Revista de Física Médica 2006; 7(3): 107-112 **ARTÍCULO CIENTÍFICO**

Evaluación de la dosimetría de una fuente de Ir-192 de alta tasa en un medio con dispersión incompleta mediante cálculo de Monte Carlo

R. Berenguer Serrano, M. Rivera Giménez, A. T. Núñez Quintanilla, M. Gutiérrez Pérez

Servicio de Radioterapia. Complejo Hospitalario Universitario de Albacete.

Monte Carlo dosimetric evaluation of a high dose rate Ir-192 source in an incomplete scatter environment

Resumen

En nuestro centro, en ocasiones se presentan pacientes con tumores superficiales en los que puede que esté indicado el tratamiento braquiterápico pero en los que resulta complicado implantar agujas intersticiales o tubos flexibles. En tal caso, se opta por adaptar una máscara termoplástica al paciente y sobre ella fijar unos tubos plásticos distribuidos de forma paralela, cubriendo la región del tratamiento.

El objetivo de este trabajo consiste en comparar la distribución de dosis absorbida mediante un cálculo de Monte Carlo de una fuente de Ir-192 de alta tasa de dosis absorbida (NUCLETRON mHDR-v2) en un medio con dispersión incompleta, tal y como se presentaría en un paciente de dichas características, frente a la distribución de la dosis absorbida que produce dicha fuente en un medio ilimitado de agua tal y como lo calcula un sistema de planificación comercial de braquiterapia. La infradosificación encontrada en los puntos considerados de interés alcanzó hasta el 6%. Esta infradosificación puede ser contrarrestada (por debajo del 2%) simplemente con el empleo de un "bolus" de 2 cm de grosor colocado sobre la fuente. Además, se realizaron medidas experimentales con el fin de verificar los resultados de las simulaciones, mostrando un buen acuerdo entre ambas.

Palabras clave: GEANT4. Dispersión incompleta. Braquiterapia. Bolus. Monte Carlo. Dosimetría.

Abstract

In our centre, sometimes we find patients with superficial cancers treated with brachytherapy in which implantation of interstitial needles or flexible implant tubes turns out to be complicated. In such cases, we decide to adapt a thermoplastic mask to the patient and fix some flexible tubes on to the mask, distributed in a parallel form, covering the treatment area.

The aim of this work consist of comparing the absorbed dose rate distribution, by means of a Monte Carlo calculation, of a high dose rate Ir-192 source (NUCLETRON mHDR-v2) in an incomplete scatter environment just as would be presented in a real case with the previous characteristics, with the absorbed dose rate distribution of this source in an full scatter environment of water as is calculated in a commercial treatment planning system of brachytherapy. The magnitude of the underdosage found reached to 6% in the considered points of interest. This underdosage could be simply counteracted (below 2%) by the use of a "bolus" with a thickness of 2 cm placed over the source. Apart from that, measurements were done in order to verify the simulation results, and both showed good agreement.

Key words: GEANT4. Incomplete scatter. Brachytherapy. Bolus. Monte Carlo. Dosimetry.

Introducción

Los sistemas de planificación de braquiterapia que existen en la actualidad no tienen en cuenta los efectos de las heterogeneidades, ni los efectos de falta de medio dispersor, es decir, suponen condiciones de dispersión completa, a la hora de realizar el cálculo dosimétrico.

En ocasiones, se presentan pacientes con tumores superficiales en los que puede que esté indicado el tratamiento con braquiterapia, pero en los que resulta complicado realizar un implante insertando agujas intersticiales o tubos flexibles; y en tal caso se opta por adaptarle al paciente una máscara termoplástica en la que se fijan unos tubos flexibles distribuidos de forma paralela cubriendo la región de tratamiento.

En braquiterapia intraoperatoria de alta tasa, se presenta también la situación de ausencia de medio dispersor.

