

Evaluación de un sistema de planificación Monte Carlo de uso clínico para radioterapia

Commissioning of a Monte Carlo treatment planning system for clinical use in radiation therapy

Daniel Zucca Aparicio, Juan María Pérez Moreno, Pedro Fernández Letón, Juan García Ruiz-Zorrilla

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario HM Sanchinarro.

Fecha de Recepción: 12/05/2015 - Fecha de Aceptación: 12/11/2015

En el presente trabajo se han documentado las pruebas realizadas en la evaluación y control de calidad de un sistema de planificación Monte Carlo (MC) para haces de fotones de una unidad de tratamiento dedicada a radiocirugía y radioterapia estereotáxica extracraneal (SBRT).

El código empleado corresponde a XVMC disponible en el sistema de planificación *iPlan RT Dose* de BrainLAB, basado en Modelos de Fuente Virtual que simulan mediante distribuciones gaussianas las componentes de radiación primaria, radiación dispersa y contaminación electrónica, para cuyo modelado son necesarios perfiles de dosis, rendimiento de dosis en profundidad y factores de campo, tanto en agua como en aire.

Se ha analizado la precisión dosimétrica de la simulación del transporte de partículas validando su comportamiento en medios homogéneos y heterogéneos frente a medidas efectuadas en las mismas condiciones que el cálculo de dosis, comprobando su naturaleza estocástica mediante el análisis de los valores computados según su varianza estadística.

Asimismo, se ha verificado el modo en que el sistema de planificación realiza la conversión de dosis referida a medio a dosis referida a agua, mediante el cociente de poderes de frenado agua-medio en presencia de heterogeneidades donde este fenómeno es relevante, como sucede en medios de elevada densidad (hueso cortical).

Palabras clave: Monte Carlo, SBRT, control de calidad, campos pequeños, medios heterogéneos.

The commissioning procedures of a Monte Carlo treatment planning system (MC) for photon beams from a dedicated stereotactic body radiosurgery (SBRT) unit has been reported in this document.

XVMC has been the MC Code available in the treatment planning system evaluated (BrainLAB *iPlan RT Dose*) which is based on Virtual Source Models that simulate the primary and scattered radiation, besides the electronic contamination, using gaussian components for whose modelling are required measurements of dose profiles, percentage depth dose and output factors, performed both in water and in air.

The dosimetric accuracy of the particle transport simulation has been analyzed by validating the calculations in homogeneous and heterogeneous media versus measurements made under the same conditions as the dose calculation, and checking the stochastic behaviour of Monte Carlo calculations when using different statistical variances.

Likewise, it has been verified how the planning system performs the conversion from dose to medium to dose to water, applying the stopping power ratio water to medium, in the presence of heterogeneities where this phenomenon is relevant, such as high density media (cortical bone).

Key words: Monte Carlo, SBRT, quality assurance, small fields, heterogeneous media.

Introducción

En algunos sistemas de planificación comerciales se han incorporado algoritmos de cálculo de dosis para haces de fotones basados en Monte Carlo (MC)^{1,2} de modo que es necesario desarrollar una serie de pruebas de control de calidad destinadas a la evaluación de

la bondad de los resultados calculados en comparación con las medidas experimentales, previamente a su uso clínico. En el presente trabajo se ha evaluado el algoritmo de cálculo de dosis MC implementado en el sistema de planificación (TPS) *iPlan RT Dose de BrainLAB (Feldkirschen, Alemania)*, para haces de fotones de

* Correspondencia
Email: dzucca@hmhospitales.com

6 MV procedentes de un acelerador dedicado a radiocirugía (SRS), radioterapia estereotáxica craneal (SRT) y extracraneal (SBRT).

Los mecanismos de interacción de la radiación con la materia se manifiestan como un campo macroscópico de radiación electrón-fotón que matemáticamente puede describirse en términos de un conjunto de ecuaciones de transporte integro-diferenciales acopladas, de difícil resolución analítica excepto bajo diversas aproximaciones.

Una solución al problema del transporte de partículas en la materia puede obtenerse mediante simulación MC en base a distribuciones de probabilidad que describen el comportamiento de la interacción, hasta alcanzar una energía de corte por debajo de la cual finaliza la simulación de esa historia. La mayoría de códigos MC de propósito general emplean esquemas de historias condensadas para el transporte de partículas cargadas.³

En el transporte de partículas cargadas, la elección de la energía de corte puede afectar al cálculo de dos maneras importantes; cuanto mayor sea el valor de corte, más rápido será el cálculo pero, salvo que se realice con la debida precaución, detenerse en un valor de corte demasiado elevado puede perturbar las distribuciones de dosis, debido a que la partícula cargada supuestamente detenida puede haber depositado energía a una distancia mayor de donde su trayectoria ha sido finalizada.

En una simulación MC las cantidades físicas son computadas promediando sobre un conjunto dado de partículas en cascada y sobre un volumen finito o vóxel. Conforme aumentan las dimensiones del vóxel, para una incertidumbre estadística determinada, el tiempo de computación decrecerá, además de la consecuente reducción de la resolución espacial. Un aspecto importante de los cálculos MC es la presencia de incertidumbres estadísticas debido a la naturaleza estocástica del método.

Una aproximación para mejorar la eficiencia de la simulación consiste en desarrollar una simulación de los elementos del cabezal independientes del paciente, almacenando un espacio de fase con parámetros de todas las partículas según atraviesan el plano de recuento, como energía, posición, dirección, carga y posiblemente otra información como la región de creación o interacción de las partículas. La ventaja de esta aproximación consiste en poder reutilizar esta parte del cálculo con la frecuencia necesaria. Las partículas son transportadas posteriormente al sistema de colimación específico del paciente y almacenadas en otro espacio de fase en la base del acelerador, o trazadas a través del paciente en la misma simulación.

El denominado Modelo de Fuente Virtual, basado en la caracterización del cabezal a partir de datos de haces medidos como rendimiento en profundidad, perfiles de dosis y factores de campo, consiste en una representa-

ción paramétrica del espacio de fase mediante diversas sub-fuentes generadoras de partículas en una simulación MC. Este modelo, validado para haces de fotones y electrones por diversos autores,⁴⁻⁸ tiene como principal ventaja una rápida optimización para diferentes aceleradores a partir de un conjunto de medidas, siendo menos crucial disponer de información detallada sobre el cabezal de la unidad, al no resultar siempre sencillo obtener esa información directamente del proveedor. Además, presenta la ventaja de no contener ruido estadístico, a diferencia de los modelos basados en espacio de fase, por lo que la denominada varianza latente⁹ es despreciable.

El código XVMC desarrollado por Fippel¹⁰ como extensión para haces de fotones del código VMC creado por Kawrakow y cols.¹¹ corresponde a esta clase de modelo implementado en el sistema de planificación *iPlan RT Dose*, el cual está formado por tres componentes principales: la primera empleada como fuente virtual generadora de partículas mediante distribuciones gaussianas que simulan las fuentes de radiación primaria (*target*), secundaria y contaminación electrónica (filtro aplanador y colimador primario) de la parte superior del cabezal. Los parámetros que definen estas fuentes se ajustan según las medidas en aire, mientras que la componente de contaminación electrónica se modela a partir de la medida de rendimiento de dosis en profundidad (PDD) en agua para el campo de referencia, mientras que el resto de las medidas en agua es empleado para ajustes finos de comprobación del modelo simulado.

Las partículas se transfieren a continuación a la segunda componente de modo que en función de la configuración del campo, las partículas se absorben, se dispersan o atraviesan el sistema de colimación sin interaccionar. Las partículas supervivientes se transferirán al motor de cálculo de dosis en el paciente. En esta tercera componente, se simula el transporte de radiación a través de la geometría del paciente y se calcula la distribución de dosis, según dosis referida a agua o dosis referida a medio.¹² Los componentes del sistema de colimación, mordazas y colimador micromultilámina, (mMLC), se modelan de forma distinta; el rectángulo formado por las posiciones de ambos pares de mordazas se utiliza para definir el área de registro de las partículas iniciales; esto significa que sólo los fotones y los electrones se consideran cuando atraviesan esta abertura, es decir, el algoritmo MC presupone que no existe transmisión a través de las mordazas, estimándose que el error asociado a esta suposición es inferior a 0.5% en base a las medidas experimentales de la transmisión.

El modelado del colimador mMLC, basado en el trabajo de Fippel,¹³ puede simularse con dos niveles de precisión distintos, denominados *accuracy optimized* y *speed optimized*. En la opción *speed optimized* se ignoran los espacios de aire entre láminas adyacentes y el diseño *tongue and groove* correspondiente. Sin

embargo, las propiedades físicas de las láminas como el espesor, la anchura, el material y el diseño frontal son adecuadamente caracterizadas. Mediante esta opción es posible reducir el tiempo de computación en un factor de 2 a 3, aunque la repercusión en la precisión dosimétrica puede incrementarse en el caso de IMRT. Por consiguiente, se recomienda emplear la opción *accuracy optimized* que siempre considera el diseño *tongue and groove* correcto en función del modelo de MLC.

La simulación MC en el medio humano está basada en las referencias de Fippel,¹⁰ Kawrakow y cols.,¹¹ Kawrakow y Fippel,¹⁴ consistente en series de historias condensadas para el transporte de electrones de contaminación y secundarios a través de diferentes medios empleando un algoritmo denominado *boundary crossing*. La energía de un electrón al final de su trayectoria se deposita localmente cuando su energía es inferior a una energía de corte. En este código se ha implementado una aproximación en la cual la parte final del recorrido de los electrones es transportada por su alcance residual en un único paso de historias condensadas. Esta modificación aumenta el tiempo de cálculo por historia, pero permite mayores energías de corte, con lo que en balance, la velocidad de computación aumenta.

Basándose en la curva de calibración de CT que permite la conversión de valores de Unidad Hounsfield (UH) específicos del estudio de imagen a densidad electrónica propia del medio, el algoritmo de cálculo MC en *iPlan RT Dose* convierte internamente estas densidades electrónicas en otros parámetros necesarios para el cálculo como densidades másicas, secciones eficaces y poderes de frenado. Esta conversión se realiza sin el paso intermedio que implica calcular la composición estequiométrica fundamental. La relación entre densidad electrónica y densidad másica relativa a agua se determina mediante una función de ajuste cuyos parámetros dependen de la densidad másica del medio respecto a la densidad del agua para una serie de materiales tabulados en ICRU 46¹⁵ y que permite calcular las secciones eficaces de absorción fotoeléctrica, interacción Compton, producción de pares, además de los poderes de frenado de colisión y radiación.

La resolución espacial empleada en la matriz de cálculo está condicionada como un múltiplo entero de las dimensiones del vóxel, las cuales están definidas por la matriz de adquisición de la imagen, las dimensiones del campo de visión (FOV) y el espesor de corte empleado en el estudio de CT, siendo 2.0 mm la resolución mínima admitida en *iPlan RT Dose*.

Para un número constante de partículas, N , la incertidumbre estadística estará condicionada por la resolución espacial, mediante las dimensiones del vóxel utilizado; reduciendo sus dimensiones se aumentará la incertidumbre relativa dado que una menor cantidad de partículas depositará dosis en un volumen menor, aunque aumentando las dimensiones del vóxel dismi-

nuirá la incertidumbre relativa a costa de introducir errores debidos a la reducción de la resolución espacial y efectos de promediado de dosis. En los cálculos MC, las dimensiones recomendadas de los vóxeles son de 1 mm a 2 mm de lado, para campos menores de 30 mm x 30 mm o en los cálculos que requieran de la consideración de detalles específicos de MLC como la transmisión inter-lámina e intra-lámina.

