencias relativas superiores al 2% se encuentran en la zona próxima al punto de parada.

En la fig. 5 se observa que las diferencias relativas vóxel a vóxel en el rango de distancias de comparación son extremadamente bajas, pues el eje de ordenadas está en escala logarítmica y esto realza las frecuencias bajas.

Del gráfico de la izquierda de la fig. 6, donde se muestra la distribución angular de las diferencias relativas contempladas en la comparación, se deduce que dentro del pequeño porcentaje de puntos con diferencias relativas próximas al umbral del ±2%, estos se concentran en ángulos cercanos a 0° y a 180°, es decir, en puntos situados aproximadamente en el eje axial de la fuente (ver fig. 1), y a 90°. Esto se ve respaldado por la fig. 4.

Es un resultado conocido que los puntos que se concentran en el eje axial de la fuente tienen una mayor incertidumbre;[7,9,10] además debe tenerse en cuenta que son puntos con poco interés clínico[9,10] por situarse, en la gran mayoría de los casos, dentro o cerca del aplicador. Respecto al formalismo, estas regiones se caracterizan por tener un mayor gradiente de la función de anisotropía. Esto provoca que cualquier variación asociada a la computación del cálculo (niveles de precisión asociados al tratamiento de datos con *doubles* o *floats*, cálculo interno de las distintas funciones trigonométricas, distintos métodos matemáticos empleados en la determinación de las variables del algoritmo, variaciones asociadas al propio cálculo numérico, etc.) induzca errores mayores (respecto a otra implementación) en esta región que en otras de menor gradiente. Se observa también como estas diferencias son mayores en la región donde debería encontrarse la sirga de la fuente.

En el gráfico de la derecha de la fig. 6 se realiza un análisis semejante, pero de la distribución radial de las diferencias relativas. De este se deduce que los puntos evaluados que se encuentran más cerca de la fuente son los que presentan las mayores diferencias relativas entre los modelos, siendo estas diferencias cada vez

menores conforme nos alejamos de la fuente. Esto se ve también respaldado por lo visto en la fig. 4.

Esta dependencia, no obstante, es bien conocida debido a las limitaciones del modelado en estos puntos cercanos a la fuente, asociadas a la cuantificación de las contribuciones e interacciones electrónicas,[7,9,10] a la conversión entre *kerma* en aire y dosis en ausencia de equilibrio electrónico y al alto gradiente de dosis, debido a la correlación que existe entre puntos cercanos y puntos de alta dosis. Esta última, al igual que con los puntos del eje de la fuente, resulta la más relevante en la implementación del formalismo, pues, como se ha comentado, cualquier ligera diferencia en el cálculo induce errores mayores en esta región que en otras de menor gradiente. En la fig. 7 se aprecia como la diferencia relativa de dosis aumenta conforme aumenta la propia dosis.

De esta manera, es posible afirmar que las mayores diferencias relativas entre los valores de dosis obtenidos mediante ambos métodos tienen lugar en puntos asociados a un alto gradiente, como son los que se encuentran en el eje axial de la fuente (alto gradiente de la función anisotropía en puntos con ángulos cercanos a 0° y 180°) y en puntos cercanos a esta (alto gradiente de dosis).

En cuanto al análisis estadístico realizado, el valor obtenido del CCC de Lin, ampliamente superior a 0.99, junto con el análisis de Bland-Altman (fig. 7), se puede deducir que ambos métodos son estadísticamente intercambiables.

4.2.1.1. Estudio del patrón observado en el plan con una posición de parada

Debido a la simetría cilíndrica del formalismo, sería de esperar que la fig. 4 (derecha) fuera perfectamente simétrica en todas las direcciones. Asimismo, uno esperaría encontrar en ella un patrón similar al resultante de la revolución de la distribución de la fig. 4 (izquierda). No obstante, esto no ocurre, sino que aparece un patrón de diferencias que parece comportarse de forma oscilante y que no se observa ni en el corte longitudinal ni en el coronal.

Debido a la forma tan concreta de este patrón, se consideró la posibilidad de la existencia de un ruido en los resultados del PCRD o de Oncentra. De esta manera, y con el objetivo de contrastar esta hipótesis, se tomaron cortes en el eje transversal de las matrices de dosis de ambos softwares, se les aplicó un filtro gaussiano de $\sigma = 0.5$ mm y se obtuvo la distribución de diferencias relativas de los valores de dosis del corte respecto a los del corte filtrado. Con esto se pretendía simular una distribución ligeramente más suave (de ahí el filtro gaussiano con un valor de σ tan reducido; de usar un valor de σ más grande, se inducirían errores relativos de una escala mayor que la observada) y, por tanto, más similar a la distribución real de dosis, que se esperaría fuese suave, de tal forma que, de existir algún artefacto oscilatorio en alguno de los resultados, debería observarse un patrón similar al obtenido en la fig. 4 (derecha). Los resultados de este proceso para ambos softwares pueden verse en la fig. 11.