Correspondencia: Roberto Berenguer Serrano. Servicio de Radioterapia. Complejo Hospitalario Universitario de Albacete. c/ Hnos. Falcó 37. 02006 Albacete.
E-mail: roberto0099@yahoo.com
Fecha de recepción: 21-4-2006
Fecha de aceptación: 24-10-2006

Así, Raina y cols[1], a partir del aplicador Freiburg de NUCLETRON y suponiendo una situación clínica real con varios catéteres y varias posiciones de parada por catéter, evaluaron este problema de forma experimental (mediante el uso de una matriz lineal de cámaras de ionización), y encontraron una infradosificación de hasta un 13% respecto a la dosis absorbida prescrita. Observaron que esta infradosificación se incrementaba a medida que aumentaba la profundidad del punto de prescripción (desde 0,5 cm hasta 1,5 cm respecto a la superficie del aplicador o, equivalentemente, desde 1 cm hasta 2 cm desde la fuente). También encontraron que esta diferencia era independiente del área irradiada. A modo de conclusión, este artículo recomienda el empleo de hasta 15 cm de bolus para asegurar unas condiciones de dispersión plena en torno al aplicador y al volumen blanco. Observando sus gráficos, se aprecia, sin embargo, que ya con 3 cm de bolus la infradosificación está en torno al 3% aproximadamente.

El objetivo de este trabajo consiste en comparar la distribución dosimétrica en unos puntos considerados de interés (plano central y hasta 2 cm desde la fuente) de una fuente de Ir-192 de alta tasa de dosis absorbida (NUCLETRON mHDR-v2), en un medio "ilimitado" de agua (tal y como lo haría un sistema de planificación comercial de Braquiterapia) frente a una situación como la mostrada en la fig. 1 que intenta simular la situación real del tratamiento en condición de dispersión incompleta (sin o con bolus). Al efecto de realizar dicha comparación se han realizado simulaciones Monte Carlo. También se evaluó qué cantidad de material dispersor (bolus) era necesario colocar sobre la fuente a fin de reducir a un