La precisión del cálculo de dosis con MC depende de la varianza estadística definida. El parámetro de varianza media calcula de forma aproximada el número de series de partículas que se necesitan para alcanzar esta varianza por haz como porcentaje de la dosis máxima de dicho haz. La varianza estadística por vóxel, definida como el cuadrado de la desviación típica relativa de la dosis de ese vóxel, disminuye de modo inversamente proporcional con el aumento del número de historias, N .

Las técnicas que mejoran la eficiencia modificando la varianza para un N dado sin introducir ningún sesgo en el resultado, es decir, sin cambiar el valor esperado correspondiente a un cálculo infinitamente extenso, se denominan técnicas de reducción de varianza. Estas técnicas aumentan a menudo el tiempo de simulación de una historia particular, siendo sólo útiles si la eficiencia global es mejorada. El código XVMC ofrece significativas mejoras de velocidad de computación debido a técnicas de reducción de varianza como desdoblamiento de partículas, ruleta rusa y reutilización de historias, en comparación con códigos MC para fines generales, como EGSnrc.¹⁶ Las series de partículas de MC pueden seguir hilos paralelos por lo que el código aprovecha todas las ventajas de utilizar equipos con varios procesadores.

La comprobación del modelado en un sistema de planificación MC es necesaria al igual que sucede en los algoritmos de cálculo convencionales, porque pueden surgir errores sistemáticos en el código, problemas en el modelado del haz de radiación, en la conversión de la información del CT, en el uso de técnicas de reducción de varianza y métodos de reducción de ruido. Pueden seguirse dos métodos para la comprobación, mediante la comparación con un sistema de cálculo independiente y preciso, empleando otro código de simulación MC distinto o mediante la comparación con medidas experimentales realizadas en maniqués de diferente composición, como se propone en el presente documento, para asegurar la precisión del modelo empleado en la simulación del haz y del transporte de radiación en medios homogéneos y heterogéneos, enfatizando los efectos de desequilibrio electrónico.¹⁷

Este sistema de planificación MC ha sido evaluado mediante la comparación de los resultados calculados para una serie de campos de radiación en medios homogéneos y heterogéneos con los datos experimentales, además de la comparación entre las opciones

speed optimized frente a *accuracy optimized* en la irradiación de segmentos de IMRT.

Asimismo, se ha comprobado el modo en que *iPlan RT Dose* realiza la conversión de dosis referida a medio a dosis referida a agua mediante el cociente de poderes de frenado agua-medio, comparándolo con los valores tabulados por el NIST para los diferentes materiales empleados y eludiendo la necesidad de conocer la composición estequiométrica del medio, como se ha comprobado al realizar el cálculo de dosis mediante ambas opciones de cálculo en un maniquí heterogéneo compuesto de insertos de material equivalente a agua, hueso cortical y material equivalente a agua con el valor de UH forzado a hueso cortical.

Finalmente, se ha estudiado la aleatoriedad del cálculo en función de la varianza media para determinar el significado estadístico de esta variable según es definida en *iPlan RT Dose*, comprobándose que se corresponde con la desviación típica relativa, o coeficiente de variación (CV), proporcionado con un factor de cobertura $k = 2$.

Material y métodos

El acelerador lineal *BrainLAB NOVALIS* (Palo Alto, CA) es una unidad dedicada a tratamientos de radiocirugía y SBRT para lo que dispone de un colimador micromultilámina (mMLC) compuesto por una serie de 26 pares de láminas de diseño frontal redondeado y anchura variable (14 centrales de 3.0 mm, 6 mediales de 4.5 mm y 6 distales de 5.5 mm), que proporciona un campo máximo de radiación de 100 mm × 100 mm en isocentro para haces de fotones de energía nominal 6 MV.

El sistema de planificación *BrainLAB iPlan RT Dose 4.1.4* (*Feldkirschen*, Alemania) dispone de un algoritmo de cálculo de dosis mediante MC para haces de fotones que está basado en el código XVMC,^{7,10,11,13,14,18,19} para cuyo modelado es necesario la medida de perfiles de dosis, factores de campo y coeficientes de calibración tanto en agua como en aire para un conjunto de campos cuadrados y rectangulares según las recomendaciones incluidas en la Guía de Referencia de Física de *BrainLAB*.²⁰

El equipo de dosimetría empleado ha sido el sistema analizador de haces PTW MP3 (PTW Freiburg GmbH) con electrómetro PTW TANDEM para la medida de los perfiles de dosis con diodo blindado PTW 60008, mientras que los factores de campo en agua han sido obtenidos con los diodos no blindado PTW 60012 y estereotáxico PTW 60018, además de micro-cámara PTW 31014, y en aire mediante cámara *semiflex* PTW 31010 provista de su correspondiente caperuza de equilibrio electrónico de latón, además del electrómetro PTW UNIDOS E. La relación de equivalencia entre dosis/UM ha sido obtenida con cámara de ionización PTW 30013

y electrómetro PTW UNIDOS E en condiciones de (distancia fuente-superficie) DFS 90 cm y DFS 100 cm a 100 mm de profundidad en agua para el campo de radiación de referencia (100 mm × 100 mm).

Verificación experimental en medios homogéneos

Es importante comprobar el correcto modelado por MC del transporte de energía en un medio equivalente a agua antes de someterlo a estudio en otras circunstancias. Por esta razón, se ha realizado una comparación entre dosis calculada MC respecto a dosis medida en agua para una serie de casos propuestos que comprenden PDD, perfiles de dosis, dosis absorbida y factores de campo.

Rendimiento de dosis en profundidad y perfiles de dosis

En primer lugar, se han medido PDD y perfiles de dosis en agua a DFS 90 cm y profundidades de 15 mm, 100 mm y 200 mm, mediante diodo PTW 60008 en orientación axial y electrómetro PTW TANDEM, con una resolución espacial de escaneo de 1.0 mm para el siguiente grupo de campos de radiación: 12 × 12, 18 × 18, 24 × 24, 42 × 42, 60 × 60, 80 × 80, 100 × 100, 24 × 100, 42 × 100, 100 × 24, 100 × 42 (mm × mm).

Asimismo, se ha evaluado la fluencia del haz a DFS 100 cm para el campo máximo de radiación (100 mm × 100 mm), mediante los perfiles de dosis diagonales medidos en agua a 7 profundidades, apreciándose la forma debida al filtro aplanador, comparando cada una de las medidas con el correspondiente cálculo de dosis MC, con una resolución espacial de 2.0 mm (vóxel de 1.0 mm × 1.0 mm × 1.0 mm), varianza media de 0.5% y dosis referida a agua. Los perfiles de dosis y PDD calculados MC han sido exportados para su comparación con un paso de 1.0 mm de separación entre puntos.

Dosis absorbida

En segundo lugar, se ha registrado la dosis absorbida en agua a DFS 90 cm y profundidades de 50 mm, 100 mm y 150 mm, mediante micro-cámara PTW 31014 en orientación axial y electrómetro PTW UNIDOS E, para una serie de campos de radiación recomendados en las pruebas DOH-2, DOH-3 y DOH-8 incluidas en el Protocolo para Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes.²¹

En el caso DOH-2, dedicada a evaluar el cálculo de la dosis en campos cuadrados y rectangulares, han sido

realizadas las medidas centradas en eje para el siguiente listado de campos: 12×12 , 24×24 , 30×30 , 60×60 , 100×100 , 100×12 , 100×24 , 100×30 , 100×60 , 12×100 , 24×100 , 30×100 , 60×100 (mm \times mm), mientras que en el caso DOH-3, dedicada a campos asimétricos, han sido realizadas las medidas centradas en sendos campos cuadrados de radiación de 30 mm \times 30 mm desplazados 35 mm fuera de eje para hacerlos colindantes con las esquinas del campo máximo de 100 mm \times 100 mm.

En el caso DOH-8, dedicada a campos conformados irregulares, se ha medido la dosis en puntos fuera de eje desplazados 35 mm y en isocentro con bloqueo del punto de medida por parte de las láminas del colimador mMLC, para campos con forma de diábolo y ele.

Factores de campo

En tercer lugar, se han medido los factores de campo para la serie de campos cuadrados y rectangulares especificados en el listado de medidas necesarias para el modelado por MC, obtenidos en isocentro a DFS 90 cm mediante diodos PTW 60012 y PTW 60018, y micro-cámara PTW 31014 en orientación axial y conectados al electrómetro PTW UNIDOS E. Existen diferentes documentos publicados sobre recomendaciones en el uso de detectores en la dosimetría de campos pequeños, de modo que en general, se ha sugerido emplear detectores con radios inferiores a la mitad de las dimensiones del campo de radiación.²²

Entre las ventajas de los diodos se incluye una alta resolución espacial, respuesta lineal, buena reproducibilidad y estabilidad, facilidad de uso y la ausencia de polarización. No obstante, el principal inconveniente de los diodos es su no equivalencia a agua y la dependencia de su respuesta con la energía, aunque Bjarngard, Tsai y Rice²² documentaron que para la medida de factores de campo de haces estrechos este aspecto no causaba ninguna desviación relevante.

Los factores de campo han sido medidos empleando un procedimiento de dos pasos²³ consistente en la corrección del factor de campo medido para haces estrechos mediante diodo PTW 60018 normalizando las lecturas por la medida con micro-cámara PTW 31014 correspondiente a un campo intermedio (24 mm \times 24 mm), haciendo coincidir así las lecturas entre ambos detectores para este mismo campo. Mediante este procedimiento es posible minimizar la dependencia en la respuesta del diodo con las dimensiones del campo. Finalmente, para campos superiores a 24 mm \times 24 mm han sido consignados los valores de los factores de campo obtenidos directamente mediante micro-cámara PTW 31014.

En todos los casos propuestos, se han empleado como parámetros de cálculo de dosis MC una resolución espa-

cial de 2.0 mm (vóxel de 1.0 mm \times 1.0 mm \times 1.0 mm), varianza media de 0.5% y dosis referida a agua.

Transmisión de MLC

Es preciso conocer las implicaciones dosimétricas relacionadas con el cálculo de dosis empleando las opciones *speed optimized* respecto a *accuracy optimized*, especialmente donde las diferencias entre ambas opciones más pueden ponerse de manifiesto, como sucede en la irradiación de campos de tratamiento mediante IMRT. Una porción de la dosis impartida es debida a la dosis transmitida a través de la secuencia de segmentos generada con el colimador mMLC durante la irradiación, de modo que un cálculo de dosis impreciso al emplear unos parámetros de cálculo MC inadecuados, puede conducir a valores incorrectos en la dosis administrada. Por esta razón, empleando las opciones *speed optimized* y *accuracy optimized*, se ha calculado una secuencia correspondiente a 4 segmentos de IMRT conformando las posiciones de láminas de la bancada X_1 en -50 mm y X_2 en 0 mm para los segmentos 1 y 3, X_1 en 0 mm y X_2 en 50 mm para los segmentos 2 y 4, mientras que el espacio definido por las mordazas se ha mantenido en 100 mm \times 100 mm. Para comprobar la exactitud del resultado dosimétrico, se han comparado los perfiles de dosis transversal y longitudinal medidos mediante matriz bidimensional de cámaras de ionización, PTW 2D Array seven29, con los que se han evaluado los valores de transmisión interlámina e intralámina respectivamente.