En la fig. 11 es posible apreciar cómo, mientras los resultados de Oncentra presentan un patrón muy similar al observado en la fig. 4 (derecha), los del PCRD no parecen mostrar ninguna asimetría. Todo parece indicar, por tanto, que los resultados ofrecidos por Oncentra presentan un ligero artefacto, el cual parece ser el causante de que el mapa obtenido en la fig. 4 (derecha) tenga ese patrón.

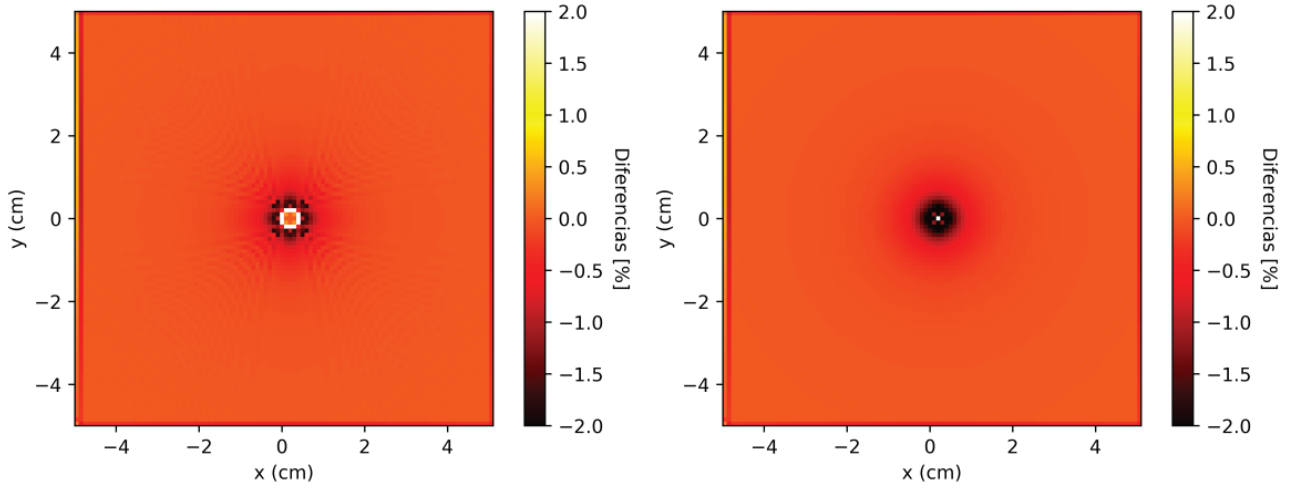


Fig. 11. Diferencias relativas del corte longitudinal respecto al mismo corte tras aplicar un filtro gaussiano para los resultados de Oncentra (arriba) y del PCRD (abajo).

4.2.2. Tratamientos reales

De los resultados obtenidos, se desprende que, para los 433 planes clínicos analizados, la concordancia entre el cálculo del PCRD y el del TPS es casi perfecta (CCC de Lin mayor que 0.99 en todos los casos). Asimismo, en la fig. 8 se observa cómo las distribuciones se agrupan en torno al 0%, con un ligero sesgo hacia la subestimación y una dispersión muy reducida, y como las discrepancias máximas observadas en cada localización están, en general, por debajo del umbral del ±2% para todos los tratamientos analizados.

En este punto cabe mencionar algunos tratamientos de sarcomas o ginecológicos en los que se observa cómo las diferencias son cercanas al 2% (fig. 8). No obstante, debe tenerse en cuenta que este tipo de tratamientos se caracterizan, en el caso de los sarcomas, por su longitud; y, en el caso de los ginecológicos, por la rectitud (cúpula vaginal) o curvatura (Fletcher) de sus aplicadores:

- Sarcomas: La elevada longitud de los catéteres implantados en estos tratamientos, genera que sus matrices de dosis sean, en general, más grandes, y contengan más puntos de parada (ver tabla 1). Esto hace que haya una mayor cantidad de puntos alineados con los ejes de la fuente o cercanos a esta en los distintos puntos de parada, es decir, en regiones de diferencias mayores.
- Ginecológicos: Los implantes de cúpula tienen todos los puntos de parada alineados. Esto provoca que las desviaciones asociadas a los puntos del eje de la fuente se acumulen en los mismos vóxeles, dando lugar a diferencias relativas mayores en ellos. La curvatura de los aplicadores Fletcher, por su parte, induce diferencias debido a los distintos métodos de cálculo en el modelado de la orientación de la fuente.

Una estimación de la incidencia de estos fenómenos puede verse en la fig. 9, donde los sarcomas y los ginecológicos abarcan rangos de diferencias algo mayores que el resto de los tratamientos, aunque comprendidos en el umbral establecido del ±2%.

Resulta evidente, por tanto, que una correcta valoración de los resultados de este cálculo redundante requiere tener en cuenta también las distintas limitaciones del algoritmo enmarcadas dentro del contexto de cada tratamiento (geometría, reconstrucción, etc.).