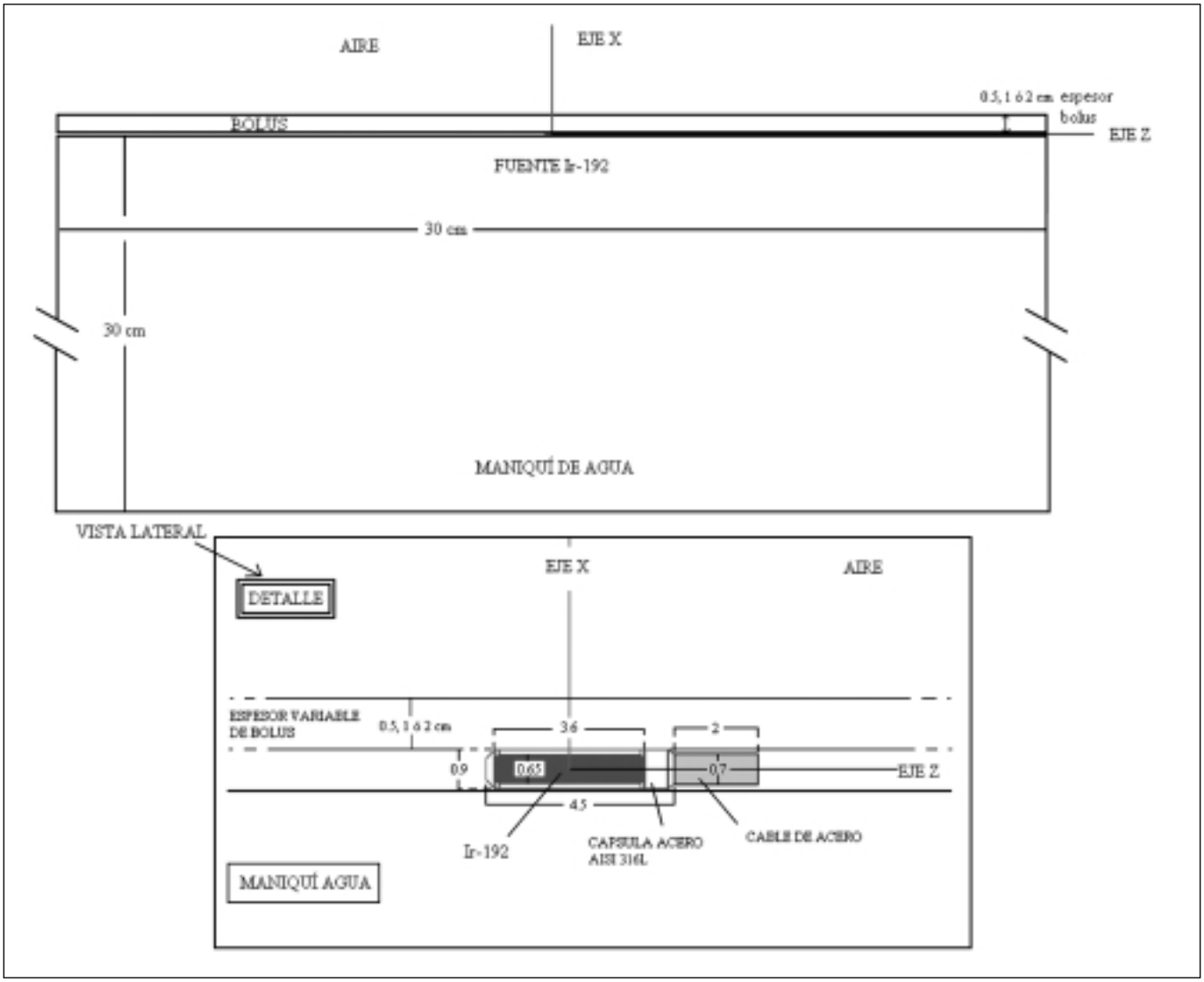

Fig. 1. Vista lateral de la fuente situada centrada en una de las superficies de un maniquí cúbico de agua de 30x30x30 cm^3. Sobre la fuente se encuentra directamente aire (situación de dispersión incompleta) o bien un bolus de 0,5, 1 ó 2 cm de espesor. En el detalle se aprecian algunas de las cotas (en mm) y materiales de la fuente de Ir-192 de alta tasa NUCLETRON mHDR-v2 tomadas del artículo de Daskalov y cols[2]. Para la simulación con dispersión completa se utilizó un maniquí de iguales dimensiones pero con la fuente situada en el centro del mismo.

valor admisible la infradosificación (2%). Finalmente, se realizaron medidas experimentales con el fin de verificar los resultados de las simulaciones.

Material y método

Se simuló la fuente de alta tasa de Ir-192 (NUCLETRON mHDR-v2) a partir de la geometría proporcionada por la fig. 1(c) del artículo de Daskalov y cols[2] (fig. 1). En la construcción de la geometría, se ha respetado la angulación de 45º de los extremos del "núcleo" de Iridio y también la longitud de cable de acero de 2 mm. La única modificación se realizó en la punta redondeada de la cápsula que también se simuló con dos extremos con angulación de 45º (fig. 1). El efecto dosimétrico del tubo flexible se consideró despreciable. Los cálculos se han realizado mediante el método de Monte Carlo usando el código GEANT4 (versión 7.0). La validación de dicho código ha sido realizada por numerosos autores y los detalles del mismo se pueden encontrar en la bibliografía[3-5].

Sólo se tuvieron en cuenta los procesos que involucran a los fotones puesto que se evaluó la kerma. Los procesos simulados han sido dispersión Rayleigh, dispersión Compton y efecto fotoeléctrico a partir de los paquetes de baja energía de GEANT4. El rango de corte para los fotones fue de 0,1 mm (este es el parámetro que se puede fijar en GEANT4). El espectro del Ir-192 se obtuvo a partir de la base de datos del "National Nuclear Data Center"[6].

En todas las simulaciones, se calculó kerma en lugar de dosis absorbida. Para las energías del Ir-192, la kerma se aproxima a la dosis para distancias a la fuente mayores de 1 mm[7]. Como técnica de reducción de varianza se empleó el "estimador de la longitud lineal de la trayectoria"[8]. Esta técnica da lugar a una relación en la que la kerma en una determinada celda viene dada por:

$$K_v = \frac{L \times \frac{\mu_{en}}{\rho} \times E_\gamma}{V} \qquad (1)$$

En esta expresión, K_v es la kerma en la celda considerada, L es la distancia recorrida por el fotón dentro de cada celda, μ_{en}/ρ es el coeficiente de absorción másico de energía para la energía del fotón E_γ y V es el volumen de la celda.