Verificación experimental en medios heterogéneos

La precisión en el transporte de partículas en condiciones de desequilibrio electrónico suele comprobarse experimentalmente empleando maniqués de láminas con insertos de baja densidad e irradiados con fotones de alta energía. Asimismo, es posible la evaluación de los efectos de ensanchamiento de las penumbras en las distribuciones de dosis debido al transporte lateral de electrones.²⁴⁻²⁶ Por estos motivos, se ha estimado la dosis absorbida en estas circunstancias empleando un maniqué compuesto de láminas de material de baja densidad (*styrofoam*) en medio de láminas de material equivalente a agua (RW3), con una cámara *semiflex* PTW 31010 provista de caperuza de equilibrio de PMMA insertada en el seno del medio de baja densidad (véase la fig. 1). La finalidad ha sido la estimación de la dosis absorbida en agua en el seno de un medio de baja densidad, por lo que se ha registrado la dosis absorbida para el mismo conjunto de campos cuadrados y rectangulares necesarios para la caracterización dosimétrica

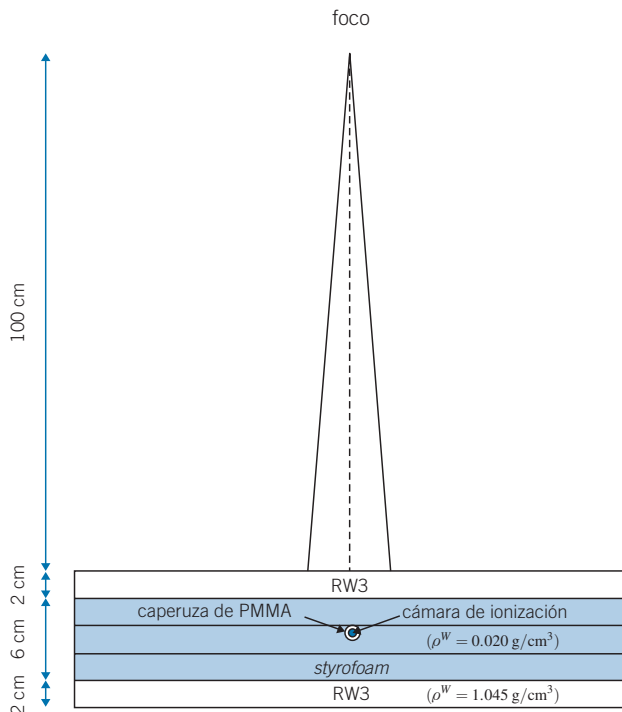


Fig. 1. Maniquí heterogéneo compuesto de láminas de material equivalente a agua (RW3) y de material de baja densidad (*styrofoam*) empleado para el cálculo de dosis MC como D_M y D_W , y medida con una cámara de ionización PTW 31010 con una caperuza de equilibrio de PMMA.

de este algoritmo de cálculo y se ha comparado con la calculada mediante MC en una ROI de volumen equivalente a la cavidad de la cámara de ionización.

El cálculo de dosis ha sido realizado con una resolución espacial de 2.0 mm y considerando que las dimensiones del vóxel son de 0.9 mm × 0.9 mm × 3.0 mm, proporciona un tamaño de cuadrícula interna de cálculo MC de 1.8 mm × 1.8 mm × 3.0 mm, mientras que la varianza media seleccionada ha sido de 0.5%, además de las opciones de dosis referida a agua y dosis referida a medio.

Dosis referida a agua y dosis referida a medio

Los algoritmos de cálculo de dosis convencionales generalmente calculan en términos de dosis referida a agua, D_W , dado que para el modelado de los haces se emplean distribuciones de dosis y parámetros medidos en agua, que no consideran la conversión a valores de dosis referidos a medio biológico, D_M , aunque es una buena aproximación porque la mayoría de los tejidos (excepto hueso) tienen propiedades radiológicas similares al agua.

Para considerar el efecto de las heterogeneidades anatómicas del paciente, estos algoritmos emplean

agua con diferentes densidades electrónicas para escalar el TERMA asociado a los fotones primarios y/o a los *kernel* de deposición de dosis para partículas secundarias en medios heterogéneos,²⁷ debido a que la dispersión Compton, dependiente de la densidad electrónica, es la interacción predominante en haces de fotones de uso clínico, registrando por defecto dosis referida a agua.

Los métodos MC calculan la deposición de energía en diferentes medios, documentando dosis referida a medio directamente, D_M . Cualquier diferencia significativa entre D_W y D_M puede conllevar un cambio en la dosis de prescripción con el objetivo de mantener una consistencia en los resultados clínicos.

La relación entre D_W y D_M se obtiene mediante la razón de poderes másicos de frenado por colisión no restringida para electrones en agua respecto al medio calculada a partir del espectro del haz de fotones. Esta relación es aproximadamente de 1.0 para tejidos blandos con una densidad de masa aproximada de 1.0 g/cm³, aumentando a aproximadamente 1.15 en el caso de los tejidos óseos con una densidad de masa máxima de 2.0 g/cm³. Las diferencias entre D_W y D_M con la mayoría de tipos de tejido blando humano pueden considerarse inferiores a 2% dado que, a modo de ejemplo, la razón de poderes másicos de frenado entre agua y tejido adiposo es cercana a 0.98. Sin embargo, D_W puede ser hasta un 15% mayor que D_M con tejidos de material óseo (AAPM TG 105¹) debido a la razón de poderes másicos de frenado.

La influencia de la conversión a densidad másica y composición estequiométrica empleando la curva de calibración de CT en el resultado dosimétrico obtenido mediante MC se ha estudiado utilizando un maniquí de CIRS modelo 062 (CIRS, Inc., Norfolk, VA) con insertos de diferentes materiales tisulares con densidad másica y densidad electrónica relativa a agua certificada por el fabricante.

El comportamiento del algoritmo de cálculo en función de las características del medio se ha estimado mediante la variación del cociente de dosis calculada MC como dosis referida a agua, D_W , entre dosis referida a medio, D_M , normalizando los resultados de cada cociente respecto al cociente de dosis calculadas para agua, empleando además una resolución espacial de 2.0 mm y varianza media de 0.5%. Estos resultados representan los cocientes de poderes másicos de frenado entre agua y medio según son calculados por el sistema de planificación, los cuales han sido comparados con los correspondientes cocientes de poderes másicos de frenado calculados para cada medio considerado según la página web del NIST* empleando el código ESTAR.²⁸

* <http://physics.nist.gov/PhysRefData/Star/Text/ESTAR.html>

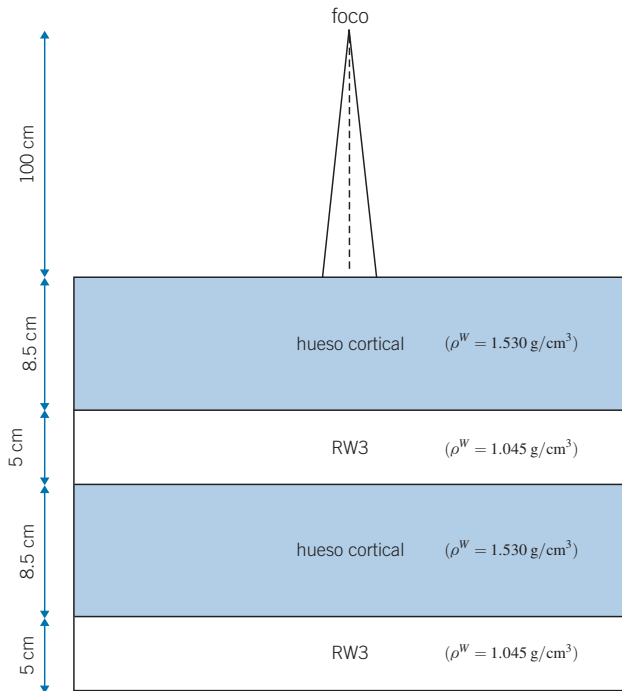


Fig. 2. Maniquí heterogéneo compuesto de material equivalente a hueso cortical y agua (RW3), así como agua con densidad ósea y agua (RW3) empleado en la evaluación de la conversión de D_M a D_W .

En la evaluación de la conversión de D_M a D_W en *iPlan RT Dose* se han comparado las distribuciones de dosis en profundidad en una situación en la que la diferencia entre ambas opciones de cálculo sea patente, como sucede en medios de alta densidad intercalados entre medios de densidad equivalente a agua.

Para este propósito, se ha considerado un maniquí heterogéneo compuesto por tramos de densidad ósea, intercalados de material equivalente a agua (RW3) y otro semejante compuesto por tramos de densidad agua sobre los que ha sido forzado el valor de UH a hueso (véase la fig. 2), obteniendo agua con densidad ósea. El cálculo de dosis se ha realizado con resolución espacial de 2.0 mm, varianza media de 0.5%, dosis referida a agua y dosis referida a medio para los insertos de hueso, y dosis referida a agua para insertos de agua con densidad ósea.

Análisis de la varianza estadística

Las distribuciones de dosis obtenidas en una región no serán uniformes al calcularlas mediante MC, debido a las fluctuaciones estadísticas entre las dosis de vóxeles adyacentes, por lo que los vóxeles de dosis máxima y mínima pueden diferir de la dosis media de la distribución hasta en varias desviaciones estándar. La prescrip-

ción de dosis y cálculo de UM no debería estimarse de manera puntual sobre un vóxel específico, como sucedería convencionalmente, sino a una isodosis relativa, debido a la existencia de ruido en ese vóxel,²⁹ causando una posible pérdida de la precisión para el cálculo de UM. Para campos de radiación bien definidos, como campos rectangulares empleados en el comisionado de los haces, incluso una incertidumbre estadística de 1% ($k = 1$) causa fluctuaciones observables en los contornos de las isodosis. Keall y cols.³⁰ han sugerido que una incertidumbre estadística de 2% sobre el vóxel de dosis máxima es adecuada para la evaluación de las isodosis.

Por esta razón, se ha propuesto un método basado en el análisis de las dispersiones de dosis calculadas en una ROI en el plano del isocentro. En el análisis de la varianza estadística, se ha supuesto que la componente aleatoria de la distribución, representada por la varianza usada en el cálculo, puede obtenerse mediante el cociente de la distribución de dosis Monte Carlo entre la distribución de dosis determinada por el algoritmo *Pencil Beam* (PB), considerando que la distribución de dosis real se corresponde con el resultado obtenido con este algoritmo dado que la caracterización de la fluencia del haz en medios homogéneos es adecuadamente modelada en PB basándose en perfiles diagonales a diferentes profundidades.

Se ha extraído un plano de dosis de 30 mm × 30 mm con una separación entre puntos de dosis de 1.0 mm (ROI compuesta de 961 puntos), correspondiente a la región central de un campo de 100 mm × 100 mm, calculado sobre un maniquí homogéneo equivalente a agua, empleando varianza media de 2%, 1.5%, 1%, 0.5%. Las dimensiones de esta ROI debían ser lo suficientemente pequeñas como para que la distribución de dosis no estuviera afectada por la geometría del filtro aplanador, pero lo suficientemente grande como para abarcar un número estadísticamente significativo de puntos.