4.3. Análisis de robustez

En la se aprecia que, para el ejemplo presentado, a medida que aumenta la magnitud de la perturbación, también lo hace la dispersión de las diferencias dosimétricas independientemente del tipo de perturbación simulada (en bloque o aleatorio), como era de esperar. No obstante, el hallazgo más relevante es el cambio en el patrón de la distribución de dichas diferencias cuando se compara un desplazamiento en bloque del implante completo respecto a desplazamientos aleatorios e independientes de los catéteres: en el primer caso, las discrepancias tienden a ser mayores de forma generalizada, mientras que, en el segundo caso, aunque puedan aparecer también diferencias puntuales considerables, la mayor parte de las diferencias se agrupan en torno al 0%. Este efecto podría deberse al hecho de que las zonas infradosificadas por el desplazamiento de un catéter, pueden quedar parcialmente compensadas por la sobredosificación inducida por el desplazamiento de otro catéter, atenuando el impacto global sobre la distribución de la dosis.

Este caso de análisis de robustez ilustra cómo el PCRD puede emplearse no solo para verificar la dosis nominal de un plan, sino también para explorar de forma cuantitativa la influencia de perturbaciones en el implante, lo cual puede ser especialmente útil en situaciones clínicas donde se sospechen cambios entre la imagen de planificación y la entrega del tratamiento.

5. Conclusiones

A raíz de los resultados obtenidos, es posible afirmar que el algoritmo PCRD desarrollado ha cumplido los criterios de validación establecidos por el propio formalismo y ha mostrado su capacidad para reproducir de manera fiable las distribuciones de dosis calculadas por el sistema comercial *Oncentra Brachy,* manteniendo las discrepancias dentro de límites asumibles desde el punto de vista clínico, para 433 tratamientos reales.

Asimismo, este trabajo ha permitido también realizar un estudio profundo acerca de la implementación del formalismo por el software comercial y las limitaciones de este, constituyendo, por tanto, una potente herramienta para una comprensión más consciente y para una interpretación más completa de sus cálculos.

Finalmente, la posibilidad de realizar un cálculo robusto hace posible llevar a cabo una cuantificación de las variaciones asociadas a movimientos en los catéteres, ofreciendo con ello una perspectiva más realista, versátil y útil de los resultados dosimétricos obtenidos.

Todo esto refuerza, por tanto, la utilidad del software desarrollado, no sólo como herramienta de verificación dosimétrica en la práctica asistencial diaria, sino como instrumento para una mejor interpretación del cálculo dosimétrico en su conjunto.

Apéndice A

Tabla 4. Valores de tasa de dosis por unidad de AKS en el plano transversal de la fuente calculados por el PCRD con las tablas de consenso actuales[9]

z/y (cm)	0	0.25	0.5	0.75	1	1.5	2	3	4	5	6	7
7	0.01640	0.01670	0.01700	0.01729	0.01757	0.01787	0.01785	0.01705	0.01559	0.01386	0.01205	0.01042
6	0.02206	0.02258	0.02308	0.02361	0.02409	0.02442	0.02424	0.02249	0.01994	0.01713	0.01452	0.01226
5	0.03126	0.03221	0.03320	0.03421	0.03486	0.03516	0.03433	0.03051	0.02581	0.02129	0.01750	0.01432
4	0.04745	0.04958	0.05179	0.05365	0.05450	0.05410	0.05114	0.04259	0.03380	0.02649	0.02080	0.01655
3	0.08150	0.08703	0.09274	0.09572	0.09613	0.09075	0.08118	0.06057	0.04409	0.03243	0.02438	0.01875
2	0.17802	0.19736	0.21228	0.21305	0.20310	0.17025	0.13621	0.08543	0.05586	0.03846	0.02767	0.02067
1.5	0.31546	0.35895	0.37944	0.36014	0.32299	0.24150	0.17666	0.09951	0.06151	0.04108	0.02905	0.02146
1	0.71559	0.84810	0.81270	0.68028	0.54228	0.34028	0.22325	0.11252	0.06622	0.04317	0.03012	0.02204
0.5	3.34162	3.44816	2.19604	1.35502	0.88607	0.44716	0.26429	0.12201	0.06939	0.04450	0.03075	0.02237
0	-	15.55295	4.31289	1.95964	1.11300	0.49842	0.28148	0.12540	0.07043	0.04491	0.03094	0.02247
-0.5	2.30950	3.45413	2.19794	1.35768	0.88562	0.44662	0.26418	0.12205	0.06958	0.04458	0.03077	0.02236
-1	0.54858	0.85025	0.81555	0.68203	0.54318	0.34036	0.22297	0.11226	0.06628	0.04322	0.03010	0.02200
-1.5	0.25049	0.35728	0.38008	0.36102	0.32369	0.24175	0.17676	0.09939	0.06137	0.04110	0.02908	0.02144
-2	0.14617	0.19464	0.21265	0.21346	0.20349	0.17049	0.13635	0.08545	0.05588	0.03843	0.02766	0.02069
-3	0.06992	0.08415	0.09222	0.09593	0.09622	0.09092	0.08131	0.06056	0.04407	0.03242	0.02434	0.01872
-4	0.04173	0.04726	0.05111	0.05353	0.05464	0.05415	0.05121	0.04266	0.03376	0.02648	0.02079	0.01652
-5	0.02811	0.03054	0.03255	0.03393	0.03482	0.03518	0.03437	0.03055	0.02587	0.02127	0.01750	0.01431
-6	0.02004	0.02129	0.02252	0.02336	0.02396	0.02443	0.02425	0.02252	0.01990	0.01718	0.01451	0.01226
-7	0.01504	0.01577	0.01650	0.01705	0.01744	0.01785	0.01786	0.01707	0.01560	0.01383	0.01208	0.01042