En primer lugar, se obtuvo el valor de la tasa de kerma de referencia en aire (TKRA) basándonos en una geometría con la fuente en el centro de un maniquí cilíndrico de aire con un diámetro de 8 m y altura de 8 m. Las celdas de almacenamiento son anillos concéntricos en torno a la fuente aprovechando la simetría cilíndrica del problema con grosor y altura de 5 mm. Se simularon $5x10^7$ historias y se evaluó la kerma en aire desde r = 5 cm hasta r = 150 cm. El procedimiento seguido es el descrito en otros artículos[9-16].

A continuación, se realizó otra simulación con la fuente libre en agua; en este caso el maniquí cilíndrico de agua tiene un diámetro de 40 cm y una altura de 40 cm. El procedimiento seguido fue similar al anterior. Se simularon $8x10^7$ historias y los anillos concéntricos tuvieron un grosor y una altura de 0,25 mm. Los resultados se compararon con los datos obtenidos por Daskalov y cols[2]. Esta simulación se realizó a modo de validación del código.

Finalmente se realizaron simulaciones en condiciones de dispersión completa e incompleta (sin bolus y con bolus de 0,5 cm, 1 cm y 2 cm de espesor), con el fin de realizar la comparación entre ellas y de estimar el espesor de bolus necesario para reducir la infradosificación a un valor admisible (fig. 1). En estas simulaciones se empleó un maniquí cúbico de 30x30x30 cm^3 y una geometría con celdas cúbicas puesto que ya no se puede aprovechar la simetría cilíndrica. Las celdas tuvieron unas dimensiones de 1x1x1 mm^3. La elección de este tamaño de celda fue un compromiso entre la minimización del efecto del promediado de la casilla[9] y la obtención de una incertidumbre estadística y una eficiencia aceptables. El número de historias simuladas fue de $4x10^7$. Para cada simulación, se obtuvo la kerma en el eje transversal de la fuente hasta una distancia de la misma de 2 cm de profundidad en agua. Se evaluó sólo hasta esta profundidad puesto que en este tipo de tratamientos se consideró que esa es la profundidad de interés como máximo. Las incertidumbres desde 2 mm hasta 2 cm fueron desde el 0,05% hasta el 0,6% (k=1).

Los resultados se visualizaron a partir del paquete informático JAS3 v.0.8.1[17], mediante el que se realizaron el análisis estadístico y los ajustes de las curvas.

Por otro lado también se realizaron medidas experimentales con el fin de verificar los resultados de las simulaciones. Para ello, se empleó por un lado una matriz lineal de cámaras de ionización modelo LA48 y por otro lado una cámara de ionización cilíndrica tipo Pin Point modelo 31006, ambos detectores de PTW-Freiburg.

La matriz lineal consta de 47 cámaras de ionización de 8 mm^3 (4x4x0,5 mm^3) rellenas de Iso-Octano y espaciadas 8 mm entre sus respectivos centros. Para nuestro caso, se empleó sólo la cámara central. La matriz se conectó al electrómetro Multidos-ME48 de PTW-Freiburg.

Por otro lado, la cámara Pin Point tiene un volumen sensible de 15 mm^3, con un diámetro de 2 mm y una longitud de 5 mm. Ésta se conectó al electrómetro UNIDOS (PTW-Freiburg).

La disposición experimental se aproximó a la mostrada en la fig. 1, aunque en este caso como material dispersor se utilizó Plastic Water (CIRS).

Se midió la carga eléctrica a 5, 10, 15 y 20 mm de la fuente en su eje central para el caso de la matriz lineal y a 5,5; 10,5; 15,5 y 20,5 mm para el caso de la cámara Pin Point (en ambos casos tras un control previo de posicionamiento de la fuente).

