

Dosimetría Monte Carlo de las fuentes de ^{192}Ir de uso más común en braquiterapia de alta tasa de dosis

Monte Carlo dosimetry of the most commonly used ^{192}Ir high dose rate brachytherapy sources

JF Almansa López¹, J Torres Donaire^{2*}, R Guerrero Alcalde³

¹Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Universitario Virgen de las Nieves. Granada.

²Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario de Ciudad Real.

³Servicio de Radiofísica. Hospital Universitario San Cecilio. Granada.

Fecha de Recepción: 25/03/2011 - Fecha de Aceptación: 26/11/2011

Las fuentes de ^{192}Ir son las más utilizadas en tratamientos de braquiterapia de alta tasa de dosis. El objetivo de este trabajo es calcular las funciones características establecidas por el grupo de trabajo Task Group 43 de la AAPM (TG-43) mediante el uso del código de simulación PENELOPE 2008.1 para las fuentes de ^{192}Ir más extendidas en España: las fuentes Gammamed Plus y Varisource 2000 distribuidas por Varian Medical Systems y la fuente MicroSelectron mHDR-v2 distribuida por Nucletron BV. En el caso de la fuente MicroSelectron, se ha caracterizado también el nuevo modelo de fuente, mHDR-v2r, que incluye los cambios en el diseño respecto al modelo anterior, mHDR-v2.

Los resultados obtenidos para la función radial de dosis, la función de anisotropía, el *air-kerma strength* y la constante de tasa de dosis absorbida, así como las tablas de tasa de dosis absorbida en agua están en buen acuerdo con los datos disponibles de otros cálculos sobre estas fuentes. El valor obtenido para la constante de tasa de dosis absorbida ha sido de $1,111 \pm 0,002$ cGy/hU para la fuente Gammamed Plus, $1,111 \pm 0,002$ cGy/hU para la fuente MicroSelectron mHDR-v2, $1,112 \pm 0,002$ cGy/hU para la fuente MicroSelectron mHDR-v2r y $1,096 \pm 0,002$ cGy/hU para la fuente Varisource 2000. Los resultados dosimétricos completos están disponibles en el enlace <http://bqseeds.sarh.es>

En este trabajo se han obtenido los resultados de las fuentes en estudio mediante simulaciones Monte Carlo con igualdad en las condiciones de cálculo y siguiendo las recomendaciones actuales.

Palabras clave: Dosimetría Monte Carlo, ^{192}Ir , HDR, TG-43, PENELOPE.

The ^{192}Ir sources are the most commonly used in high dose rate brachytherapy treatments. The aim of this paper is to provide the characteristic functions established by AAPM Task Group 43 (TG-43) using PENELOPE 2008.1 simulation code for the most widespread ^{192}Ir sources in Spain: the Gammamed Plus and Varisource 2000 sources distributed by Varian Medical Systems and the MicroSelectron source distributed by Nucletron BV. Also the new model, mHDR-v2r, has been characterized for MicroSelectron source, including some changes from the previous design, mHDR-v2.

The radial dose function, anisotropy function, air-kerma strength, dose rate constant and absorbed dose rate in water tables are in good agreement with available data from other calculations. The obtained values for the dose rate constant have been 1.111 ± 0.002 cGy/hU for the Gammamed Plus source, 1.111 ± 0.002 cGy/hU for the MicroSelectron mHDR-v2 source, 1.112 ± 0.002 cGy/hU for the MicroSelectron mHDR-v2r source and 1.096 ± 0.002 cGy/hU for the Varisource 2000 source. Complete dosimetric results are available in <http://bqseeds.sarh.es>

In this work, results have been obtained for the studied sources with the same calculation conditions and simulations that meet current recommendations.

Key words: Monte Carlo dosimetry, ^{192}Ir , HDR, TG-43, PENELOPE.

* Correspondencia
Email: javitorresdonaire@yahoo.es

Introducción y objetivos

Las fuentes de alta tasa de dosis de ^{192}Ir tienen un amplio uso en aplicaciones de braquiterapia mediante la inserción de catéteres y agujas o implantes que permiten hacer llegar la fuente hasta las lesiones tumorales en distintas localizaciones anatómicas: útero, cérvix, próstata, mama, esófago y bronquios, entre otros. La caracterización dosimétrica de estas fuentes y semillas es fundamental para la planificación de los tratamientos de braquiterapia. Los cálculos mediante métodos Monte Carlo (MC) nos permiten conseguir este objetivo modelando la geometría de la fuente radiactiva y los procesos de interacción de las partículas emitidas en el proceso de desintegración. Además, nos permiten obtener datos incluso en puntos donde la realización de una medida experimental es muy complicada.

El protocolo de la AAPM TG-43¹ establece la forma de caracterizar dosiméricamente las fuentes de braquiterapia. La actualización de este protocolo (TG-43 U1²) para las fuentes de braquiterapia intersticial de baja energía (energía media inferior a 50 keV) incorpora recomendaciones para la realización de la dosimetría mediante simulaciones MC que también son aplicables a fuentes de mayor energía (definición de la extensión radial de los resultados, simulación de un número suficiente de historias para garantizar una determinada incertidumbre estadística, recomendación del uso de determinadas librerías de secciones eficaces, etc.). Por otro lado, Li et al.³ presentan recomendaciones en el mismo ámbito para fuentes que emiten fotones con energía superior a 50 keV siguiendo la senda establecida en TG-43 U1². La publicación sugiere seguir la sistemática de TG-43 U1² e incorpora la consideración de que las incertidumbres en el cálculo de las tablas de tasa de dosis absorbida deben permanecer por debajo del 6% a 2σ y la resolución espacial debe ser inferior a 2 mm, aunque no incluye recomendaciones en cuanto a la extensión espacial del cálculo.

En el presente trabajo se ha realizado, mediante simulación MC, el cálculo de la dosimetría de las fuentes de braquiterapia de alta tasa de dosis de ^{192}Ir : Gammamed Plus y Varisource VS2000 distribuidas por Varian Medical Systems y MicroSelectron, modelo mHDR-v2, distribuida por Nucletron BV, y se han obtenido los parámetros y funciones características siguiendo el protocolo TG-43¹ e incorporando las recomendaciones proporcionadas en la actualización, TG-43 U1², así como las sugeridas por Li et al.³ De esta forma se han obtenido los resultados hasta una extensión radial de 40 cm con una incertidumbre estadística menor del 2% para un factor de cobertura de $k=1$.

En el caso de la fuente MicroSelectron, también se ha realizado la dosimetría MC del nuevo modelo de fuente, mHDR-v2r, incorporando los cambios en el diseño introducidos por el fabricante.

Todos los cálculos MC han sido realizados con la misma metodología e idénticas condiciones de simulación (materiales modelados con igual composición,

iguales rejillas de cálculo para la energía depositada, mismo código de simulación y misma elección de parámetros, etc.) lo que facilita la intercomparación de resultados entre las distintas fuentes analizadas.