Tabla 5. Diferencias absolutas de tasa de dosis por unidad de AKS en el plano transversal de la fuente entre el PCRD y las tablas de consenso actuales[9]

z/y (cm)	*0*	*0.25*	*0.5*	*0.75*	*1*	*1.5*	*2*	*3*	*4*	*5*	*6*	*7*
7	-0.00001	-0.00002	-0.00001	-0.00001	-0.00001	-0.00002	-0.00001	0.00000	0.00001	0.00001	0.00001	0.00000
6	0.00001	0.00000	0.00001	0.00000	0.00000	-0.00001	0.00000	-0.00001	-0.00001	0.00000	0.00001	0.00000
5	0.00004	0.00002	0.00002	0.00002	0.00002	0.00002	0.00003	0.00001	-0.00001	-0.00001	0.00000	0.00000
4	0.00004	0.00001	0.00002	0.00000	0.00002	0.00001	0.00003	0.00003	0.00003	-0.00001	-0.00002	0.00000
3	0.00004	0.00001	0.00009	0.00007	0.00005	0.00003	0.00001	0.00004	0.00003	0.00000	-0.00001	0.00000
2	0.00025	0.00015	0.00022	0.00015	0.00012	0.00009	0.00008	0.00003	0.00002	0.00002	-0.00001	-0.00002
1.5	0.00044	0.00033	0.00035	0.00024	0.00029	0.00009	0.00014	0.00004	0.00002	0.00003	0.00000	-0.00002
1	0.00079	0.00008	0.00037	0.00052	0.00015	0.00039	0.00012	0.00003	0.00000	0.00003	0.00001	-0.00002
0.5	0.00573	0.00256	0.00025	0.00077	0.00023	0.00042	0.00013	0.00006	-0.00002	0.00002	0.00000	-0.00002
0	-	0.00542	0.00410	0.00029	0.00050	0.00037	0.00021	0.00004	0.00000	0.00003	0.00001	-0.00002
-0.5	0.00143	0.00412	0.00158	0.00065	0.00042	0.00030	0.00024	0.00001	0.00001	0.00003	0.00001	-0.00002
-1	0.00059	0.00057	0.00067	0.00051	0.00048	0.00020	0.00019	0.00000	0.00001	0.00003	0.00001	-0.00001
-1.5	0.00031	0.00019	0.00046	0.00033	0.00024	0.00017	0.00011	0.00003	0.00003	0.00004	0.00000	-0.00001
-2	0.00017	0.00014	0.00017	0.00024	0.00017	0.00009	0.00007	0.00003	0.00003	0.00003	0.00000	-0.00001
-3	-0.00001	-0.00002	0.00008	0.00005	0.00001	0.00005	0.00004	0.00003	0.00004	0.00002	-0.00001	0.00000
-4	-0.00002	0.00000	-0.00002	0.00001	0.00001	0.00001	0.00002	0.00004	0.00001	0.00000	-0.00001	0.00000
-5	0.00004	0.00003	0.00004	0.00002	0.00001	0.00002	0.00003	0.00002	0.00000	-0.00002	0.00001	0.00001
-6	0.00001	0.00001	0.00001	0.00001	0.00001	0.00000	0.00000	-0.00001	-0.00001	0.00001	0.00001	0.00001
-7	-0.00002	0.00000	-0.00001	-0.00001	-0.00001	-0.00001	-0.00001	0.00000	0.00001	0.00001	0.00001	0.00001

Tabla 6. Valores de tasa de dosis por unidad de AKS en el plano transversal de la fuente calculados por el PCRD con las tablas de consenso previas[10]