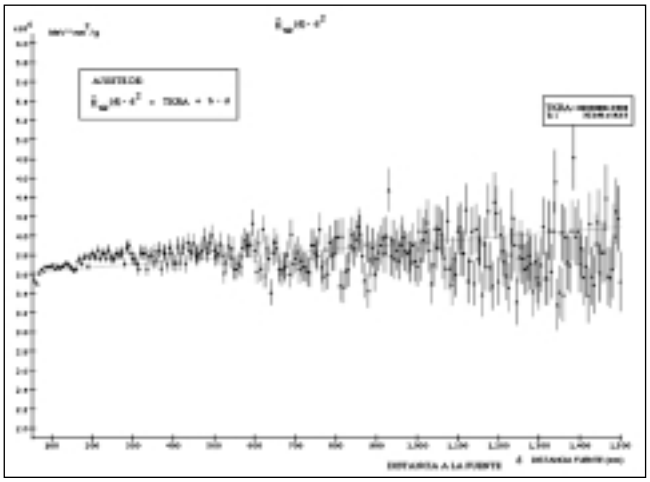

Fig. 2. Ajuste de la kerma en aire de la fuente de Ir-192 de alta tasa NUCLETRON mHDR-v2 a la recta $\dot{k}_{air}(d)$ x $d^2 = TKRA+bxd$. El eje de abcisas representa la distancia a la fuente (d) desde d = 50 mm hasta d = 1500 mm y en el eje de ordenadas aparece kerma en aire por la distancia al cuadrado en unidades de MeV*mm^2 / g. El número de historias de fotones fue de 5x10^7. El procedimiento seguido para la obtención de TKRA es el descrito en las referencias[9-16].

Finalmente se realizó un último grupo de simulaciones Monte Carlo similares a las anteriores pero modificando el tamaño del voxel cúbico a 2x2x4 mm^3 para aproximarse a la disposición y al volumen sensible de la cámara Pin Point. El número de simulaciones en este caso también fue de 4x10^7.

Resultados

Respecto a la simulación libre en aire, el valor de TKRA encontrado fue de (9,82±0,03)x10^{-8} U/Bq a partir de los resultados de la fig. 2, donde 1U = 1μGyh^{-1}m^2. El obtenido por Pérez-Calatayud y cols[6] fue de (9,81±0,03)x10^{-8} U/Bq y el obtenido por Borg y Rogers[18] de (9,73±0,01)x10^{-8} U/Bq.

Respecto a la simulación libre en agua, el valor de la constante de tasa de dosis Λ fue de 1,110±0,4% mientras que el obtenido por Daskalov y cols[2] fue de 1,108±0,13%. También se compararon los resultados obtenidos con la tabla "along & away" del mismo autor, y se encontraron diferencias inferiores al 3%.