Con histogramas se ha estimado la probabilidad de obtener cierto valor de dosis MC, normalizado al valor de dosis PB, y se ha analizado la dispersión de los resultados según varianza media seleccionada, ajustando cada histograma a una distribución gaussiana. Se ha obtenido la desviación típica relativa asociada a cada distribución, calculado como el cociente de la desviación estándar entre el promedio de dosis de la distribución gaussiana, de modo que con un factor de cobertura de $k = 2$ proporciona con un nivel de confianza del 95% la probabilidad de encontrar un resultado dentro de la varianza estadística empleada.

Resultados y discusión

Los resultados de la simulación MC son sensibles a parámetros como la posición, dirección y energía del

haz inicial de fotones emergente del acelerador y de la geometría del cabezal de tratamiento. El fabricante es el responsable de ajustar los parámetros que describen las fuentes en que se basa este código MC considerando las medidas desarrolladas durante la caracterización dosimétrica de los haces, siendo responsabilidad del usuario su posterior validación experimental mediante la elaboración de procedimientos como los presentados en este documento.

Verificación experimental en medios homogéneos

PDD y perfiles de dosis

El estudio comparativo de las distribuciones de dosis calculadas mediante MC en agua respecto a los datos medidos se ha realizado mediante estadística de puntos que cumplen los criterios de diferencia de dosis y distancia, desglosados en la zona de acumulación o *build up*, y en la zona a partir del máximo de dosis para los PDD y en zona interior, zona de penumbra y zona exterior, definida la zona de penumbra entre las isodosas de 10% y 90%, para los perfiles de dosis transversales, longitudinales, y diagonales, en las profundidades indicadas.

Las tolerancias aplicadas en la evaluación de la comparación son las establecidas en el Protocolo para Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes,²¹ siendo aceptables valores de histograma de puntos superiores a 95%, y como desviación menor se han considerado valores superiores a 90%.

Las máximas desviaciones registradas en la zona de acumulación han sido de 92.3% de puntos con discrepancia inferior a 15%, mientras que la zona a partir del máximo ha presentado coincidencias superiores a 95.8% dentro del criterio de 2% y 2 mm. En cuanto a los perfiles de dosis, las mayores desviaciones en la zona interior se encuentran para algunos perfiles transversales, definidos por la posición de las mordazas, aunque dentro del 2% de diferencia de dosis. En la zona de penumbra, el criterio de diferencia de dosis inferior a 15% únicamente es conseguido en los perfiles diagonales, aunque es satisfecho el criterio de distancia inferior a 2 mm en la totalidad de los casos.

De modo similar, en la zona externa se cumple con mayor facilidad el criterio de 2% diferencia de dosis global respecto al eje en lugar del 50% de diferencia de dosis local. A modo de casos representativos para el estudio, en la fig. 3 se representa la comparación de los perfiles de dosis transversales y longitudinales a la profundidad de 100 mm pertenecientes a los campos de 12 × 12, 42 × 42, 80 × 80, 100 × 100 (mm × mm).

Dosis absorbida

La comparación de los valores de dosis absorbida en agua correspondiente a las pruebas DOH-2, DOH-3 y DOH-8 presenta desviaciones en todos los casos propuestos inferiores a 2%, acorde a la tolerancia establecida en las recomendaciones nacionales,²¹ siendo la desviación promedio a 5 cm de profundidad de 0.9% ([0.3%,1.8%]), a 10 cm de profundidad 0.1% ([-0.5%,1.0%]) y a 15 cm de profundidad -0.8% ([-1.6%,0.3%]), mientras que los puntos en eje para las pruebas DOH-3 y DOH-8, debidos a la medida de dosis en transmisión de láminas, presentan variaciones porcentuales mayores al tratarse de valores de dosis muy bajos (desviación promedio 9.5%, [7.3%,12.5%]), aunque en términos absolutos presenten un acuerdo satisfactorio. La incertidumbre relativa de dosis media depositada en un vóxel decrece conforme aumenta la dosis depositada en ese vóxel, por lo que la incertidumbre relativa en las regiones de altas dosis será inferior a la asociada a las regiones de bajas dosis.

Factores de campo

La desviación registrada entre los factores de campo calculados mediante MC respecto a los obtenidos empleando el procedimiento de dos pasos para la corrección de la medida realizada con diodo PTW 60018 en campos pequeños aparece representada en la fig. 4, con sus correspondientes barras de incertidumbre, mostrando una satisfactoria compatibilidad entre los resultados encontrados.

Estas diferencias entre factores de campo son similares a las encontradas por otros autores³¹ (desviación promedio 0.5%, [0%,1.5%]) para el mismo sistema de planificación y acelerador, pero empleando en su caso micro-cámara *Scanditronix-Wellhofer* CC-01 y normalizando cada medida respecto al campo de referencia de 98 mm × 98 mm, además de utilizar una varianza media inferior a 1% y resolución espacial de 2 mm a 3 mm como parámetros de cálculo MC.

Los factores de campo dependen de las dimensiones y geometría de las fuentes de radiación primaria y dispersada, dado que los elementos de colimación bloquean la componente extrafocal cuando las dimensiones del campo son reducidas (30 mm × 30 mm) de modo que para campos inferiores, incluso la componente debida a la fuente de radiación primaria puede resultar parcialmente bloqueada por los colimadores.

La combinación asociada a los bloqueos parciales de ambas fuentes causa un rápido decrecimiento de los valores de los factores de campo a medida que se reducen las dimensiones de los campos de radiación. Otro efecto con influencia en los factores de campo es debido a la cantidad de radiación retrodispersada que alcanza a las cámaras monitoras dependiendo de

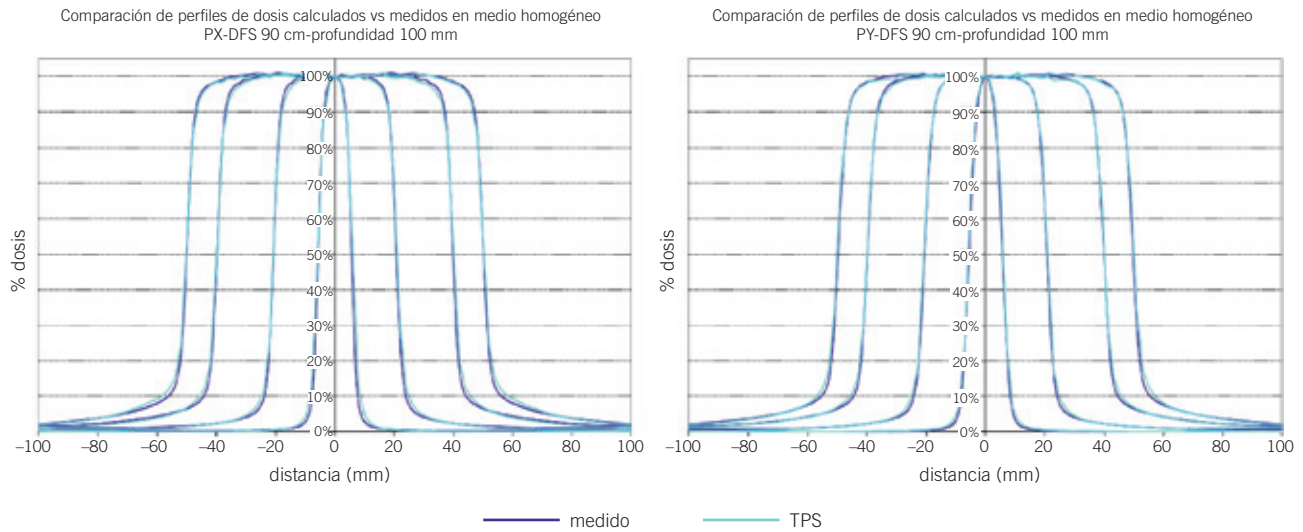


Fig. 3. Perfiles de dosis transversales (izquierda) y longitudinales (derecha) medidos y calculados con 2.0 mm de resolución espacial y varianza media de 0.5%, para campos de radiación de 12 mm × 12 mm, 42 mm × 42 mm, 80 mm × 80 mm y 100 mm × 100 mm.

la posición de las mordazas, siendo tanto mayor este aumento de radiación cuanto menor sea el campo. Diferentes publicaciones sobre algoritmos de cálculo MC en haces de fotones³²⁻³⁵ han mostrado que existe una desviación de hasta 1.5% entre los factores de campo calculados y medidos, si se consideran los efectos debidos a radiación retrodispersada.

La ausencia de equilibrio electrónico lateral es el principal factor que contribuye a las dificultades en la dosimetría de campos pequeños. Cuando el detector no es equivalente a tejido, cualquier cambio en el espectro de fotones o electrones causa un cambio en la respuesta respecto a un detector equivalente a tejido.³⁶ En caso de que el detector sea una cámara de ionización,

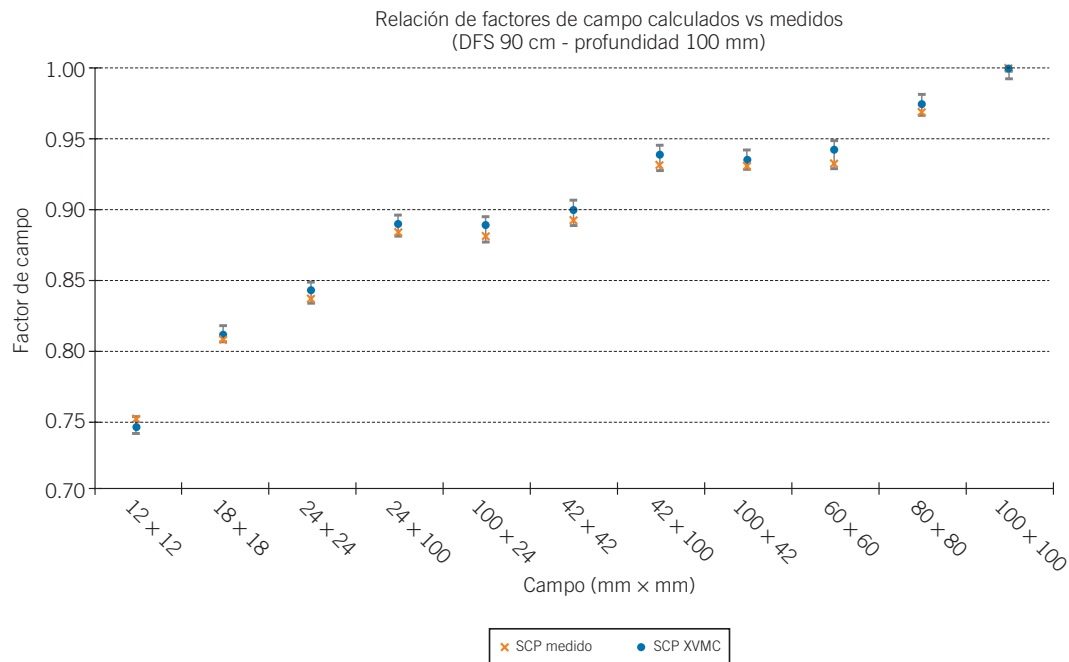


Fig. 4. Factores de campo medidos y calculados con 2.0 mm de resolución espacial y varianza media de 0.5%, normalizados al valor del campo de referencia de 100 mm × 100 mm. Se muestran las barras de incertidumbre para evaluación de la compatibilidad de los resultados.

la cavidad de aire puede incrementar el desequilibrio electrónico resultando en una menor dosis en el aire de la cavidad respecto a la que existiría en tejido en esa misma posición.³⁶ Los diodos sobreestiman ligeramente los factores de campo para haces estrechos debido a la no equivalencia tisular del volumen activo de silicio, así como del material acrílico de densidad superior a agua que rodea al volumen activo, los cuales aumentan la dispersión lateral y reducen, consiguientemente, el desequilibrio electrónico lateral, por lo que los factores de campo pueden levemente sobreestimarse para los campos más pequeños.