z / y cm	0	0.25	0.5	0.75	1	1.5	2	2.5	3	4	5	6	8	10	14
-14	0.00375	0.00380	0.00385	0.00389	0.00393	0.00398	0.00401	0.00401	0.00400	0.00393	0.00381	0.00363	0.00322	0.00277	0.00193
-10	0.00756	0.00777	0.00797	0.00815	0.00829	0.00843	0.00850	0.00848	0.00840	0.00807	0.00758	0.00699	0.00575	0.00459	0.00284
-8	0.01166	0.01215	0.01261	0.01300	0.01321	0.01350	0.01356	0.01345	0.01319	0.01231	0.01119	0.00999	0.00772	0.00586	0.00338
-6	0.01985	0.02126	0.02258	0.02328	0.02382	0.02429	0.02411	0.02344	0.02243	0.01987	0.01709	0.01449	0.01028	0.00734	0.00391
-5	0.02756	0.03028	0.03254	0.03375	0.03456	0.03497	0.03416	0.03253	0.03043	0.02575	0.02126	0.01740	0.01174	0.00809	0.00416
-4	0.04146	0.04712	0.05098	0.05324	0.05423	0.05381	0.05098	0.04695	0.04245	0.03365	0.02634	0.02072	0.01323	0.00883	0.00439
-3	0.06904	0.08427	0.09196	0.09532	0.09578	0.09046	0.08093	0.07041	0.06029	0.04379	0.03224	0.02426	0.01467	0.00948	0.00458
-2.5	0.09630	0.12226	0.13394	0.13744	0.13562	0.12235	0.10439	0.08690	0.07185	0.04958	0.03528	0.02598	0.01530	0.00977	0.00465
-2	0.14503	0.19399	0.21201	0.21269	0.20276	0.17012	0.13580	0.10716	0.08501	0.05553	0.03822	0.02756	0.01586	0.01001	0.00472
-1.5	0.24775	0.35813	0.37931	0.36023	0.32271	0.24105	0.17618	0.13059	0.09903	0.06122	0.04083	0.02892	0.01632	0.01021	0.00477
-1	0.54776	0.85154	0.81509	0.68027	0.54175	0.33946	0.22258	0.15416	0.11203	0.06593	0.04292	0.02995	0.01666	0.01036	0.00481
-0.75	0.97977	1.55488	1.30640	0.96566	0.70251	0.39475	0.24469	0.16445	0.11734	0.06773	0.04370	0.03033	0.01678	0.01041	0.00482
-0.5	2.33057	3.43837	2.19219	1.35588	0.88507	0.44552	0.26343	0.17271	0.12148	0.06909	0.04428	0.03062	0.01687	0.01044	0.00483
-0.25	15.66873	9.15563	3.50572	1.76144	1.04298	0.48249	0.27601	0.17805	0.12410	0.06993	0.04462	0.03078	0.01692	0.01047	0.00483
0	-	15.49315	4.29524	1.95309	1.10900	0.49648	0.28038	0.17984	0.12496	0.07021	0.04473	0.03084	0.01694	0.01047	0.00484
0.25	23.64237	9.16235	3.50601	1.76215	1.04303	0.48249	0.27601	0.17805	0.12410	0.06993	0.04462	0.03078	0.01692	0.01047	0.00483
0.5	3.30250	3.43767	2.19353	1.35506	0.88554	0.44589	0.26343	0.17272	0.12148	0.06909	0.04428	0.03062	0.01687	0.01044	0.00483
0.75	1.32037	1.55446	1.30442	0.96566	0.70265	0.39475	0.24469	0.16447	0.11741	0.06772	0.04370	0.03033	0.01678	0.01041	0.00482
1	0.70146	0.84899	0.81326	0.67968	0.54175	0.33956	0.22254	0.15413	0.11203	0.06588	0.04293	0.02995	0.01666	0.01036	0.00481
1.5	0.30438	0.35975	0.37852	0.35947	0.32233	0.24099	0.17612	0.13046	0.09895	0.06117	0.04086	0.02892	0.01631	0.01021	0.00477
2	0.17392	0.19759	0.21233	0.21242	0.20238	0.16987	0.13566	0.10715	0.08501	0.05553	0.03823	0.02755	0.01585	0.01001	0.00472
2.5	0.11314	0.12538	0.13425	0.13749	0.13541	0.12222	0.10420	0.08681	0.07185	0.04960	0.03530	0.02596	0.01529	0.00977	0.00465
3	0.07959	0.08702	0.09253	0.09549	0.09574	0.09029	0.08085	0.07026	0.06023	0.04384	0.03224	0.02424	0.01466	0.00948	0.00458
4	0.04617	0.04926	0.05167	0.05337	0.05430	0.05379	0.05088	0.04690	0.04240	0.03365	0.02636	0.02073	0.01323	0.00882	0.00439
5	0.03047	0.03190	0.03312	0.03401	0.03462	0.03494	0.03413	0.03247	0.03039	0.02574	0.02126	0.01740	0.01172	0.00809	0.00416
6	0.02136	0.02224	0.02303	0.02355	0.02394	0.02431	0.02411	0.02343	0.02242	0.01987	0.01709	0.01449	0.01027	0.00733	0.00391
8	0.01243	0.01271	0.01297	0.01319	0.01333	0.01353	0.01357	0.01345	0.01319	0.01231	0.01120	0.00999	0.00772	0.00586	0.00337
10	0.00796	0.00809	0.00820	0.00831	0.00839	0.00848	0.00852	0.00849	0.00840	0.00806	0.00757	0.00699	0.00574	0.00459	0.00284
14	0.00384	0.00388	0.00392	0.00395	0.00398	0.00402	0.00403	0.00403	0.00401	0.00393	0.00381	0.00363	0.00322	0.00277	0.00192