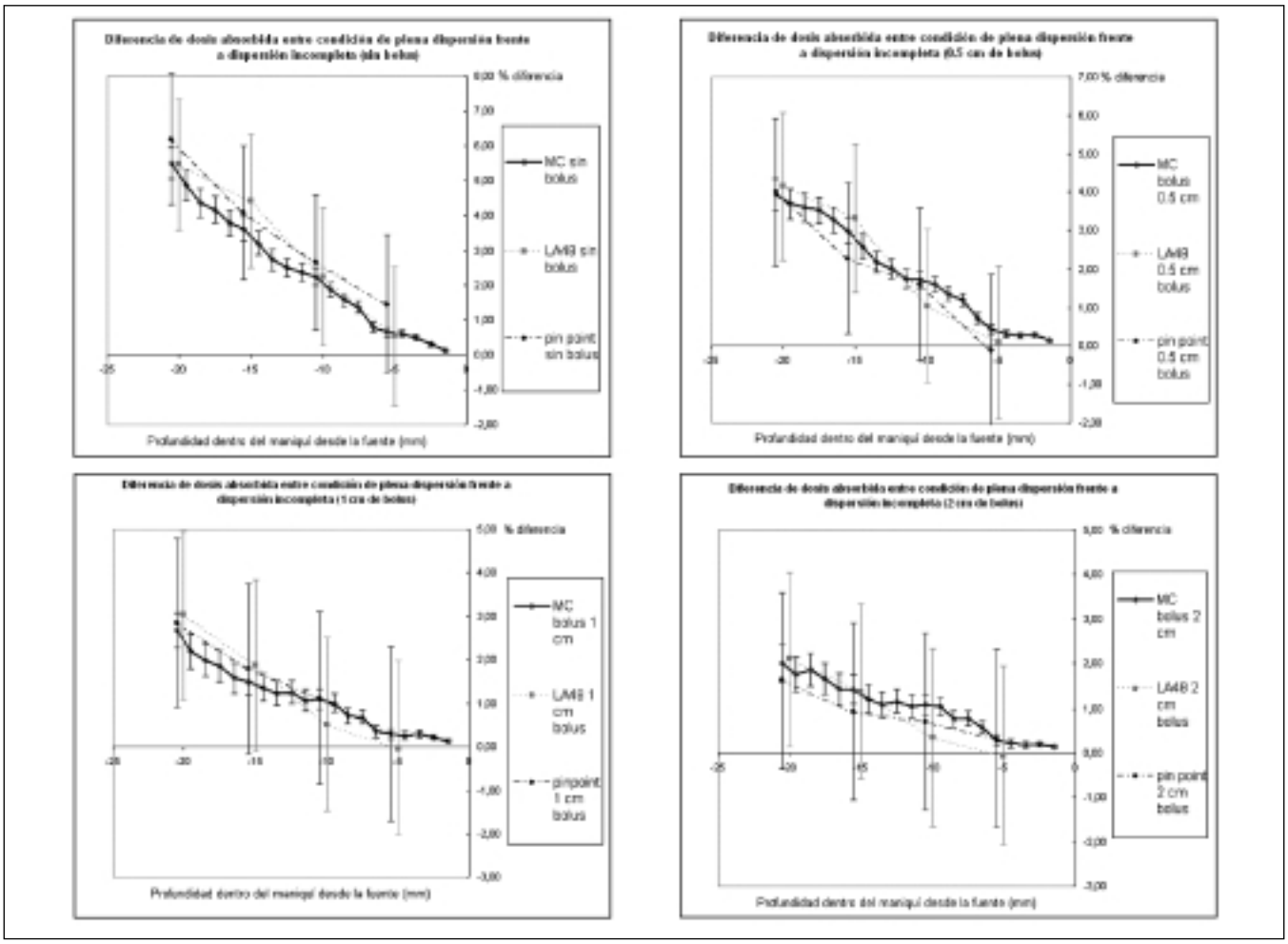

Fig. 3. Diferencias entre la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión completa frente a la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión incompleta: 1) sin bolus sobre la fuente, 2) con bolus de 0,5 cm, 3) con bolus de 1 cm y 4) con bolus de 2 cm en función de la profundidad. Se incluyen también los resultados experimentales de la matriz lineal LA48 y la cámara Pin Point. Incertidumbres con k=1.

Con respecto al problema en concreto de este trabajo, se observaron diferencias de tasa de dosis absorbida de hasta un 6% entre la simulación en condiciones de dispersión completa y las de dispersión incompleta en el plano central. Estas diferencias crecen a medida que aumenta la distancia con respecto a la fuente (fig. 3). La colocación de un "bolus" de 2 cm sobre la fuente redujo esas diferencias hasta un 2% como también se puede apreciar en la fig. 3.

Los resultados experimentales confirman los de las simulaciones tal y como se puede observar en la fig. 3. De igual forma, en la fig. 4 observamos los resultados experimentales de la cámara Pin Point frente a los resultados de la simulación Monte Carlo con la modificación del tamaño de voxel para aproximarse al volumen sensible de dicha cámara.

La incertidumbre global estimada del cociente de las medidas se fijó en un 4%. En el caso de que se hubiera evaluado la dosis absorbida en valor absoluto a partir de las medidas, la incertidumbre estimada habría sido superior.

Conclusión

Según el Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en Radioterapia[19], la tolerancia entre el cálculo y la medida en el sistema de planificación de braquiterapia para el caso de fuente única en un medio homogéneo es de un ±2%.