Material y métodos

Descripción de las fuentes y del radionucleido

El modelado de la fuente MicroSelectron modelo mHDR-v2 (MS-v2), se ha realizado siguiendo el trabajo de Daskalov et al.⁴ La fuente está compuesta de un núcleo cilíndrico de iridio de 3,6 mm de longitud y 0,65 mm de diámetro cuyos extremos acaban en una forma troncocónica de altura 0,25 mm y cuyos diámetros mayor y menor son de 0,65 mm y 0,5 mm, respectivamente. El encapsulado del iridio está compuesto de acero inoxidable tipo AISI 316L de 4,5 mm de longitud total y 0,9 mm de diámetro, que tiene una terminación semiesférica y que se conecta mediante una terminación troncocónica para adaptarse al diámetro del cable encargado de provocar el desplazamiento de la fuente. Éste es un cable cilíndrico de acero AISI 314 de 0,7 mm de diámetro simulado con densidad $4,81 \text{ g/cm}^3$ para tener en cuenta el entrelazado que le da flexibilidad.

El nuevo modelo de fuente MicroSelectron mHDR-v2r (MS-v2r), se ha realizado siguiendo el trabajo de Granero et al.⁵ Los cambios más relevantes respecto al modelo anterior afectan al núcleo activo de la fuente, el actual consiste en un núcleo cilíndrico de iridio de 0,6 mm de diámetro y 3,5 mm de longitud. Además la fijación de la fuente al cable, al que está unida, ha sido modificada.

El modelado de la fuente GammaMed Plus (GM) se ha realizado siguiendo el trabajo de Ballester et al.⁶, salvo la parte final de la fuente que se ha modelado con una terminación troncocónica, más acorde con la información aportada por la casa suministradora. Así, el núcleo central se modela como un cilindro de longitud 3,5 mm y diámetro 0,6 mm compuesto de iridio rodeado de una cápsula de acero inoxidable AISI 316L con diámetro interno de 0,7 mm, diámetro externo de 0,9 mm y longitud máxima de 4,5 mm formando un cilindro con terminación troncocónica. El encapsulamiento queda directamente conectado a un cable que se ha modelado como un cilindro de un entrelazado de acero AISI 304 de densidad $5,6 \text{ g/cm}^3$ y un diámetro de 0,9 mm.

El modelado de la fuente VariSource VS2000 (VS) se ha realizado siguiendo el trabajo de Angelopoulos et al.⁷ El núcleo activo de la fuente está compuesto por dos cilindros con terminación semiesférica de 2,5 mm de longitud y 0,34 mm de diámetro, compuestos de iridio. El núcleo activo se encuentra encapsulado en el final de una guía cilíndrica con terminación semiesférica de 150 mm de longitud y de 0,59 mm de diámetro, compuesta de nitinol (aleación de níquel y titanio). La distancia entre el final de la cápsula y el final de la fuente es de 1 mm.

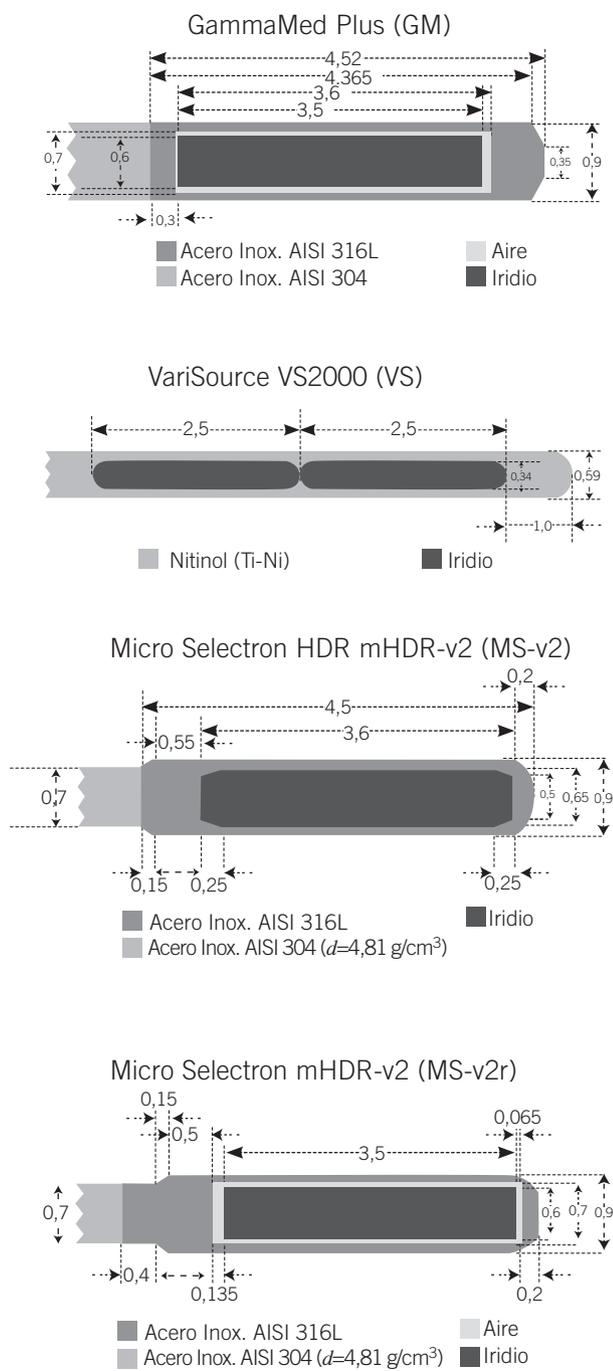


Fig. 1. Geometría de las fuentes. Las dimensiones se muestran en milímetros.

En la figura 1 se pueden apreciar los detalles del diseño de las fuentes GammaMed Plus, VariSource 2000 y MicroSelectron mHDR-v2, con los distintos materiales empleados en su construcción y las dimensiones expresadas en mm. Además se pueden apreciar los cambios introducidos por el fabricante en el modelo mHDR-v2r de la fuente MicroSelectron con respecto al modelo anterior, mHDR-v2. En la tabla 1 se recoge la composición de los materiales utilizados en las simulaciones. Los datos de la

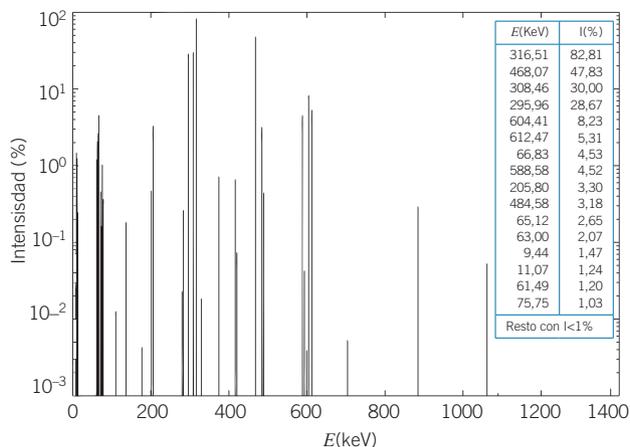


Fig. 2. Espectro de energía de los fotones emitidos en la desintegración del ¹⁹²Ir. Se incluye una tabla con las líneas del espectro que contribuyen con más de un fotón por cada 100 desintegraciones.

composición del acero inoxidable se han promediado a partir de las recomendaciones de composición estándares para este tipo de aleaciones⁸. Las composiciones del agua y del aire se han tomado siguiendo las recomendaciones del documento TG-43 U1².