Tabla 7. Diferencias absolutas de tasa de dosis por unidad de AKS en el plano transversal de la fuente entre el PCRD y las tablas de consenso previas[10]

z / y cm	0	0.25	0.5	0.75	1	1.5	2	2.5	3	4	5	6	8	10	14
-14	-0.00003	-0.00004	-0.00001	0.00001	0.00000	0.00000	0.00000	-0.00001	0.00000	0.00000	-0.00001	-0.00001	-0.00001	0.00000	0.00001
-10	-0.00007	-0.00005	-0.00005	0.00000	-0.00001	-0.00001	0.00000	-0.00001	-0.00001	0.00000	-0.00001	0.00000	0.00000	0.00000	0.00000
-8	-0.00001	-0.00007	-0.00004	-0.00002	-0.00002	-0.00001	-0.00003	-0.00004	-0.00002	-0.00001	-0.00001	-0.00002	-0.00001	-0.00001	0.00000
-6	0.00000	-0.00024	-0.00002	-0.00012	-0.00008	-0.00011	-0.00009	-0.00006	-0.00007	0.00000	0.00000	-0.00001	-0.00001	0.00000	0.00000
-5	-0.00004	-0.00022	-0.00006	-0.00015	-0.00004	-0.00004	-0.00005	-0.00007	-0.00007	-0.00005	-0.00004	-0.00001	-0.00001	-0.00001	-0.00001
-4	0.00006	-0.00028	-0.00012	0.00004	-0.00017	-0.00010	-0.00002	0.00005	-0.00006	-0.00005	-0.00006	-0.00008	0.00000	0.00000	0.00000
-3	0.00004	-0.00033	-0.00024	-0.00038	-0.00022	-0.00014	0.00003	0.00001	-0.00001	-0.00001	-0.00006	-0.00004	0.00001	-0.00002	0.00000
-2.5	0.00000	-0.00054	-0.00016	-0.00046	-0.00028	-0.00015	-0.00001	0.00000	-0.00005	-0.00002	-0.00002	-0.00002	0.00000	-0.00002	-0.00001
-2	-0.00027	-0.00151	-0.00099	-0.00031	-0.00024	0.00001	0.00000	-0.00014	-0.00009	-0.00007	-0.00008	-0.00004	-0.00001	-0.00001	0.00000
-1.5	-0.00025	-0.00087	-0.00070	-0.00077	-0.00029	0.00005	-0.00002	-0.00011	-0.00007	-0.00008	-0.00007	0.00002	0.00000	-0.00001	0.00000
-1	-0.00124	-0.00046	-0.00091	-0.00073	-0.00025	-0.00054	-0.00042	-0.00014	-0.00007	0.00003	-0.00008	-0.00005	-0.00001	-0.00001	0.00000
-0.75	-	-0.00412	0.00040	-0.00034	-0.00049	-0.00025	-0.00031	-0.00015	-0.00006	0.00003	0.00000	-0.00007	0.00000	0.00000	0.00000
-0.5	-	-0.00163	0.00219	0.00088	-0.00093	-0.00049	-0.00057	-0.00009	-0.00012	-0.00011	-0.00002	0.00002	-0.00001	-0.00001	0.00000
-0.25	-	-0.05437	-0.00428	-0.00256	-0.00102	-0.00051	0.00001	0.00005	-0.00010	0.00003	0.00002	-0.00002	-0.00001	0.00000	-0.00001
0	-	-0.06685	-0.00576	-0.00191	0.00000	-0.00052	-0.00062	-0.00006	-0.00004	0.00001	-0.00007	0.00004	-0.00001	-0.00001	0.00000
0.25	-	-0.04765	-0.00399	-0.00185	-0.00097	-0.00051	0.00001	-0.00005	0.00000	-0.00007	0.00002	-0.00002	-0.00003	-0.00001	-0.00001
0.5	-0.03750	-0.00233	0.00353	0.00006	-0.00046	-0.00011	-0.00057	-0.00008	-0.00012	-0.00001	-0.00002	0.00002	0.00000	0.00000	-0.00001
0.75	0.01237	0.00246	-0.00058	-0.00034	-0.00035	-0.00025	-0.00031	-0.00023	0.00001	-0.00008	0.00000	-0.00007	-0.00001	0.00000	0.00000
1	-0.00154	-0.00101	-0.00074	-0.00032	-0.00025	-0.00044	-0.00046	-0.00007	-0.00007	-0.00012	0.00003	-0.00005	-0.00002	0.00000	0.00000
1.5	-0.00062	-0.00025	-0.00048	-0.00053	-0.00067	-0.00001	-0.00008	-0.00004	-0.00005	-0.00003	-0.00004	0.00002	-0.00001	-0.00001	0.00000
2	-0.00018	-0.00031	0.00033	-0.00059	-0.00062	-0.00003	-0.00015	-0.00005	-0.00009	0.00003	-0.00007	-0.00005	-0.00002	-0.00001	0.00000
2.5	0.00074	-0.00022	-0.00035	-0.00011	-0.00029	-0.00008	-0.00020	-0.00009	0.00005	0.00000	0.00000	-0.00004	-0.00002	-0.00001	0.00000
3	-0.00001	-0.00028	-0.00007	-0.00011	-0.00016	-0.00021	-0.00005	-0.00014	-0.00007	-0.00006	0.00004	-0.00003	0.00000	-0.00002	0.00000
4	-0.00003	-0.00034	-0.00013	-0.00003	0.00000	-0.00001	-0.00012	0.00000	0.00000	-0.00005	-0.00004	-0.00002	0.00000	-0.00002	0.00000
5	-0.00003	-0.00020	0.00002	0.00001	-0.00009	-0.00006	-0.00007	-0.00003	-0.00011	-0.00006	-0.00004	-0.00003	-0.00001	-0.00001	0.00000
6	-0.00004	-0.00036	-0.00007	-0.00015	-0.00006	-0.00009	0.00001	-0.00007	-0.00008	-0.00001	0.00000	-0.00002	-0.00001	0.00000	0.00000
8	0.00000	-0.00018	-0.00007	0.00003	-0.00001	-0.00003	-0.00003	-0.00002	0.00000	-0.00002	-0.00001	0.00000	-0.00001	0.00000	0.00000
10	0.00000	-0.00008	-0.00003	-0.00002	0.00000	0.00000	-0.00001	-0.00002	-0.00001	-0.00001	-0.00001	0.00000	-0.00001	-0.00001	0.00000
14	-0.00005	-0.00009	-0.00004	-0.00005	-0.00002	0.00000	0.00001	0.00000	0.00000	0.00000	-0.00001	-0.00001	0.00001	0.00001	0.00000