Por lo tanto, basándonos en un cálculo Monte Carlo, para que la dosimetría de la fuente de Ir-192 de alta tasa NUCLETRON mHDR-v2 en un sistema de planificación comercial de braquiterapia en el plano central, y a una distancia máxima de la misma de 2 cm, quede dentro de esa tolerancia, sería necesario que hubiera como mínimo

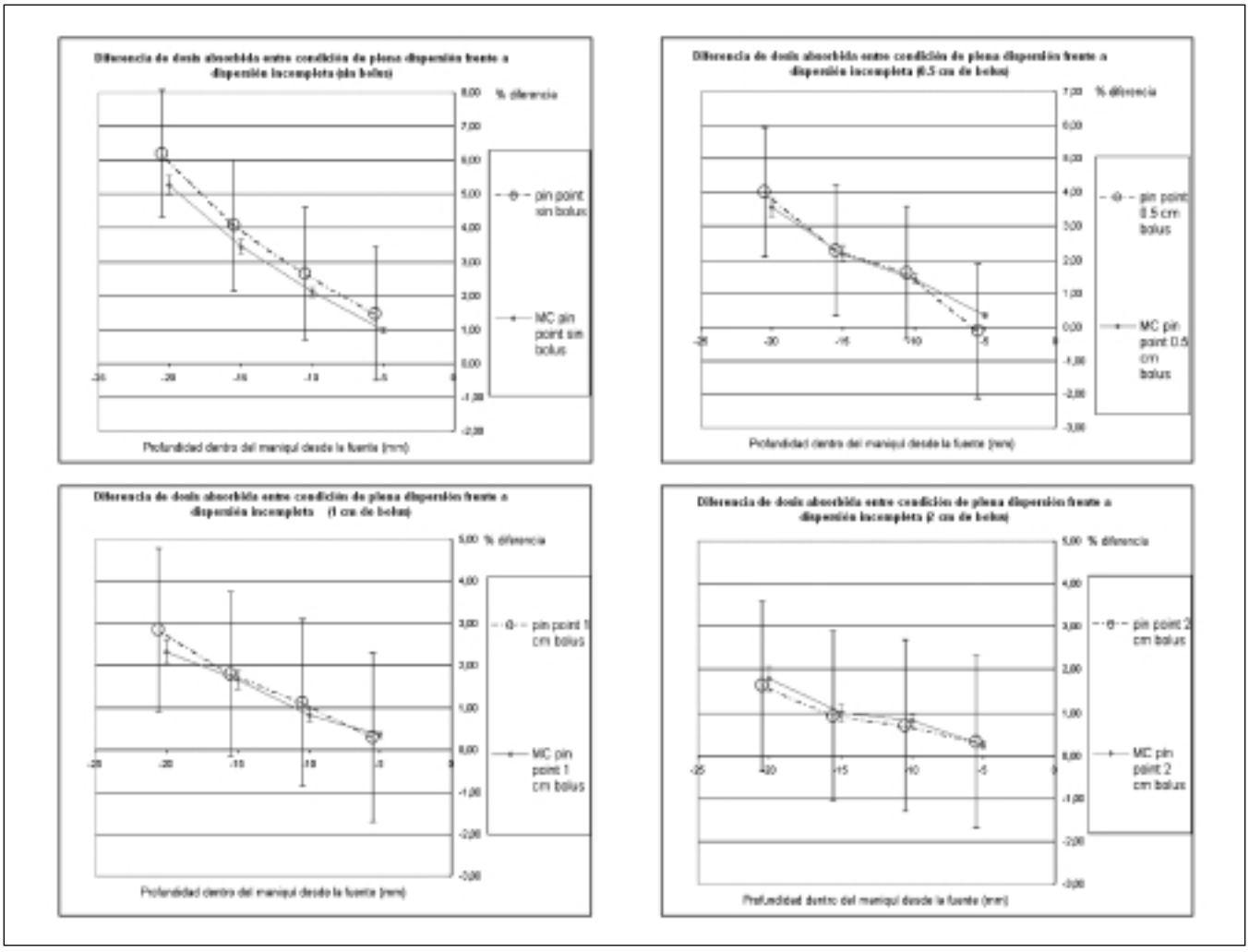

Fig. 4. Diferencias entre la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión completa frente a la dosis absorbida obtenida en condiciones de dispersión incompleta: 1) sin bolus sobre la fuente, 2) con bolus de 0,5 cm, 3) con bolus de 1 cm y 4) con bolus de 2 cm en función de la profundidad para una simulación en la que el voxel intenta aproximarse al volumen de la cámara de ionización Pin Point. Se incluyen los resultados experimentales de dicha cámara Pin Point. Incertidumbres con k=1.