En todos los casos se considera que el radionucleido ¹⁹²Ir se encuentra distribuido uniformemente en el núcleo central de iridio.

El ¹⁹²Ir es un nucleido producido mediante el bombardeo con neutrones de iridio metálico y con una vida media de 73,831(8) días* que se desintegra mediante emisión beta (con probabilidad 95,24(4)%) y captura electrónica (con probabilidad 4,76(4)%). La emisión de rayos X característicos y la desexcitación de los productos de la desintegración producen el espectro de emisión que se describe en la figura 2. Se ha considerado que se emiten 2,3575 fotones por cada desintegración. Estos valores han sido obtenidos del buscador de datos nucleares LUND/LBNL⁹. Los electrones emitidos directamente en la desintegración del núcleo no han sido simulados, siendo su contribución a los cálculos muy inferior a la incertidumbre en la definición de la geometría, la distribución del ¹⁹²Ir en la fuente o de la incertidumbre de las secciones eficaces utilizadas por los códigos de simulación¹⁰.

Código de simulación

PENELOPE¹¹ es un código MC de propósito general que permite simular el transporte de electrones y fotones de energías que van desde unos cientos de eV hasta 1 GeV en una gran variedad de materiales. Además, PENELOPE permite describir el transporte

* El valor entre paréntesis indica la incertidumbre sobre la última cifra significativa, léase 73,831(8) como 73,831 ± 0,008.

Tabla 1. Composición en porcentaje de fracción en peso de los materiales utilizados en las simulaciones.

Composición del material	Iridio	Nitinol	AISI 316L	AISI 304	Agua	Aire
H	---	---	---	---	11,1	0,073
C	---	---	0,03	0,08	---	0,012
N	---	---	0,1	0,1	---	75,033
O	---	---	---	---	88,9	23,608
Si	---	---	0,75	0,75	---	---
P	---	---	0,045	0,045	---	---
S	---	---	0,03	0,03	---	---
Ar	---	---	---	---	---	1,274
Ti	---	44,25	---	---	---	---
Cr	---	---	17	19	---	---
Mn	---	---	2	2	---	---
Fe	---	---	65,545	68,745	---	---
Ni	---	55,75	12	9,25	---	---
Mo	---	---	2,5	---	---	---
Ir	100	---	---	---	---	---
Densidad (g/cm ³)	22,42	6,5	8,03	5,6 (Cable GM) 4,81 (Cable MS)	0,998	1,20x10 ⁻³

de partículas en geometrías complejas y presenta una excelente descripción del transporte de electrones a bajas energías. Las interacciones de fotones descritas en el código son: dispersión Rayleigh, absorción fotoeléctrica, dispersión Compton y producción de pares. La dispersión Rayleigh se basa en la aproximación de Born con factores de forma no relativistas^{12,13}. En el caso de la absorción fotoeléctrica las secciones eficaces usadas por PENELOPE se extraen de la librería de secciones eficaces “Evaluated Photons Data Library”, EPDL¹⁴. La dispersión Compton se describe según la aproximación de impulso relativista¹⁵ donde se tiene en cuenta el efecto de ensanchamiento Doppler, que no está considerado en la librería de secciones eficaces EPDL97 ni en el programa XCOM¹⁶. En el rango energético de las simulaciones realizadas en este trabajo, $E < 600$ keV, no aplica la producción de pares. Estas características hacen de PENELOPE un instrumento útil para aplicaciones en física médica.

En este trabajo se ha utilizado la versión 2008.1 de dicho código de simulación.

Air-kerma strength (S_k)

Para la especificación de las fuentes de braquiterapia, el TG-43¹ define *air-kerma strength*, S_k , como la

tasa de kerma en aire en el seno de vacío a una distancia d , multiplicada por el cuadrado de esa distancia, d^2 .

$$S_k = K(d)d^2 \quad (1)$$

Además, el protocolo TG-43¹ recomienda, a la hora de determinar S_k , fijar una distancia d de 1 m en la dirección perpendicular al eje de la fuente, $\theta = \pi/2$, para fuentes lineales.

En el presente trabajo se ha calculado la tasa de kerma en aire en el seno de vacío en función del ángulo polar, θ , y de la distancia a la fuente, d , según la expresión¹⁷.

$$K(d, \theta) = \int \phi_E(\theta) E \frac{\mu_{tr}}{\rho}(E) dE \quad (2)$$

donde d y θ son las coordenadas polares del punto donde se calcula la tasa de kerma, $\phi_E(\theta)$ es la tasa de fluencia de fotones con energía E para el ángulo θ , E es la energía del fotón y $\mu_{tr}(E)/\rho$ es el coeficiente másico de transferencia de energía para el medio, aire en nuestro caso.

En el caso en que la fracción de energía de las partículas cargadas perdida por procesos radiativos, g , sea despreciable, situación que ocurre en el rango de energía de las fuentes de ¹⁹²Ir y para los valores de Z de los materiales considerados¹⁸, el coeficiente másico de transferencia de energía se puede aproximar por el coeficiente másico de absorción de energía:

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1 - g) \cong \frac{\mu_{tr}}{\rho} \quad (3)$$

Los coeficientes máxicos de absorción de energía en aire se han obtenido por interpolación de los datos publicados por el NIST¹⁹. La interpolación se ha realizado utilizando un algoritmo de interpolación segmentaria cúbica.

La fluencia de fotones se ha determinado mediante simulaciones MC, considerando una geometría con la fuente inmersa en vacío y acumulando los fotones que atraviesan una esfera de 1 m de radio centrada en el núcleo activo de la fuente en función de su energía y el ángulo polar. La discretización utilizada para la superficie ha sido de $\Delta\theta=1^\circ$. La energía del fotón detectado en la superficie, se ha acumulado en un histograma de anchura $\Delta E=1$ keV, para evitar posibles artefactos debido al uso de celdas de anchura mayor¹⁰. Salvo el valor DSMAX, todos los parámetros de simulación han sido fijados en valores iguales para todos los materiales: C1=0,05, C2=0,05, WCC=10⁴ eV, WCR=10³ eV. Las energías de corte utilizadas han sido: EABS para electrones de 10⁹ eV y EABS para fotones de 5x10³ eV. Para el parámetro DSMAX se ha elegido un valor de 0,006 cm para el iridio, 0,0005 cm para el aire, 0,001 cm para el encapsulado y 0,009 cm para el cable. El número de historias simuladas ha sido de 6,4x10¹⁰ para todas las fuentes.

En estas condiciones la tasa de kerma en aire en el seno de vacío se ha calculado siguiendo la expresión:

$$K(d, \theta) = \sum_i \phi_i(\theta) E_i \frac{\mu_{en}(E_i)}{\rho} \Delta E \quad (4)$$

donde E_i es el valor central de cada celda de acumulación del histograma de energía de anchura ΔE .