Tabla 8. Diferencias relativas de tasa de dosis por unidad de AKS en el plano transversal de la fuente entre el PCRD y las tablas de consenso previas[10]

z / y cm	0	0.25	0.5	0.75	1	1.5	2	2.5	3	4	5	6	8	10	14
-14	-0.714	-1.016	-0.311	0.284	0.025	0.050	-0.125	-0.149	0.000	0.000	-0.131	-0.165	-0.279	-0.108	0.260
-10	-0.865	-0.614	-0.636	0.049	-0.169	-0.083	-0.035	-0.130	-0.166	-0.025	-0.184	0.043	-0.017	-0.044	0.035
-8	-0.060	-0.581	-0.332	-0.161	-0.113	-0.096	-0.213	-0.260	-0.167	-0.073	-0.080	-0.160	-0.091	-0.170	0.148
-6	-0.005	-1.126	-0.088	-0.513	-0.335	-0.451	-0.393	-0.247	-0.302	-0.025	0.000	-0.048	-0.078	-0.054	0.051
-5	-0.159	-0.721	-0.184	-0.440	-0.124	-0.100	-0.132	-0.227	-0.239	-0.213	-0.207	-0.069	-0.128	-0.086	-0.144
-4	0.140	-0.582	-0.241	0.079	-0.312	-0.176	-0.043	0.100	-0.129	-0.139	-0.220	-0.394	0.030	-0.045	-0.046
-3	0.062	-0.390	-0.261	-0.393	-0.227	-0.156	0.041	0.009	-0.020	-0.021	-0.180	-0.185	0.075	-0.179	-0.109
-2.5	0.003	-0.441	-0.120	-0.334	-0.208	-0.122	-0.009	0.001	-0.070	-0.050	-0.057	-0.073	0.026	-0.245	-0.193
-2	-0.186	-0.770	-0.464	-0.146	-0.116	0.009	-0.003	-0.128	-0.102	-0.121	-0.214	-0.141	-0.069	-0.080	-0.085
-1.5	-0.102	-0.242	-0.183	-0.214	-0.089	0.019	-0.009	-0.083	-0.069	-0.131	-0.176	0.052	0.031	-0.098	-0.042
-1	-0.225	-0.054	-0.112	-0.107	-0.045	-0.160	-0.190	-0.093	-0.062	0.047	-0.191	-0.167	-0.072	-0.135	-0.083
-0.75	-	-0.264	0.031	-0.035	-0.069	-0.063	-0.128	-0.094	-0.055	0.047	0.002	-0.220	0.024	-0.029	-0.041
-0.5	-	-0.047	0.100	0.065	-0.105	-0.109	-0.218	-0.050	-0.095	-0.158	-0.054	0.052	-0.053	-0.067	-0.041
-0.25	-	-0.590	-0.122	-0.145	-0.098	-0.105	0.005	0.027	-0.078	0.047	0.043	-0.065	-0.041	0.048	-0.145
0	-	-0.430	-0.134	-0.098	0.000	-0.104	-0.221	-0.033	-0.030	0.011	-0.150	0.114	-0.053	-0.076	-0.103
0.25	-	-0.517	-0.114	-0.105	-0.093	-0.105	0.005	-0.029	0.002	-0.096	0.043	-0.065	-0.159	-0.143	-0.145
0.5	-1.123	-0.068	0.161	0.005	-0.051	-0.025	-0.218	-0.047	-0.095	-0.013	-0.054	0.052	0.006	0.029	-0.248
0.75	0.946	0.158	-0.044	-0.035	-0.050	-0.063	-0.128	-0.140	0.011	-0.114	0.002	-0.220	-0.036	-0.029	-0.041
1	-0.219	-0.119	-0.091	-0.047	-0.045	-0.130	-0.205	-0.043	-0.063	-0.185	0.070	-0.167	-0.132	-0.039	-0.083
1.5	-0.205	-0.070	-0.127	-0.148	-0.208	-0.006	-0.047	-0.028	-0.046	-0.056	-0.110	0.052	-0.049	-0.098	-0.042
2	-0.102	-0.155	0.155	-0.275	-0.304	-0.020	-0.107	-0.051	-0.102	0.059	-0.196	-0.188	-0.145	-0.080	-0.085
2.5	0.657	-0.174	-0.257	-0.078	-0.217	-0.067	-0.191	-0.102	0.070	-0.010	0.000	-0.173	-0.137	-0.143	0.022
3	-0.016	-0.325	-0.072	-0.117	-0.167	-0.232	-0.066	-0.197	-0.124	-0.146	0.137	-0.132	-0.027	-0.211	0.109
4	-0.056	-0.679	-0.249	-0.060	-0.007	-0.015	-0.227	-0.009	0.000	-0.139	-0.136	-0.111	0.023	-0.260	-0.068
5	-0.105	-0.611	0.063	0.024	-0.245	-0.177	-0.211	-0.092	-0.348	-0.240	-0.207	-0.149	-0.051	-0.185	0.000
6	-0.178	-1.597	-0.299	-0.650	-0.242	-0.381	0.021	-0.306	-0.347	-0.075	0.000	-0.117	-0.078	-0.014	-0.051
8	-0.032	-1.389	-0.544	0.220	-0.045	-0.251	-0.243	-0.186	-0.015	-0.154	-0.125	0.040	-0.129	0.000	0.030
10	0.025	-0.991	-0.316	-0.252	-0.036	0.000	-0.176	-0.223	-0.083	-0.087	-0.185	-0.043	-0.139	-0.239	0.035
14	-1.285	-2.292	-0.886	-1.300	-0.525	-0.124	0.199	-0.050	-0.025	0.000	-0.131	-0.165	0.280	0.254	0.156