2 cm de material dispersor equivalente a agua (bolus) sobre la fuente.

Referencias

1. Raina S, Avadhani J, Moonseong O, Malhotra H, Jaggernauth W, Kuettel M, et al. Quantifying iohdr brachytherapy underdosage resulting from an incomplete scatter environment. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2005; 61: 1582-1586.
2. Daskalov G, Loffler E, Williamson J. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. Med Phys 1998; 25:2200-2208. Erratum. Med Phys 2000; 27: 1999.
3. Carrier J, Archambault L, Beaulieu L, Roy R. Validation of GEANT4, an object-oriented Monte Carlo toolkit, for simulations in medical physics. Med Phys 2004; 31: 484-492.
4. Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E, Pérez-Calatayud J. Validación del código GEANT4 para su uso en braquiterapia. Comunicación XIV Congreso Nacional de Física Médica, Vigo 2003.
5. Almansa J, Guerrero R, Lallena A. Intercomparación de códigos Monte Carlo en la simulación de fuentes de braquiterapia de media y baja energía. Resultados con GEANT4 y Penélope. Comunicación XIV Congreso Nacional de Física Médica, Vigo 2003.
6. National Nuclear Data Center, Brookhaven National Laboratory, Upton, NY; http://www.nndc.bnl.gov/mird.
7. Pérez Calatayud J, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E, Soriano A, et al. A dosimetric study of Leipzig applicators. Int J Radiat Oncol Biol Phys 2005; 62: 579-584.
8. Williamson J. Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems. Med Phys 1987; 14: 567-576.
9. Granero D, Puchades V, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Casal E. Cálculo por Monte Carlo de la distribución de la tasa de dosis alrededor de la fuente de Cs-137 CSM1. Rev Fis Med 2004; 5: 32-37.
10. Granero D, Pérez-Calatayud J, Ballester F, Casal E, de Frutos J. Datos dosimétricos del aplicador oftálmico ROPES obtenidos con Monte Carlo para su uso en la verificación de los sistemas de planificación. Rev Fis Med 2004; 5: 73-77.
11. Ballester F, Granero D, Pérez-Calatayud J, Casal E. Monte Carlo dosimetric study of Best Industries and Alpha Omega Ir-192 brachytherapy seeds. Med Phys 2004; 31: 3298-3305.
12. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Puchades V, Casal E. Monte Carlo dosimetric characterization of the Cs-137 selectron/LDR source: Evaluation of applicator attenuation and superposition approximation effects. Med Phys 2004; 31: 493-499.
13. Pérez-Calatayud J, Granero D, Casal E, Ballester F. Monte Carlo and experimental derivation of TG43 dosimetric parameters for CSM-type Cs-137 sources. Med Phys 2005; 32: 28-36.
14. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Casal E, Crispín V, Puchades V, et al. Monte Carlo evaluation of kerma in an HDR brachytherapy bunker. Phys Med Biol 2004; 49: N389-N396.
15. Pérez-Calatayud J, Granero D, Ballester F, Lliso F. A Monte Carlo study of intersource effects in dome-type applicators loaded with LDR Cs-137 sources. Radiother Oncol 2005; 77: 216-219.
16. Ballester F, Pérez-Calatayud J, Puchades V, Lluch J, Serrano-Andrés M, Limami Y, et al. Monte Carlo dosimetry of the Buchler high dose rate Ir-192 source. Phys Med Biol 2001; 46: N79-N90.
17. http://confluence.slac.stanford.edu/display/JAS3/Home.
18. Borg J, Rogers D. Spectra and air-kerma strength for encapsulated Ir-192 sources. Med Phys 1999; 26: 2441-2444.
19. Real Decreto 1566/1998, de 17 de julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE núm. 206; viernes 28 agosto de 1998: 29383-29394.