Para estudiar la influencia que tienen los fotones de baja energía del espectro ($E < 14$ keV) y los rayos X característicos de la capa L del iridio ($E = 13,4$ keV), en el cálculo del kerma, se han realizado dos grupos de simulaciones MC; uno teniendo en cuenta y otro eliminando estos fotones de baja energía en las simulaciones, fijando para ello los valores de energía de absorción de fotones en 20 keV para el iridio y en 5 keV para la cápsula.

Tasa de dosis absorbida en agua

Para el cálculo de la tasa de dosis absorbida en agua, la fuente se ha considerado inmersa en un maniquí semi-infinito de agua ($\rho = 0,998$ g/cm³, radio = 1 m) con el centro del sistema de coordenadas en el centro del núcleo de iridio y el eje Z a lo largo de la fuente (cuyo sentido positivo se ha definido hacia la terminación de la cápsula).

Con objeto de realizar algunas comparaciones con otros datos publicados que no comparten estas condiciones de cálculo, se han realizado simulaciones en un

maniquí finito de 15 cm de radio y utilizando un valor de 1 g/cm³ para la densidad del agua.

El número de historias simulado ha sido de 1,575x10¹⁰ para la fuente GammaMed Plus, 1,05x10¹⁰ para las fuentes MicroSelectron mHDR-v2 y MicroSelectron mHDR-v2r y 0,96x10¹⁰ para la fuente VariSource 2000. Para la realización del cálculo, se ha ido acumulando la energía depositada en cada interacción simulada del transporte de electrones y fotones, obteniéndose posteriormente la tasa de dosis absorbida por unidad de S_k en el volumen de acumulación. Se han utilizado dos discretizaciones espaciales diferentes: una cilíndrica con celdas anulares de $\Delta z = 0,05$ cm y $\Delta r = 0,05$ cm y una discretización en coordenadas esféricas con celdas de $\Delta r = 0,05$ cm y $\Delta\theta = 1^\circ$.

En el cálculo de la tasa de dosis absorbida en agua se han utilizado los mismos valores para los parámetros de simulación que en el caso del cálculo del kerma, salvo las energías de corte que han sido: EABS para electrones de 10⁵ eV y EABS para fotones de 10³ eV. Para el parámetro DSMAX para el agua se ha elegido un valor de 10³⁵ cm. Estos valores garantizan que los electrones con energía por debajo de la energía de absorción tienen un alcance (en la aproximación de frenado continuo) inferior a la mitad de cualquier dimensión de las celdas de acumulación de energía, en sintonía con las recomendaciones sobre la elección del parámetro EABS del manual de PENELOPE¹¹.

Con los datos obtenidos se ha realizado una tabla 2D para la tasa de dosis absorbida en agua y se han calculado la constante de tasa de dosis absorbida, la función radial de dosis y la función de anisotropía siguiendo el protocolo AAPM TG-43¹ para la aproximación de fuente lineal. La longitud de la fuente activa considerada para cada modelo de fuente ha sido de 3,5 mm para la fuente GammaMed Plus, 3,6 mm para la fuente MicroSelectron mHDR-v2, 3,5 mm para la fuente MicroSelectron mHDR-v2r y 5 mm para la fuente VariSource 2000.

Recopilaciones y bibliografía previa

Los datos obtenidos se han comparado con los datos recogidos en sendas recopilaciones de parámetros dosimétricos de fuentes de braquiterapia que son accesibles en http://www.physics.carleton.ca/clrp/seed_database²⁰, donde se pueden consultar los datos obtenidos por Taylor et al.²¹ mediante cálculos homogéneos con el código EGSnrc y en <http://www.uv.es/braphyqs>²², donde se recogen de forma detallada los resultados de diversos autores^{4,6,7} y donde las características de las simulaciones (tamaño de maniquí, código de simulación, etc.) dependen de la referencia utilizada.

También se incluyen en las comparaciones los resultados obtenidos con PENELOPE por Berenguer et al.²³ y Casado et al.²⁴, y los recientes resultados de Granero et al.⁵ para la fuente MS-v2r accesibles en ftp://ftp.aip.org/epaps/medical_phys/E-MPHYA6-38-055101.

Incertidumbres

La incertidumbre que acompaña a los resultados es la debida al ruido estadístico de las simulaciones, evaluada siguiendo la metodología descrita por Salvat et al.¹¹. Las incertidumbres mostradas corresponden a una desviación estándar. Se ha utilizado la propagación cuadrática de las incertidumbres para el cálculo de la misma en las magnitudes derivadas de los resultados de las simulaciones: constante de tasa de dosis absorbida, función radial de dosis, función de anisotropía, etc. Estas incertidumbres son las denominadas de tipo A²⁵.

En cuanto a las incertidumbres de tipo B, éstas no han sido incluidas en el análisis. En la actualización del documento TG-43 U1² y en el protocolo AAPM TG-138²⁶ se puede encontrar una discusión detallada de su estimación en el ámbito de las fuentes de braquiterapia y de las dificultades asociadas a esta cuestión.

Resultados y discusión

Tasa de kerma en aire

El valor de *air-kerma strength* (S_k) por unidad de actividad en el punto de referencia para el formalismo del TG-43¹ ($d=1$ m, $\theta=90^\circ$) obtenido para las distintas fuentes analizadas ha sido de:

- **Fuente GammaMed Plus:** $9,87(2) \times 10^{-8}$ U/Bq.
- **Fuente VariSource 2000:** $10,32(2) \times 10^{-8}$ U/Bq. Este valor está en buen acuerdo con el obtenido por Casado et al.²⁴, $10,15(21) \times 10^{-8}$ U/Bq, y por Angelopoulos et al.⁷, $10,27(5) \times 10^{-8}$ U/Bq.
- **Fuente MicroSelectron mHDR-v2:** $9,78(2) \times 10^{-8}$ U/Bq. Este valor está en buen acuerdo con el obtenido por Berenguer et al.²³, $9,82(3) \times 10^{-8}$ U/Bq.
- **Fuente MicroSelectron mHDR-v2r:** $9,86(2) \times 10^{-8}$ U/Bq. Este valor difiere en el 0,8% del valor obtenido para el modelo mHDR-v2.

En la figura 3 se presenta el valor de la tasa de kerma en aire en el seno de vacío en función del ángulo polar a 1 m para las fuentes analizadas, en ella se aprecia una dependencia significativa con éste.

Siguiendo el trabajo de Borg et al.¹⁰ en que se estudia la influencia de los fotones de baja energía en el valor del *air-kerma strength*, se han realizado simulaciones MC teniendo y no teniendo en cuenta estos fotones de baja energía. Nuestros resultados arrojan que el no tener en cuenta los fotones de energía inferior a 20 keV en el iridio y de energía inferior a 5 keV en la cápsula de acero conlleva una reducción del 0,01%. Por otra parte la inclusión de los fotones de baja energía no conlleva un coste significativo, en cuanto al tiempo de simulación, con respecto a no tenerlos en cuenta.