Bibliografía

1. Pérez-Calatayud J, Corredoira Silva E, Crispín Contreras V, Eudaldo Puell T, de Frutos Baraja J, Pino Sorroche F, et al. Protección radiológica en braquiterapia. Informe del grupo de trabajo de Braquiterapia de la SEFM. Rev Fis Med. 2015;16(2):11-47.
2. Pérez-Calatayud J, editor. Fundamentos de Física Médica. Vol. 5: Braquiterapia: bases físicas, equipos y control de calidad. Madrid: ADI Servicios Editoriales; 2014.
3. Gutiérrez Miguélez C, Rodríguez Villalba S, Villafranca Iturre E, Fuentemilla Urio N, Richart Sancho J, Córdoba Lago S, et al. Recommendations of the Spanish brachytherapy group of the Spanish Society of Radiation Oncology and the Spanish Society of Medical Physics for interstitial high-dose-rate brachytherapy for gynaecologic malignancies. Clin Transl Oncol. 2023;25(4):912-32. https://doi.org/10.1007/s12094-022-03016-1
4. Real Decreto 391/2025, de 13 de mayo, por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia. Boletín Oficial del Estado. 2025;116:62571-89. Disponible en: https://www.boe.es/eli/es/rd/2025/05/13/391
5. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys. 2004;31(3):633-74. https://doi.org/10.1118/1.1646040
6. Nath R, Anderson L, Jones D, Ling C, Loevinger R, Williamson J, et al. Specification of brachytherapy source strength. AAPM Report No. 21. New York: American Institute of Physics; 1987. https://doi.org/10.37206/20
7. Safigholi H, Chamberland MJP, Taylor REP, Martinov MP, Rogers DWO, Thomson RM. Update of the CLRP Monte Carlo TG-43 parameter database for high-energy brachytherapy sources. Med Phys. 2023;50(3):1928-41. https://doi.org/10.1002/mp.16176
8. Taylor REP, Rogers DWO. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for 192Ir and 169Yb brachytherapy sources. Med Phys. 2008;35(11):4933-44. https://doi.org/10.1118/1.2987676
9. Perez-Calatayud J, Ballester F, Das RK, DeWerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. Med Phys. 2012;39(5):2904-29. https://doi.org/10.1118/1.3703892
10. Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E, Ballester F, Venselaar J. A dosimetric study on the high dose rate Flexisource. Med Phys. 2006;33(12):4578-82. https://doi.org/10.1118/1.2388154
11. Moss DC. Technical note: Improved analytical fit to the TG-43 radial dose function, g(r). Med Phys. 2000;27(4):659-61. https://doi.org/10.1118/1.598926
12. Rivard MJ, Butler WM, DeWerd LA, Huq MS, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. Supplement to the 2004 update of the AAPM Task Group No. 43 Report. Med Phys. 2007;34(6):2187-205. https://doi.org/10.1118/1.2736790
13. Pujades-Claumarchirant MC, Granero D, Perez-Calatayud J, Ballester F, Melhus C, Rivard MJ. Evaluation of interpolation methods for TG-43 dosimetric parameters based on comparison with Monte Carlo data for high-energy brachytherapy sources. J Contemp Brachytherapy. 2010;2(1):28-32. https://doi.org/10.5114/jcb.2010.13715
14. Steichen TJ, Cox NJ. A note on the concordance correlation coefficient. Stata J. 2002;2(2):183-9. https://doi.org/10.1177/1536867X0200200206
15. Lin LI. A concordance correlation coefficient to evaluate reproducibility. Biometrics. 1989;45(1):255-68. https://doi.org/10.2307/2532051