Para campos pequeños con diámetros inferiores al alcance máximo de los electrones secundarios, equivalente a la profundidad del máximo de deposición de dosis, la energía promedio del espectro de electrones puede aumentar debido a la pérdida de equilibrio electrónico lateral.³⁶ Para electrones secundarios generados por un haz de 6 MV, la razón de poderes másicos de frenado por colisión entre agua y silicio muestra una ligera reducción conforme aumenta la energía de los electrones.³⁶ Por tanto, los factores de campo para los campos más pequeños, evaluados como el cociente entre lecturas del detector, puede ser ligeramente sobreestimado.

La incertidumbre asociada a la medida de los factores de campo estimada como la propagación cuadrática de las incertidumbres de la medida del campo problema respecto al campo de referencia, siendo cada una de estas incertidumbres determinada mediante la desviación estándar entre medidas sucesivas con micro-cámara para los campos superiores a 24 mm × 24 mm, y diodo y micro-cámara para los campos más pequeños, ha sido inferior a 0.3%, con un factor de cobertura de $k = 2$.

La incertidumbre asociada al cálculo MC de los factores de campo estimada como la propagación cuadrática de las incertidumbres de la dosis calculada para el campo problema respecto al campo de referencia, aplicando una varianza media de cálculo MC de 0.5%, ha sido inferior a 0.7%, con un factor de cobertura de $k = 2$.

Transmisión de MLC

La comparación de los perfiles de dosis calculados como *speed optimized* y *accuracy optimized* respecto a la dosis medida con matriz bidimensional de cámaras de ionización, aparece en la fig. 5 donde se observa cómo el cálculo basado en la opción *speed optimized* subestima la dosis al no considerar adecuadamente ni la transmisión interlámina ni intralámina. Las barras de incertidumbre que han sido aplicadas a los valores de dosis medida se corresponden con el criterio de 2 mm de distancia de acuerdo y 2% de diferencia de dosis local respecto a la dosis calculada como *accuracy opti-*

mized, con la excepción de los valores inferiores al 20% de la dosis máxima correspondientes a la zona externa en cuyo caso la tolerancia ha sido ampliada al 50% de diferencia de dosis local.

Verificación experimental en medios heterogéneos

Las diferencias entre la dosis calculada MC como dosis referida a agua, D_W , y dosis referida a medio, D_M , respecto a la dosis medida en un medio heterogéneo con insertos de baja densidad, aparecen representadas para los distintos campos de radiación en la fig. 6, donde se registra un aumento de las desviaciones conforme las dimensiones del campo se reducen, aunque en estos resultados deberían considerarse las diferencias encontradas en la variación de los factores de campo calculados MC, ligeramente superiores respecto a los medidos para esa misma serie de campos.

Esta circunstancia pone de manifiesto la necesidad de disponer de un algoritmo de cálculo de dosis que presente un modelado adecuado de la dispersión lateral para campos pequeños en medios de baja densidad, dado que según disminuyen las dimensiones del campo de radiación, existe un mayor desequilibrio electrónico lateral, especialmente cuanto menor sea la densidad del medio.

Un aspecto a resaltar en este procedimiento es el uso de cámaras de ionización para la medida de dosis en el seno de medios no equivalentes a agua. En base a la referencia de Araki,³⁷ la perturbación debida a la presencia de una cámara *semiflex* PTW 31010 en un material equivalente a tejido pulmonar es insignificante excepto en condiciones de desequilibrio electrónico lateral como sucede en campos inferiores a 30 mm × 30 mm. En esta situación, los factores de perturbación, P_Q , para medios de baja densidad son un 2% inferior a los correspondientes al agua, debido principalmente a efectos de perturbación de la pared y el tallo de la cámara, P_{wall} y P_{stem} , mientras que el cociente de los poderes de frenado para el medio pulmonar es aproximadamente 1% superior a medio equivalente a agua y prácticamente independiente de las dimensiones del campo.³⁷

Por consiguiente, los factores de corrección por heterogeneidad, calculados como el producto del cociente de poderes de frenado y los factores de perturbación entre agua y medio, para la estimación de dosis absorbida en medio pulmonar mediante cámara de ionización sería de 0.99 para el campo de 30 mm × 30 mm, mostrando que la no equivalencia a medio de las paredes de la cámara puede ignorarse dentro de estas diferencias.³⁷

Las desviaciones entre los valores de dosis calculada MC mediante ambas opciones de cálculo respecto

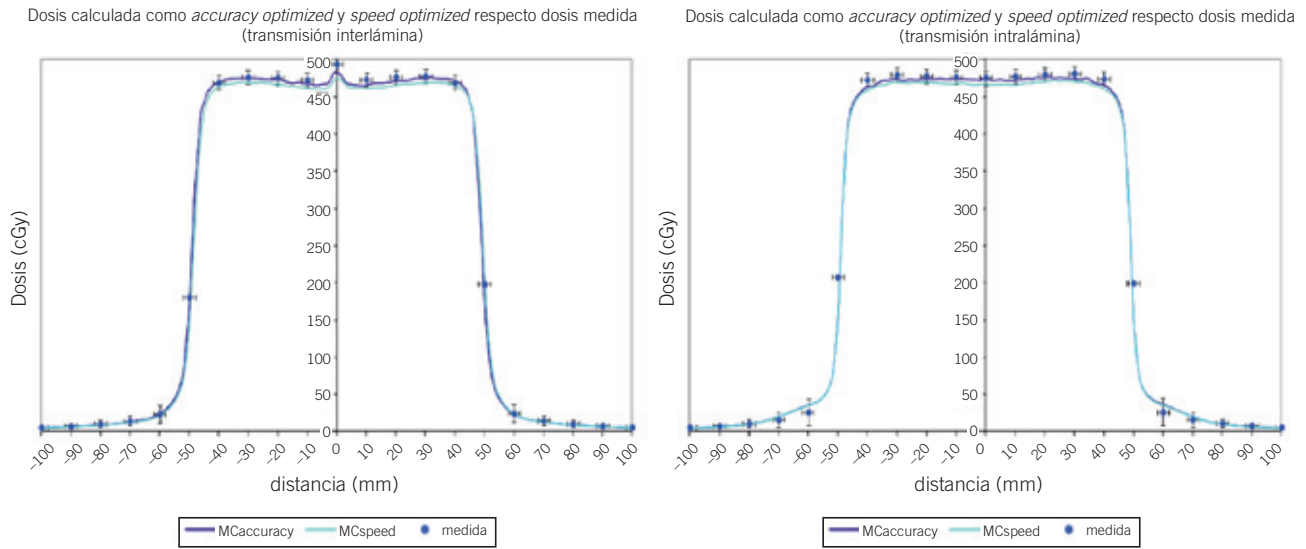


Fig. 5. Perfiles de dosis transversales (izquierda) y longitudinales (derecha) medidos y calculados para un campo de IMRT compuesto por dos segmentos rectangulares adyacentes, irradiados dos veces cada uno, empleando *accuracy optimized* respecto a *speed optimized*, donde resaltan las diferencias dosimétricas en el cálculo debidas a la transmisión de láminas.

a la dosis medida son compatibles dentro de las respectivas barras de incertidumbre, considerando un 3% la que se ha establecido para la medida, acorde con la tolerancia recomendada para la evaluación de la dosis absorbida en presencia de heterogeneidades propuesta

en el Protocolo para Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes.²¹

Los resultados encontrados son similares a los obtenidos por otros autores³¹ (desviación promedio 2%, excepto en el campo de 30 mm x 30 mm, con desvia-

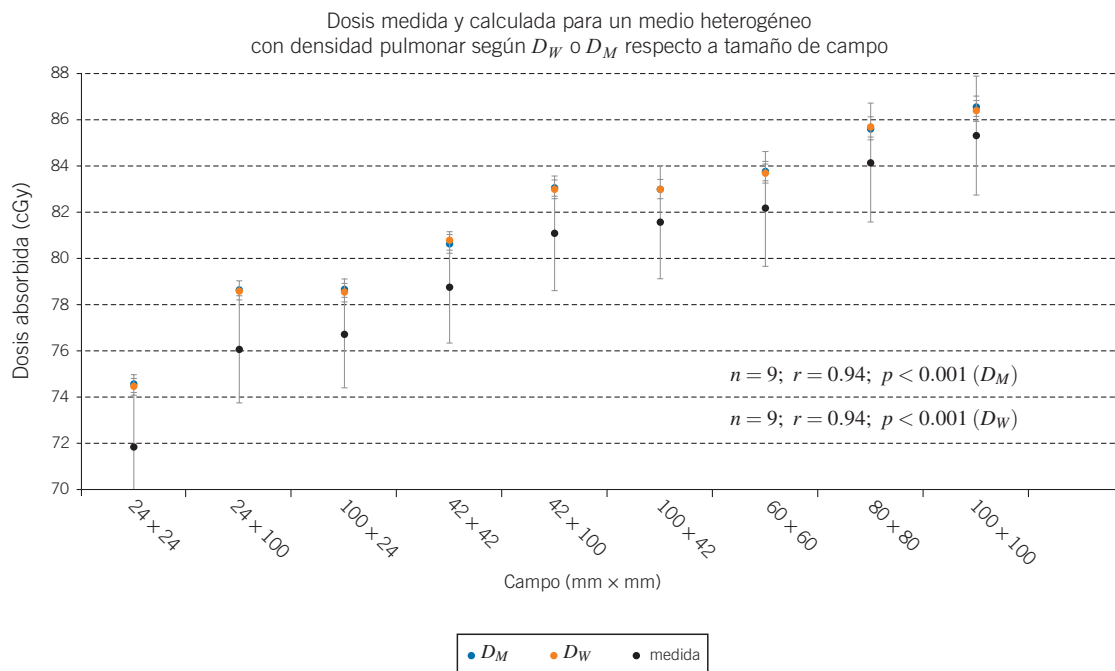


Fig. 6. Comportamiento del algoritmo de cálculo MC para un medio con densidad pulmonar en función de las dimensiones del campo, mostrándose las diferencias entre D_W y D_M respecto a la dosis medida con cámara de ionización, apareciendo las mayores diferencias para los campos más pequeños donde las condiciones de desequilibrio electrónico lateral son mayores.

Tabla 1. Cuadro recopilatorio con las características físicas de los diferentes materiales empleados en la evaluación de la conversión de D_M a D_W asociadas al cociente de poderes máxicos de frenado, además de la comparación con los resultados obtenidos a través del NIST.