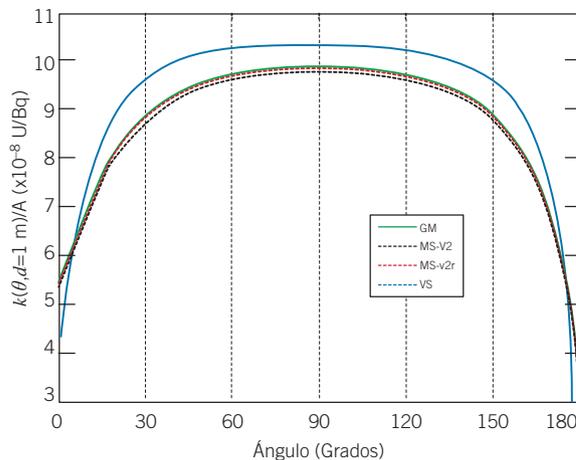


Fig. 3. Tasa de kerma en aire a 1 m por unidad de actividad como función del ángulo polar, $K(\theta, d = 1\text{m})/A$.

Tablas de tasa de dosis absorbida

Se ha realizado la comparación de los datos obtenidos de la dosis absorbida en agua en coordenadas cilíndricas con los datos bibliográficos comentados anteriormente. Con el número de historias simuladas se ha conseguido que la incertidumbre estadística se mantenga por debajo del 2% en todo el espacio considerado, salvo en el eje longitudinal, debido al pequeño tamaño de las celdas de acumulación. En el punto de referencia ($r=1$ cm y $z=0$ cm) la incertidumbre estadística es del 0,1%.

En la figura 4 se muestra un mapa de diferencias de la distribución de tasa de dosis absorbida para cada tipo de fuente. Las comparaciones muestran un buen acuerdo de los valores obtenidos en este trabajo con PENELOPE frente a los obtenidos por Taylor et al.²¹ con EGSnrc, salvo pequeñas diferencias en contacto con la fuente y el cable. El valor promedio de las diferencias** encontradas ha sido de -0,01% para GM (con un rango entre -1,6% y 3,0%), 0,2% para MS-v2 (con un rango entre -1,1% y 0,9%) y -0,14% para VS (con un rango entre -2,7% y 1,7%). En la comparación con los datos publicados por Granero et al.⁵ para la nueva geometría MS-v2r, la diferencia promedio encontrada ha sido de un 0,2% (con un rango entre el -2,3% y el 2,7%). En el caso de la comparación para la fuente GM con el trabajo de Ballester et al.⁶, se ha utilizado la simulación con maniquí semi-infinito encontrándose un buen acuerdo con una diferencia promedio de -0,4% con un rango entre -1,8% y 0,9%. Para realizar las comparaciones de los resultados de la fuente MS-v2 frente al trabajo de Daskalov et al.⁴ y de la fuente VS frente a los resultados obtenidos por Casado et al.²⁴ se han utilizado los resultados obtenidos con simulaciones realizadas en un maniquí finito de 15 cm de radio. Para la fuente

** Se han eliminado de las comparaciones entre matrices los puntos con radio menor de 5 mm.

Tabla 2.: Comparación de la constante de tasa de dosis absorbida en cGy/hU.

	Este trabajo	Datos en referencias		
GM	1,111(2)	1,118(3) [ref. 6]	1,115(3) [ref. 21]	---
MS-v2	1,111(2)	1,108(2) [ref. 4]	1,109(2) [ref. 21]	1,110(4) [ref. 23]
MS-v2r	1,112(2)	1,1121(8) [ref. 5]	---	---
VS	1,096(2)	1,101(6) [ref. 7]	1,099(2) [ref. 21]	1,10(3) [ref. 24]

MS-v2 los resultados muestran pequeñas diferencias de entre -1,4% y 0,6% con un promedio de -0,2%. En el caso de la fuente VS, las diferencias encontradas son algo superiores con un promedio del -0,3% y un rango entre el -1,7% y el 1,1%, obviando en la comparación los valores tabulados en la referencia con solo dos cifras significativas en valores extremos de la matriz de resultados.

Parámetros y funciones según TG-43¹

Se han calculado los parámetros y funciones establecidas por el protocolo del grupo de trabajo de la AAPM TG-43¹. La constante de tasa de dosis absorbida obtenida en este trabajo con PENELOPE se compara con los datos previos disponibles en la tabla 2. Para MS-v2,

MS-v2r y VS el acuerdo entre los valores ha sido bueno, mientras que para GM existe una diferencia significativa si atendemos a las incertidumbres de los resultados, aunque las diferencias encontradas son inferiores al 1%. Esta diferencia podría deberse a las diferencias en la biblioteca de secciones eficaces utilizada en Geant3.21 (código utilizado por Ballester et al.⁶).

En la tabla 3 se muestran los valores obtenidos para la función radial de dosis a través de la discretización en coordenadas cilíndricas cuando las simulaciones se realizan en el seno de un maniquí semi-infinito. En la figura 5 se compara *** la función radial de dosis calculada en estas condiciones.

La función radial de dosis es el parámetro que muestra más claramente la influencia del tamaño de maniquí en los cálculos realizados. Se observa que para valores de radio de hasta 5 cm, las diferencias se mantienen por debajo del 1%, pero a partir de este punto las diferencias crecen rápidamente (2% a 6 cm, 4% a 8 cm y 7% a 10 cm). Esta situación ya ha sido tratada por otros autores^{23,27,28}.

Para poder discutir la validez de nuestras simulaciones frente a los datos con maniquí finito para el modelo de fuente MS-v2 y la fuente VS, se presentan los resultados para maniquí de 15 cm de radio en la figura 6. Una vez tenido esto en cuenta, las diferencias encontradas son muy bajas (entre -1% y 1%) tanto en el caso de maniquí semi-infinito como maniquí finito.

La dependencia de la función radial de dosis con el tamaño de maniquí utilizado, hace evidente la necesidad de conocer a qué tamaño de maniquí corresponden los datos introducidos en los sistemas de planificación en caso de querer determinar la dosis absorbida a distancias radiales superiores a 5 cm (caso de estimación de dosis absorbida en órganos lejanos al tratamiento o implantes en zonas superficiales como mama, cuello, etc.).

Algunos valores de la función de anisotropía (a través de la discretización en coordenadas esféricas) se muestran en la tabla 4. El grado de acuerdo de los datos obtenidos en este trabajo con PENELOPE con respecto a las referencias utilizadas nos arroja unas diferencias en valor absoluto por debajo del 2%. Además, por la definición de la función de anisotropía, ésta no presenta una dependencia apreciable con el tamaño de maniquí empleado en la simulación.

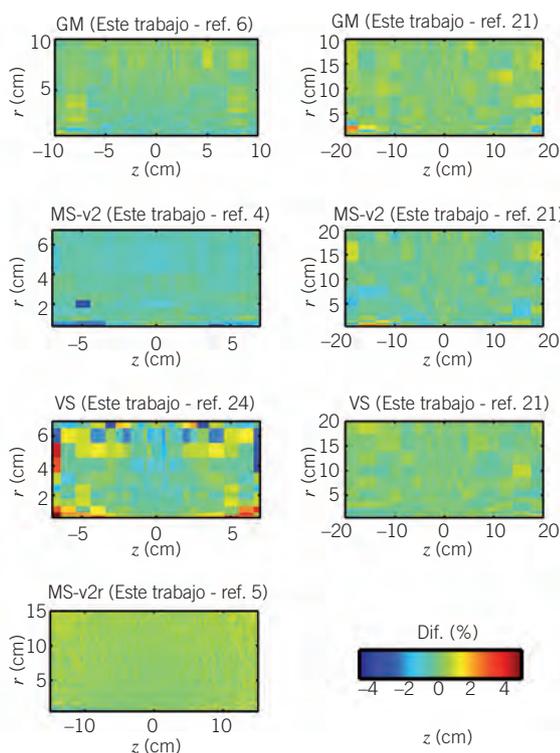


Fig. 4. Diferencia local en % de la tasa de dosis absorbida calculada en este trabajo frente a la obtenida en las publicaciones indicadas. Cada píxel corresponde a un punto de la tabla de datos de la referencia con que se compara.

*** Se han eliminado de las comparaciones los puntos con radio menor de 5 mm.

Tabla 3.: Valores de la función radial de dosis para un maniquí semi-infinito obtenidos en este trabajo.

r (cm)	GM	MS-v2	MS-v2r	VS
0,25	0,994(1)	0,993(1)	0,993(1)	0,992(1)
0,5	0,996(1)	0,999(1)	0,994(1)	0,997(1)
0,75	0,995(1)	0,996(1)	0,996(1)	1,002(1)
1	1,000(1)	1,000(2)	1,000(2)	1,000(2)
1,5	1,001(1)	1,002(2)	1,003(2)	1,004(2)
2	1,002(1)	1,005(2)	1,003(2)	1,011(2)
3	1,006(2)	1,004(2)	1,007(2)	1,010(2)
4	1,004(2)	1,008(2)	1,011(2)	1,014(2)
5	1,006(2)	1,003(2)	1,002(2)	1,014(2)
6	0,990(2)	0,994(2)	0,991(2)	1,008(2)
7	0,985(2)	0,987(2)	0,994(2)	0,993(2)
8	0,974(2)	0,975(3)	0,968(3)	0,982(3)
9	0,953(2)	0,960(3)	0,955(3)	0,966(3)
10	0,947(2)	0,941(3)	0,940(3)	0,949(3)
12	0,899(2)	0,897(3)	0,899(3)	0,905(3)
14	0,847(2)	0,852(3)	0,847(3)	0,854(3)
16	0,795(2)	0,794(3)	0,792(3)	0,809(3)
18	0,742(2)	0,743(3)	0,741(3)	0,747(3)
20	0,693(2)	0,682(3)	0,690(3)	0,688(3)
25	0,550(2)	0,546(3)	0,552(3)	0,556(3)
30	0,422(2)	0,420(3)	0,424(3)	0,423(3)

Los valores y tablas de los que se han obtenido todos los resultados y datos de este trabajo pueden consultarse en el enlace <http://bqseeds.sarh.es>. En él se presentan tablas 2D de tasa de dosis absorbida en agua en coordenadas cilíndricas, constante de tasa de dosis absorbida, función radial de dosis y función de anisotropía para la aproximación de fuente lineal, para los modelos de fuente aquí descritos.

Conclusiones

Se han realizado simulaciones MC para la caracterización dosimétrica completa de las fuentes de ¹⁹²Ir más extendidas en España con el código de simulación PENELOPE versión 2008.1, siguiendo las recomendaciones actuales. Se ha puesto de manifiesto la dependencia angular de la intensidad de kerma en aire para este tipo de fuentes, así como las diferencias que existen en este valor entre las tres fuentes consideradas.

Se ha obtenido la tasa de dosis absorbida en agua, calculándose además la función radial de dosis y la función de anisotropía. Los resultados obtenidos están en buen acuerdo con los datos publicados, también obtenidos con simulaciones MC, pudiéndose explicar las diferencias entre ellos como debidas a la diferencia en los modelos de interacción y transporte que implementan los distintos códigos de simulación, así como las pequeñas diferencias

Tabla 4. Comparación de valores de función de anisotropía obtenidos en este trabajo (P-2008) con los resultados de la discretización en coordenadas esféricas en algunos puntos significativos. En "varios" se agrupan los resultados de Ballester et al.⁶ para MS-v2, de Daskalov et al.⁴ para MS-v2r, de Granero et al.⁵ para MS-v2, de Angelopoulos et al.⁷ para VS. (*) Valor más cercano; (+) Valor interpolado.

Ángulo	r(cm)	1					5					10					15						
		Fuente	GM	MS-v2	MS-v2r	VS																	
30°	Ref. 22	0,902(2)	0,904(2)	0,904(2)	0,940(2)	0,940(2)	0,922(2)	0,919(1)	---	0,946(2)	0,933(2)	0,932(1)	---	0,953(2)	0,942(2)	0,940(1)	---	0,955(2)	0,942(2)	0,942(2)	0,940(1)	---	0,955(2)
	P-2008	0,915(2)	0,903(2)	0,909(2)	0,941(2)	0,941(2)	0,921(2)	0,922(2)	0,923(2)	0,946(2)	0,933(2)	0,928(2)	0,942(2)	0,955(2)	0,939(2)	0,944(2)	0,950(2)	0,955(2)	0,939(2)	0,944(2)	0,944(2)	0,950(2)	0,955(2)
	Varios	0,912	0,9	0,911	0,94 (*)	0,94 (*)	0,927	0,91	0,926	0,94 (*)	0,939	---	0,938	0,95 (*)	0,945	---	0,944	0,95 (*)	0,945	---	---	0,944	0,95 (*)
60°	Ref. 22	0,980(2)	0,983(2)	---	0,991(2)	0,991(2)	0,990(2)	0,984(1)	---	0,990(2)	0,990(2)	0,989(1)	---	0,991(2)	0,990(2)	0,988(1)	---	0,990(2)	0,984(2)	0,988(1)	0,988(1)	---	0,990(2)
	P-2008	0,989(2)	0,981(2)	0,983(2)	0,992(2)	0,992(2)	0,987(2)	0,986(2)	0,982(2)	0,990(2)	0,987(2)	0,984(2)	0,990(2)	0,991(2)	0,984(2)	0,989(2)	0,993(2)	0,990(2)	0,984(2)	0,989(2)	0,989(2)	0,993(2)	0,990(2)
	Varios	0,985	0,98 (*)	0,985	0,99 (+)	0,99 (+)	0,989	0,98 (*)	0,987	0,99 (+)	0,988	---	0,989	0,99 (+)	0,988	---	0,989	0,99 (+)	0,988	---	---	0,989	0,99 (+)
120°	Ref. 22	0,983(2)	0,987(2)	---	0,996(2)	0,996(2)	0,988(2)	0,980(1)	---	0,990(2)	0,987(1)	---	0,993(2)	0,990(2)	0,986(1)	---	0,990(2)	0,985(2)	0,989(2)	0,986(1)	---	0,990(2)	0,988(2)
	P-2008	0,987(2)	0,981(2)	0,987(2)	0,993(2)	0,993(2)	0,985(2)	0,983(2)	0,986(2)	0,990(2)	0,985(2)	0,988(2)	0,985(2)	0,992(2)	0,985(2)	0,989(2)	0,993(2)	0,988(2)	0,985(2)	0,989(2)	0,989(2)	0,993(2)	0,988(2)
	Varios	0,985	0,91 (*)	0,985	0,99 (+)	0,99 (+)	0,988	0,93 (*)	0,987	0,99 (+)	0,988	---	0,989	0,99 (+)	0,989	---	0,989	0,99 (+)	0,989	---	---	0,989	0,99 (+)
150°	Ref. 22	0,906(2)	0,903(2)	---	0,941(2)	0,941(2)	0,923(2)	0,915(1)	---	0,945(2)	0,936(2)	0,930(1)	---	0,954(1)	0,943(2)	0,939(1)	---	0,954(1)	0,943(2)	0,939(1)	---	0,954(1)	0,953(2)
	P-2008	0,913(2)	0,899(2)	0,908(2)	0,944(2)	0,944(2)	0,924(2)	0,917(2)	0,926(2)	0,944(2)	0,934(2)	0,926(2)	0,935(2)	0,953(2)	0,933(2)	0,942(2)	0,947(2)	0,953(2)	0,933(2)	0,942(2)	0,942(2)	0,947(2)	0,953(2)
	Varios	0,914	0,90 (+)	0,910	0,95 (*)	0,95 (*)	0,93	0,92 (+)	0,924	0,95 (*)	0,94	---	0,936	0,95 (*)	0,94	---	0,942	0,95 (*)	0,94	---	---	0,942	0,95 (*)