Material	ρ^w CIRS	ρ_e^w CIRS	UH_{media}	D_W/D_M	ϵ_{D_W/D_M}	SPR ^w NIST
Pulmón (inhalación)	0.20	0.190	-799	1.007	0.007	1.007
Pulmón (exhalación)	0.50	0.489	-489	0.989	0.007	0.989
Tejido adiposo	0.96	0.949	-73	0.995	0.007	0.994
Tejido mamario	0.99	0.976	-36	1.001	0.007	1.008
Agua	1.00	1.000	-64	1.000	0.007	1.000
Tejido muscular	1.06	1.043	31	1.011	0.007	1.011
Higado	1.07	1.052	46	1.013	0.007	1.012
Hueso trabecular	1.16	1.117	222	1.028	0.007	1.028
Hueso cortical	1.53	1.456	865	1.081	0.008	1.081

ción de 4%) para el mismo sistema de planificación y acelerador, pero empleando en su caso micro-cámara *Scanditronix-Wellhofer* CC-01 y aplicando a la medida el cociente de poderes de frenado máxicos para la conversión de D_W a D_M , además de utilizar una varianza media de 1% a 2% y resolución espacial de 2 mm a 3 mm como parámetros de cálculo MC. No obstante, el cociente de poderes de frenado máxicos entre agua y

medio pulmonar para este rango de energías es aproximadamente de 1.0.

Krieger y Sauer³⁸ desarrollaron una comparación entre algoritmo PB (*Helax TMS*) convolución/superposición (*Helax TMS*) y simulación Monte Carlo para haces convencionales calculados sobre un maniquí de múltiples capas consistente en *styrofoam* (equivalente a tejido pulmonar de baja densidad) y poliestireno. Los

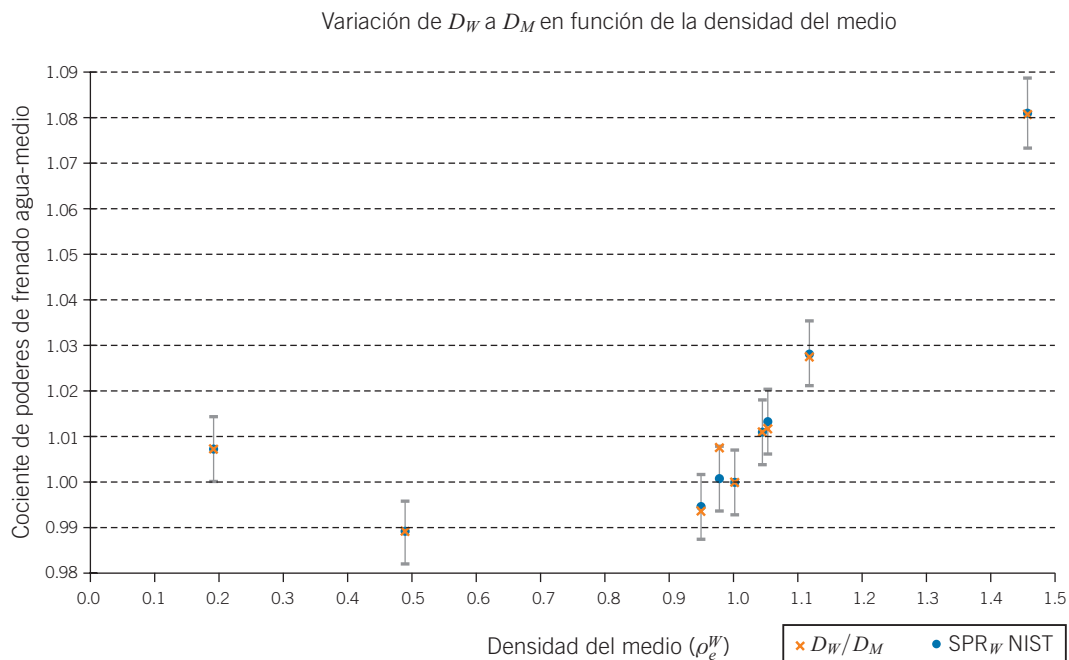


Fig. 7. Comportamiento del algoritmo de cálculo MC en función de la densidad del medio, mostrándose las diferencias entre D_W y D_M asociadas al cociente de poderes máxicos de frenado, donde las mayores diferencias aparecen para medios de alta densidad (hueso cortical).

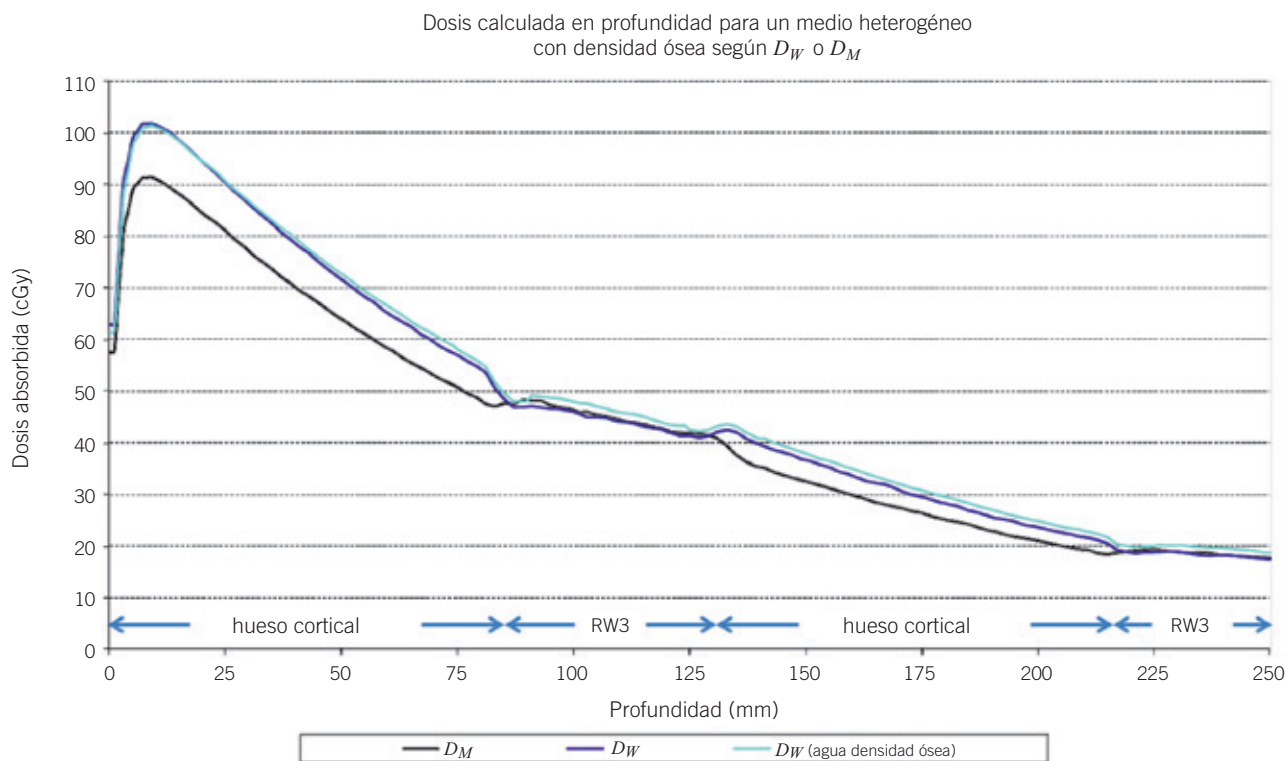


Fig. 8. Rendimientos de dosis en profundidad calculados sobre el maniquí heterogéneo descrito en la fig. 2, indicando que para la conversión de D_M a D_W únicamente es relevante la densidad electrónica especificada por el valor de UH en vez de la composición estequiométrica.

resultados mostraron una concordancia entre convolución/superposición y MC respecto a la medida en poliestireno, mientras que PB se desviaba hasta un 12%. En *styrofoam*, incluso convolución/superposición se desviaba más del 8% respecto a los resultados MC y medida. Los autores atribuían estas desviaciones a las aproximaciones realizadas en el modelado del transporte lateral de electrones en regiones de baja densidad en los algoritmos de cálculo de dosis convencionales.

Considerando que la incertidumbre en la simulación MC es del orden de 0.5%, definida por la varianza media seleccionada, y que la incertidumbre asociada a la medida con cámara de ionización en medios equivalentes a agua es del orden de 2% a 2.5%, según referencia de Carrasco y cols.,³⁹ las desviaciones respecto a la medida pueden consignarse como aceptables.

Dosis referida a agua y dosis referida a medio

En el documento AAPM TG 105¹ aparecen recomendaciones de que los resultados MC deberían explícitamente indicar el material en el que está calculada la dosis, así como permitir la conversión entre D_M y D_W , basado en la teoría de la cavidad de Bragg-Gray, bien

durante o después de la simulación MC. El comportamiento del algoritmo de cálculo MC sobre diferentes materiales, estimado como el cociente de los poderes másicos de frenado entre el agua y el medio particular considerado, se ha comparado con los correspondientes valores calculados según los datos proporcionados por el NIST (véase la fig. 7) encontrándose que las diferencias están contenidas dentro de las barras de incertidumbre.

La interpretación de los resultados presentados en la tabla 1 para los diferentes materiales evaluados, con sus correspondientes densidades másicas y electrónicas relativas a agua certificadas, muestran una diferencia de hasta un 8.1% entre las opciones D_W y D_M en medios de alta densidad (hueso cortical), reduciéndose en torno a 2.8% en medios de densidad intermedia (hueso trabecular), mientras que las diferencias son inferiores a 1% para medios de baja densidad (pulmón inhalación).

La existencia de estas diferencias entre D_M y el valor convertido a D_W , que en algunos casos son destacables, tiene una repercusión directa en la evaluación de los histogramas dosis-volumen (HDV) y distribuciones de dosis^{40,41} por lo que deberían tomarse decisiones clínicas al prescribir la dosis a diferentes medios bio-

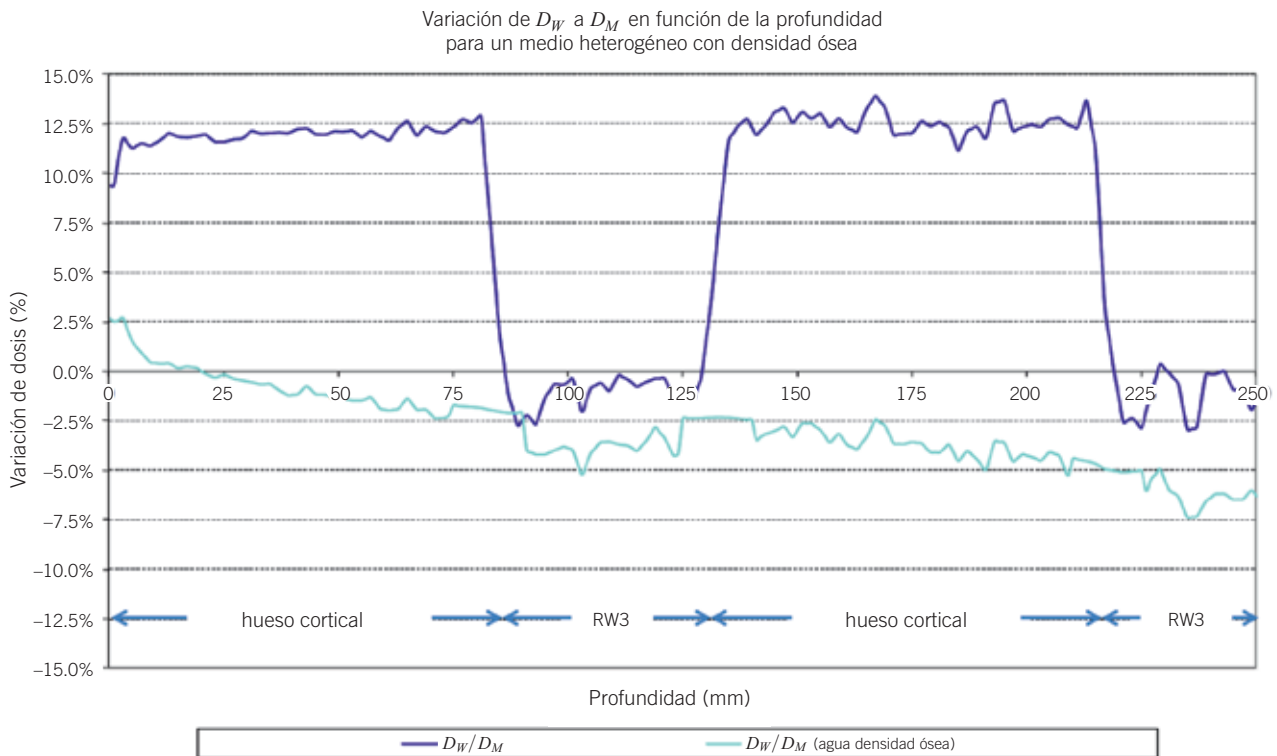


Fig. 9. Variación de la conversión de D_M a D_W con la profundidad para el maniquí heterogéneo descrito en la fig. 2, apreciándose una diferencia aproximada de 12.5% debida al cociente de poderes de frenado agua-hueso, mientras que la diferencia entre D_W para hueso y agua con densidad ósea es, en general, inferior a 5%, indicando un comportamiento similar para ambos medios, independientemente de su composición estequiométrica.