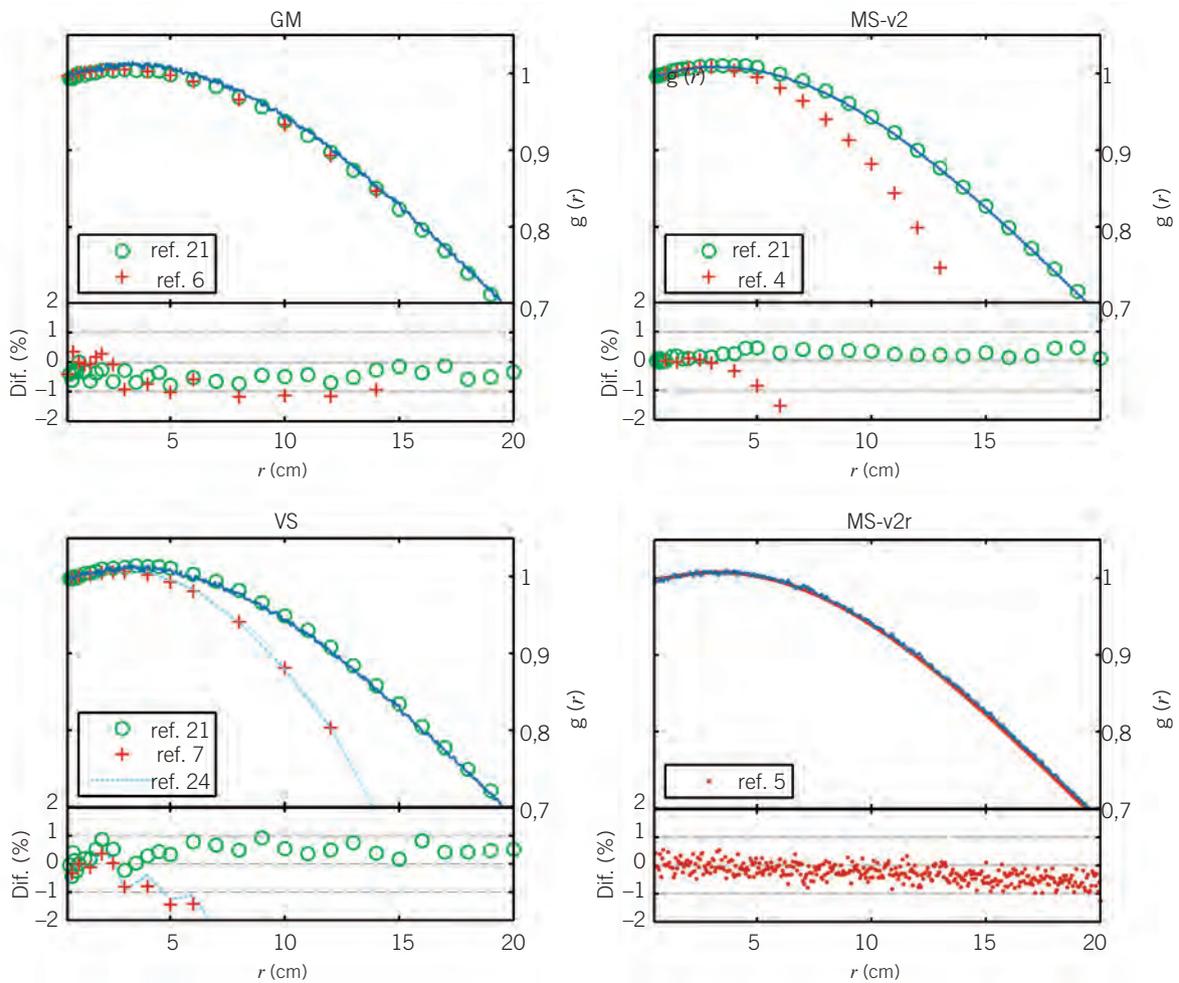


Fig. 5. Representación de la función radial de dosis junto con las diferencias en % de los resultados obtenidos en este trabajo para maniquí semi-infinito y las publicaciones estudiadas.

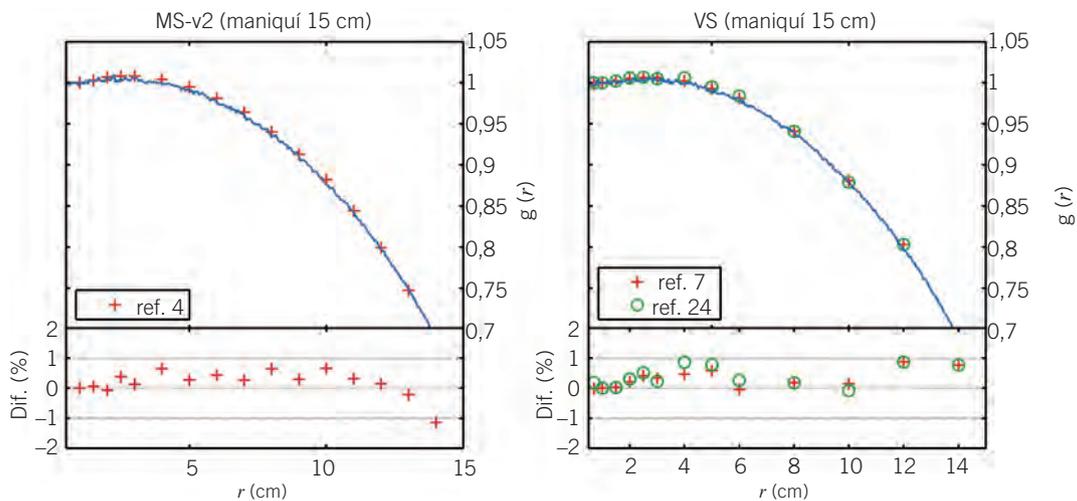


Fig. 6. Representación de la función radial de dosis junto con las diferencias en % de los resultados obtenidos en este trabajo para maniquí de 15 cm de radio y las publicaciones estudiadas.