lógicos empleando D_M o D_W convertida. En la fig. 8 se representa la variación de dosis en profundidad calculada como D_W y D_M para el maniquí heterogéneo compuesto de hueso cortical –RW3– hueso cortical –RW3 (véase la fig. 2), además del cálculo D_W para el maniquí compuesto de agua (densidad ósea) –RW3– agua (densidad ósea) –RW3, obtenido al forzar la UH de los tramos de densidad agua a hueso, aunque manteniendo la composición estequiométrica a agua.

En las regiones de densidad agua, todas las opciones de cálculo MC coinciden, pero claramente se diferencian en las regiones de densidad ósea, donde muestran una separación las opciones D_W (calculadas tanto sobre hueso como agua con densidad ósea) respecto a D_M , proporcionando valores de dosis prácticamente equivalentes ambos modos D_W , demostrando que en la conversión de D_M a D_W mediante el código XVMC únicamente importa la densidad electrónica a través del valor de UH, independientemente de su composición estequiométrica.

Esta diferencia en la conversión de D_M a D_W se documenta explícitamente en la fig. 9 donde se representa la variación con la profundidad del cociente entre D_W y D_M , mostrando una diferencia aproximadamente constante de entre 12% y 13% en las regiones de

hueso debido a la aplicación directa del cociente de poderes máxicos de frenado agua-hueso, mientras que el cociente entre D_W calculado sobre hueso y D_W calculado sobre agua con densidad ósea proporciona escasas diferencias, probablemente debido a un diseño experimental distinto entre ambos procedimientos.

Fippel¹⁰ evaluó la precisión del código XVMC mediante comparación con el código DOSXYZnrc en medios homogéneos y heterogéneos (láminas compuestas de hueso y pulmón) encontrándose pequeñas desviaciones para el maniquí de pulmón.

La conversión de número CT a tipo de medio tiene una incertidumbre significativa^{1,2,42-45} debido a artefactos en la imagen de CT y a la mezcla de aire, hueso, y otros tejidos biológicos en el interior de cada uno de los vóxeles empleados en el cálculo. Esta incertidumbre, sin embargo, tiene un impacto reducido en las distribuciones de dosis referidas a medio, dado que existen pequeñas diferencias dosimétricas entre diferentes medios biológicos, inferiores a 4% para haces de 6 MV entre tejido normal y hueso blando,¹² dado que el cociente de poderes de frenado máxicos entre ambos medios es aproximadamente de 1.04.

No obstante, si se realiza la conversión de D_M a D_W la incertidumbre puede aumentar al introducirse un

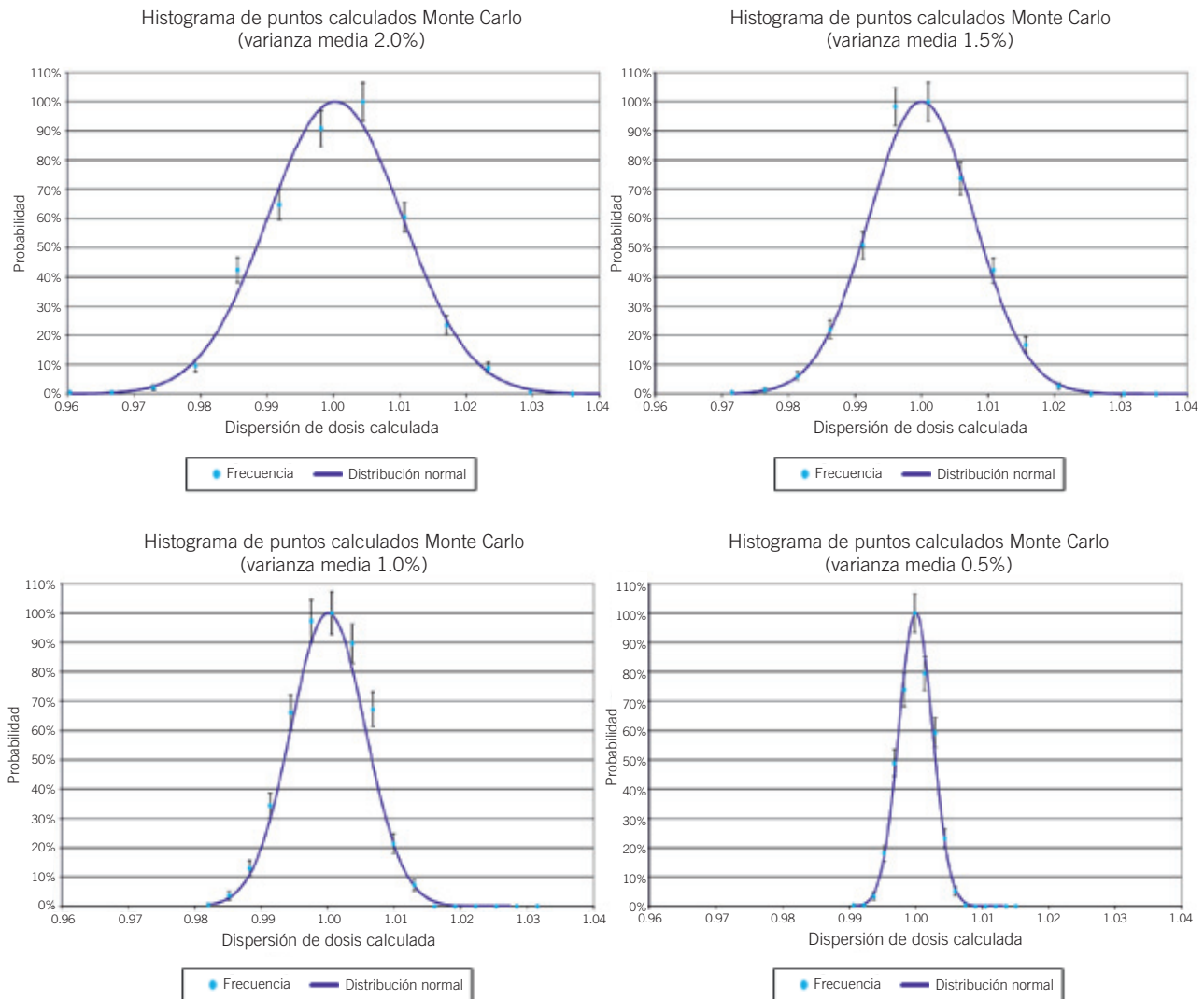


Fig. 10. Probabilidades asociadas al cálculo de dosis MC para distintas varianzas medias mediante las cuales se resalta la naturaleza estocástica de los resultados dada por la dispersión de los valores de dosis calculada, además de su dependencia con la varianza media seleccionada: 2.0% (superior izquierda), 1.5% (superior derecha), 1.0% (inferior izquierda) y 0.5% (inferior derecha).

cambio de hasta un 12% en el valor de la dosis, dependiendo del tipo de medio, especialmente para vóxeles que contengan mezcla de diferentes medios como aire, tejido blando y hueso compacto (AAPM TG 105¹).

Análisis de la varianza estadística

Un aspecto importante a considerar en los métodos de cálculo no deterministas son las dispersiones en el resultado dosimétrico asociadas a las fluctuaciones estadísticas sobre un gran número de puntos de dosis para comprobar con mayor detalle el carácter aleatorio de la distribución. Un modo de visualizar esta naturaleza estocástica consistiría en representar mediante

histogramas que agrupen en torno al valor promedio de dosis las diferentes fluctuaciones estadísticas obtenidas para cada distribución, atendiendo a las distintas varianzas medias seleccionadas en este procedimiento.

En la fig. 10 se representan de este modo la probabilidad de obtener una determinada dosis dentro de la dispersión de valores normalizados al promedio de dosis de cada ROI, además de sus respectivas barras de incertidumbre, proporcionadas como la raíz cuadrada del número de puntos correspondiente a cada rango de dosis. Para cada uno de los histogramas es posible realizar un ajuste a distribución gaussiana de manera que la anchura de cada una de las distribuciones representa la fluctuación estadística asociada a la varianza media de cálculo empleada para cada ROI.

La desviación típica relativa, representada por el cociente de la desviación estándar entre el promedio de cada distribución gaussiana, proporciona una dispersión respecto a la dosis promedio calculada en cada ROI, con un intervalo de confianza de 95% ($k = 2$), de 2.0% [1.9%,2.2%], 1.6% [1.4%,1.7%], 1.1% [1.0%,1.2%] y 0.5% [0.5%,0.6%], resultados que en cada caso son comparables a las varianzas medias seleccionadas, 2%, 1.5%, 1% y 0.5%, respectivamente, quedando de manifiesto que el concepto de varianza media según es considerado en el sistema de planificación *iPlan RT Dose* se corresponde estadísticamente con el coeficiente de variación o desviación típica relativa, dado con un factor de cobertura de $k = 2$.

Conclusiones

En el presente artículo se ha sometido a evaluación un algoritmo de cálculo de dosis MC mediante la elaboración de pruebas que han permitido determinar la precisión dosimétrica en condiciones en que sea más difícil la modelización del transporte de partículas en un medio, como es el caso de medios de baja densidad y campos pequeños. En estas circunstancias, a los problemas asociados al cálculo de dosis MC en cuanto a las aproximaciones y técnicas de reducción de varianza empleadas, se suman los efectos debidos a imprecisiones dosimétricas relacionadas con la pérdida de equilibrio electrónico lateral.

Las desviaciones encontradas entre la dosis calculada MC y medida mediante cámara de ionización en el seno de un medio de densidad equivalente a medio pulmonar han sido inferiores a 3%, considerando que los factores de corrección por heterogeneidad asociados a la medida experimental en estas circunstancias serían del orden de 1%.

Así mismo, se ha demostrado la necesidad de emplear la opción *accuracy optimized* en lugar de *speed optimized* en el cálculo de las distribuciones de dosis en tratamientos de IMRT, dado que de lo contrario se subestimaría la componente debida a dosis transmitida a través de las láminas.

Una particularidad de los algoritmos de cálculo MC es la relacionada con el medio respecto al cual se proporcionan los resultados dosimétricos, bien sea dosis referida a agua, D_W o bien dosis referida a medio, D_M , así como el modo en que se realiza la conversión de una magnitud a otra mediante el cociente de los poderes máxicos de frenado agua-medio, de modo que en el caso de *iPlan RT Dose* para esta conversión simplemente es requerida la UH asociada al medio mediante la curva de calibración a densidad electrónica, sin ser necesaria información relativa a la composición estequiométrica. Por esta razón, el cálculo de dosis referida a agua, D_W , en un medio de alta densidad como hueso

cortical proporciona resultados similares al caso de considerar agua con un valor de UH forzado al número CT correspondiente a la densidad electrónica del hueso.

En el estudio de la aleatoriedad asociada a la simulación MC se ha comprobado que la varianza media definida en *iPlan RT Dose* se corresponde ciertamente con la desviación típica relativa asociada a las fluctuaciones estadísticas de la distribución proporcionado con un factor de cobertura de $k = 2$. Este parámetro es el que determina la anchura de la distribución gaussiana mediante la cual se ajustan las fluctuaciones. Según las recomendaciones del fabricante, es necesario calcular con una varianza media de 1% o inferior para que la desviación entre el resultado dosimétrico calculado y el valor esperado de la dosis sea inferior a este valor con una probabilidad del 95%.

La precisión dosimétrica obtenida en la confluencia de N haces, como sucedería en el entorno de la lesión, corresponderá a una desviación típica relativa corregida por $1/\sqrt{N}$. Dado que la varianza media se normaliza respecto al número de haces involucrados, la varianza definitiva dentro del PTV será menor. Además, al definirse la varianza estadística con respecto a la dosis más alta del plan de tratamiento, la incertidumbre de la dosis calculada dentro de los OAR en las zonas de dosis bajas es mayor en relación con la dosis máxima.

Bibliografía

1. Chetty IJ, Curran B, Cygler JE, DeMarco JJ, Ezzell G, Faddegon BA, et al. Report of the AAPM TG 105: Issues associated with clinical implementation of Monte Carlo-based photon and electron external beam treatment planning. *Med Phys* 2007;34:4818-53.
2. Reynaert N, van der Marck SC, Schaart DR, van der Zee W, van Vliet-Vroegindeweij C, Tomsej M, et al. Monte Carlo treatment planning for photon and electron beams. *Radiation Physics and Chemistry* 2007;76:643-86.
3. Berger MJ. Monte Carlo calculations of the penetration and diffusion of fast charged particles. En: Alder B, Fernbach S, Rotenberg M. (Eds.) *Methods in Computational Physics*, vol. 1. Nueva York: Academic Press; 1963. p. 135-215.
4. Schach von Wittenau AE, Cox LJ, Bergstrom Jr. PM, Chandler WP, Hartmann Siantar CL, Mohan R. Correlated histogram representation of Monte Carlo derived medical accelerator photon-output phase space. *Med Phys* 1999;26:1196-211.
5. Deng J, Jiang SB, Kapur A, Li J, Pawlicki T, Ma CM. Photon beam characterization and modeling for Monte Carlo treatment planning. *Phys Med Biol* 2000;45:411-27.
6. Fix MK, Stampanoni M, Manser P, Born EJ, Mini R, Rügsegger P. A multiple source model for 6MV photon beam dose calculations using Monte Carlo. *Phys Med Biol* 2001;46:1407-27.
7. Fippel M, Haryanto F, Dohm O, Nüsslin F, Kriesen S. A virtual photon energy fluence model for Monte Carlo dose calculation. *Med Phys* 2003;30:301-11.

8. Francescon P, Cavedon C, Fix MK, Keall PJ, Dawson K, Siebers JV. Monte Carlo source model for photon beam radiotherapy: photon source characteristics. *Med Phys* 2004;31:3106-21.
9. Sempau J, Sánchez-Reyes A, Salvat F, ben Tahar HO, Jiang S, Fernández-Varea JM. Monte Carlo simulation of electron beams from an accelerator head using PENELOPE. *Phys Med Biol* 2001;46:1163-86.
10. Fippel M. Fast Monte Carlo dose calculations for photon beams based on the VMC electron algorithm. *Med Phys* 1999;26:1466-75.
11. Kawrakow I, Fippel M, Friedrich K. 3D electron dose calculations using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC). *Med Phys* 1996;23:445-57.
12. Ma CM, Li JS. Dose specification for radiation therapy: dose to water or dose to medium? *Phys Med Biol* 2011;56:3073-89.
13. Fippel M. Efficient particle transport simulation through beam modulating devices for Monte Carlo treatment planning. *Med Phys* 2004;31:1235-41.
14. Kawrakow I, Fippel M. Investigation of variance reduction techniques for Monte Carlo photon dose calculations using XVMC. *Phys Med Biol* 2000;45:2163-83.
15. ICRU Report No. 46: Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues. International Commission on Radiation Units and Measurements; 1992.
16. Kawrakow I. Accurate condensed history Monte Carlo simulation of electron transport I. EGSnrc: the new EGS4 version. *Med Phys* 2000;27:485-98.
17. Wang L, Lovelock M, Chui CS. Experimental verification of a CT-based Monte Carlo dose-calculation method in heterogeneous phantoms. *Med Phys* 1999;26:2626-34.
18. Fippel M, Kawrakow I, Friedrich K. Electron beam dose calculations with the VMC algorithm and the verification data of the NCI working group. *Phys Med Biol* 1997;42:501-20.
19. Fippel M, Laub W, Huber B, Nüsslin F. Experimental investigation of a fast Monte Carlo photon beam dose calculation algorithm. *Phys Med Biol* 1999;44:3039-54.
20. Guía de Referencia de Física de BrainLAB. Manual Técnico. Edición 1.5; 2012.
21. SEFM. Protocolo para Control de Calidad en Sistemas de Planificación de Terapia con Radiaciones Ionizantes. Sociedad Española de Física Médica. Madrid; 2005.
22. Bjarngard BE, Tsai JS, Rice RK. Dose on the central axes of narrow 6 MV x-ray beams. *Med Phys* 1990;17:794-9.
23. McKerracher C, Thwaites DI. Assessment of new small-field detectors against standard-field detectors for practical stereotactic beam data acquisition. *Phys Med Biol* 1999;44:2143-60.
24. Chetty IJ, Charland PM, Tyagi N, McShan DL, Fraass BA, Bielajew AF. Photon beam relative dose validation of the DPM Monte Carlo code in lung-equivalent media. *Med Phys* 2003;30:563-73.
25. Arnfield MR, Siantar CH, Siebers J, Garmon P, Cox L, Mohan R. The impact of electron transport on the accuracy of computed dose. *Med Phys* 2000;27:1266-74.
26. Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Weber L, Ginjaume M, et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med Phys* 2004;31:2899-2911.
27. Papanikolaou N, Battista J, Boyer A, Kappas C, Klein E, Mackie TR, et al. Tissue Inhomogeneity Corrections for Megavoltage Photon Beams. AAPM Report No. 85: Task Group No. 65 of the Radiation Therapy Committee of the American Association of Physicists in Medicine. Medical Physics Publishing. Madison (WI); 2004. p. 1-135.
28. Berger MJ. ESTAR, PSTAR, and ASTAR: Computer programs for calculating stopping-power and range tables for electrons, protons, and helium ions. Technical Report NBSIR 4999. National Institute of Standards and Technology. Gaithersburg (MD); 1993.
29. Ma CM, Li JS, Jiang SB, Pawlicki T, Xiong W, Qin LH, et al. Effect of statistical uncertainties on Monte Carlo treatment planning. *Phys Med Biol* 2005;50:891-907.
30. Keall PJ, Siebers JV, Jeraj R, Mohan R. The effect of dose calculation uncertainty on the evaluation of radiotherapy plans. *Med Phys* 2000;27:478-84.
31. Fragoso M, Wen N, Kumar S, Liu D, Ryu S, Movsas B, et al. Dosimetric verification and clinical evaluation of a new commercially available Monte Carlo-based dose algorithm for application in stereotactic body radiation therapy (SBRT) treatment planning. *Phys Med Biol* 2010;55:4445-64.
32. Hartmann Siantar CL. Description and dosimetric verification of the PEREGRINE Monte Carlo dose calculation system for photon beams incident on a water phantom. *Med Phys* 2001;28:1322-37.
33. Tyagi N, Moran JM, Litzenberg DW, Bielajew AF, Fraass BA, Chetty IJ. Experimental verification of a Monte Carlo-based MLC simulation model for IMRT dose calculation. *Med Phys* 2007;34:651-63.
34. Ding GX. Using Monte Carlo simulations to commission photon beam output factors; A feasibility study. *Phys Med Biol* 2003;48:3865-74.
35. Parker B, Shiu AS, Liu HH. Small-field dosimetry with multiple detectors and Monte Carlo calculations. *Med Phys* 2002;29:1372.
36. Heydarian M, Hoban PW, Beddoe AH. A comparison of dosimetry technique in stereotactic radiosurgery. *Phys Med Biol* 1996;41:93-110.
37. Araki F. Monte Carlo-based correction factors for ion chamber dosimetry in heterogeneous phantoms for megavoltage photon beams. *Phys Med Biol* 2012;57:7615-27.
38. Krieger T, Sauer OA. Monte Carlo-versus pencil-beam/collapsed-cone dose calculation in a heterogeneous multi-layer phantom. *Phys Med Biol* 2005;50:859-68.
39. Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Panettieri V, Weber L, Eudaldo T, et al. Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities. *Med Phys* 2007;34:3323-33.
40. Liu HH, Keall P, Hendee WR. Point / Counterpoint: D_M rather than D_w should be used in Monte Carlo treatment planning. *Med Phys* 2002;29:922-4.
41. Ma CM, Li JS. Monte Carlo dose calculation for radiotherapy treatment planning: dose to water or dose to medium? IFMBE Proceedings. 25/1; 2009; Dossel O, Schlegel WC (Eds.); Heidelberg: Springer; 2009. p. 326-9.

42. Ma CM, Mok E, Kapur A, Pawlicki T, Findley D, Brain S, et al. Clinical implementation of a Monte Carlo treatment planning system. *Med Phys* 1999;26:2133-43.
43. Ma CM, Jiang SB, Pawlicki T, Chen Y, Li JS, Deng J, et al. A quality assurance phantom for IMRT dose verification. *Phys Med Biol* 2003;48:561-72.
44. Verhaegen F, Devic S. Sensitivity study for CT image use in Monte Carlo treatment planning. *Phys Med Biol* 2005;50:937-46.
45. Bazalova M, Beaulieu L, Palefsky S, Verhaegen F. Correction of CT artifacts and its influence on Monte Carlo dose calculations. *Med Phys* 2007;34:2119-32.



SIEMENS



Small cells don't have to lead to big problems.

Siemens answers help doctors detect diseases earlier, saving costs and extending lives.

When diseases are caught early, they make less of an impact on everyone. That's because a large majority of today's healthcare costs go toward treating the late stages of diseases like cancer and heart disease. With Siemens advanced diagnostic technology, doctors

can accurately identify these killers earlier. So patients get the treatment they need sooner. Which helps save lives and cuts costs. Wherever there are tough health-care questions, we're answering them.

[siemens.com/answers](https://www.siemens.com/answers)