en la descripción geométrica de las fuentes. Los resultados se han obtenido con mayor resolución espacial, menor incertidumbre estadística y mayor rango que los publicados previamente. Por otro lado, las simulaciones y cálculos se han realizado siguiendo la misma metodología, la cual ha sido descrita detalladamente en este artículo. Esto facilita la intercomparación de los resultados obtenidos para las distintas fuentes, ofreciendo un conjunto de datos dosimétricos compacto para las fuentes de ^{192}Ir más usadas en España obtenidos con PENELOPE 2008.1.

Cabe destacar que el acuerdo entre todos los resultados obtenidos en este trabajo con PENELOPE y la recopilación de resultados de Taylor et al.²¹, obtenida con EGSnrc, es excelente. Respecto al resto de publicaciones, los diferentes tamaños de maniquí hacen que los resultados no puedan compararse de forma homogénea con el grupo de datos obtenidos y debemos acudir a simulaciones realizadas con tamaños de maniquí finito.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el Ministerio Español de Ciencia e Innovación bajo el contrato FPA2009-14091-C02-02.

Bibliografía

- Nath R, Anderson L, Luxton G, Weaver K, Williamson J, Meigooni A. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43, *Med Phys* 1995;22:209–34.
- Rivard M, Coursey B, DeWerd L, Hanson W, Saiful Huq M, Ibbott G, Mitch M, Nath R, Williamson J. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. *Med Phys* 2004;31:633–74.
- Li Z, Das R, DeWerd L, Ibbott G, Meigooni A, Pérez-Calatayud J, Rivard M, Sloboda R, Williamson J. Dosimetric prerequisites for routine clinical use of photon emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV. *Med Phys* 2007;34:37–40.
- Daskalov G, Löffler E, Williamson J. Monte-Carlo aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. *Med Phys* 1998;25:2200–8.
- Granero D, Vijande J, Ballester F, Rivard M. Dosimetry revisited for the HDR. ^{192}Ir brachytherapy source model mHDR-v2. *Med Phys* 2011;38:487–94.
- Ballester F, Puchades V, Lluch J, Serrano-Andrés M, Limami Y, Pérez-Calatayud J, Casal E. Technical note: Monte-Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus ^{192}Ir sources. *Med Phys* 2001;28:2586–91.
- Angelopoulos A, Baras P, Sakelliou L, Karaiskos P, Sandilos P. Monte Carlo dosimetry of a new ^{192}Ir high dose rate brachytherapy source. *Med Phys* 2000;27:2521–7.
- http://www.stal.com.cn/e_technicaldata.asp.
- Chu S, Ekström L, Firestone R. The Lund/LBNL Nuclear Data Search, Version 2.0, Feb 1999, disponible en <http://nucleardata.nuclear.lu.se/NuclearData/toi/>
- Borg J, Rogers D. Monte Carlo calculations of photon spectra in air from Ir-192 sources. NRC Report PIRS-629R, 1998.
- Salvat F, Fernández-Varea JM, Sempau J. PENELOPE-2008: A code system for Monte Carlo simulation of electron and photon transport. Workshop Proceedings, Barcelona, Spain.
- Born M. Atomic Physics. Blackie and Son, London.
- Hubbell J, Veigle W, Briggs E, Brown R, Cromet D, Howerton R. Atomic form factors, incoherent scattering functions, and photon scattering cross sections. *J Phys Chem Ref Data* 1975;4:471–538.
- Cullen D, Hubbell J, Kissel L. EPDL97 The evaluated photon data library, '97 version, Report UCRL-50400 vol.6, rev.4, parts A and B (Livermore, CA: Lawrence Livermore National Laboratory).
- Ribberfors R. X-ray incoherent scattering total cross sections and energy-absorption cross sections by means of simple calculation routines. *Phys Rev A* 1983;27:3061–70.
- Berger M, Hubbell J. XCOM: Photon Cross Sections on a Personal Computer, Report NBSIR 87-3597 (Gaithersburg, MD: NIST), 1987.
- ICRU (1998). Fundamental Quantities and Units for Ionising Radiation. Report No. 60, International Commission on Radiation Units and Measurements, 7910 Woodmont Ave., Bethesda, Maryland 20814.
- Higgins P, Attix F, Hubbell J, Seltzer S, Berger M, Sibata C. Mass Energy-Transfer and Mass Energy-Absorption coefficients, including in-flight positron annihilation for photon energies 1 keV to 100 MeV. NISTIR 4680, National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD (1991).
- Hubbell J, Seltzer S. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients (version 1.03). <http://physics.nist.gov/xaamdi> [2004]. NIST, Gaithersburg, MD.
- Taylor R, Rogers D. An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters. *Med Phys*, 2008;35:4228–41.
- Taylor R, Rogers D. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for ^{192}Ir and ^{169}Yb brachytherapy sources. *Med Phys* 2008;35:4933–4944.
- Lis M, Ballester F, Pérez-Calatayud J. Parámetros Dosimétricos de fuentes de Cs-137 e Ir-192 en Braquiterapia, <http://www.uv.es/braphyqs>.
- Berenguer R, Rivera M, Núñez A, Gutiérrez M. Evaluación de la dosimetría de una fuente de Ir-192 de alta tasa en un medio con dispersión incompleta mediante cálculo de Monte Carlo. *Rev Fis Med* 2006;7(3):107–112.
- Casado F, García-Pareja S, Cenizo E, Mateo B, Bodineau C, Galán P. Dosimetric characterization of an ^{192}Ir brachytherapy source with the Monte Carlo code PENELOPE. *Phys Med* 2010;26(3):132–139.
- Evaluation of measurement data-Guide to the expression of uncertainty in measurement, International Organization for Standardization (ISO). Joint Committee for Guides in Metrology (JCGM 100, 2008). Corrected version 2010. http://www.bipm.org/utis/common/documents/jcgm/JCGM_100_2008_E.pdf.
- DeWerd L, Ibbott G, Meigooni A, Mitch M, Rivard M, Stump K, Thomadsen B, Venselaar J. A dosimetric uncertainty analysis for photon-emitting brachytherapy sources: report of AAPM Task Group No. 138 and GEC-ESTRO. *Med Phys* 2011;38:782–801.
- Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F. Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies. *Med Phys* 2004;31:2075–81.
- Melhus C, Rivard M. Approaches to calculating AAPM TG-43 brachytherapy dosimetry parameters for ^{137}Cs , ^{125}I , ^{192}Ir , ^{103}Pd , and ^{169}Yb sources. *Med Phys* 2006;33:1729–37.