NOTA TÉCNICA Revista de Física Médica 2004; 5(2): 94-98

Cálculo de dosis alrededor de cavidades aéreas y asignación de densidad electrónica en aire en el planificador XiO

A. Miñambres Moro*, C. Mínguez Aguilar, F.A. Floriano Pardal, F. García Vicente, L. Pérez González, J.J. Torres Escobar

Servicio de Oncología Radioterápica. Sección de Radiofísica
Hospital Universitario de La Princesa. Madrid.

Introducción

La presencia de diferencias de densidad en el cuerpo humano supone uno de los grandes retos en el cálculo de dosis para cualquier planificador de radioterapia externa. La situación más crítica en cuanto a cambios de densidad se da en el entorno de las cavidades aéreas creadas por los órganos del tracto respiratorio: fosas nasales, faringe, laringe, tráquea, bronquios, etc, problema que ha sido ampliamente estudiado y analizado[1-13].

La cuestión de relevancia clínica no es conocer la dosis absorbida en aire, sino conocer la dosis absorbida en puntos del tejido próximos a una cavidad aérea. Estas zonas se caracterizan por un fuerte desequilibrio electrónico, tanto en la interfaz tejido-aire a la salida del haz *(build-down)* como en la interfaz aire-tejido a la entrada del haz en el tejido *(re-build-up)*. Para medir la dosis en o cerca de una interfaz aire-tejido se pueden utilizar distintos métodos o instrumentos (cámara plana[1,3,7,9,11], cámara de extrapolación[2], TLD[4-6,11], película[7,13], detector de diamante[6,8]) o simulaciones Monte Carlo[7,10-13]. Experimentalmente se observa que la dosis en puntos de tejido próximos a la cavidad es menor que la dosis que habría en esos puntos si no hubiera cavidad. La subdosificación es mayor con tamaños de campo menores, cavidades más grandes y energías más altas. Por esta razón su importancia puede llegar a ser considerable en técnicas especiales que utilizan campos pequeños, como intensidad modulada[8,13] o radiocirugía[6]. Por otro lado, en algunos tumores de cabeza y cuello es necesario irradiar la mucosa (de la laringe o la tráquea) situada a menos de 0,1 mm de profundidad. La subdosificación de la mucosa puede llegar al 80% de la dosis prescrita[5] (puntos a 0,05 mm de la superficie en irradiación con campos opuestos de 6 MV y tamaño 6x6 cm^2), lo que puede relacionarse en algunos casos con una baja probabilidad de control local del tumor.

En cuanto a la dosimetría clínica, en estas situaciones los planificadores actuales dan valores de dosis por encima de los reales, a causa de las defectuosa modelización del transporte electrónico cerca del límite aire-tejido[9,11-13]. Este trabajo trata del comportamiento de un planificador comercial en dichas situaciones.

Método y resultados

En nuestro hospital disponemos de un planificador XiO 4.1 (CMS, EE UU) para la dosimetría clínica de tratamientos de radioterapia externa. En localizaciones con heterogeneidades pronunciadas se utiliza el algoritmo MultiGrid Superposition[14], un algoritmo del tipo convolución/superposición que efectúa los cálculos de dosis en zonas heterogéneas con una precisión aceptable (~2% en dosis local)[15].

Sin embargo, en el cálculo cerca de cavidades aéreas este algoritmo presenta un artefacto relacionado con la asignación de densidad al aire. La densidad electrónica del aire relativa a la del agua es del orden de 0,001. No obstante, en la curva estequiométrica (números CT-densidad electrónica) los usuarios del planificador XiO sólo pueden seleccionar la densidad electrónica del tejido en pasos de 0,01, con un valor mínimo de 0, de manera que a la hora de asignar la densidad al aire (número CT ≈ -1084) la alternativa es asignar al aire densidad 0 o densidad 0,01.

Correspondencia: A. Miñambres. Servicio de Rafiofísica y Protección Radiológica. Hospital U. Marqués de Valdecilla. Avda de Valdecilla s/n. 39008 Santander. E-mail: angelmm_hup@yahoo.es
Fecha de recepción: 12-7-2004
Fecha de aceptación: 13-9-2004

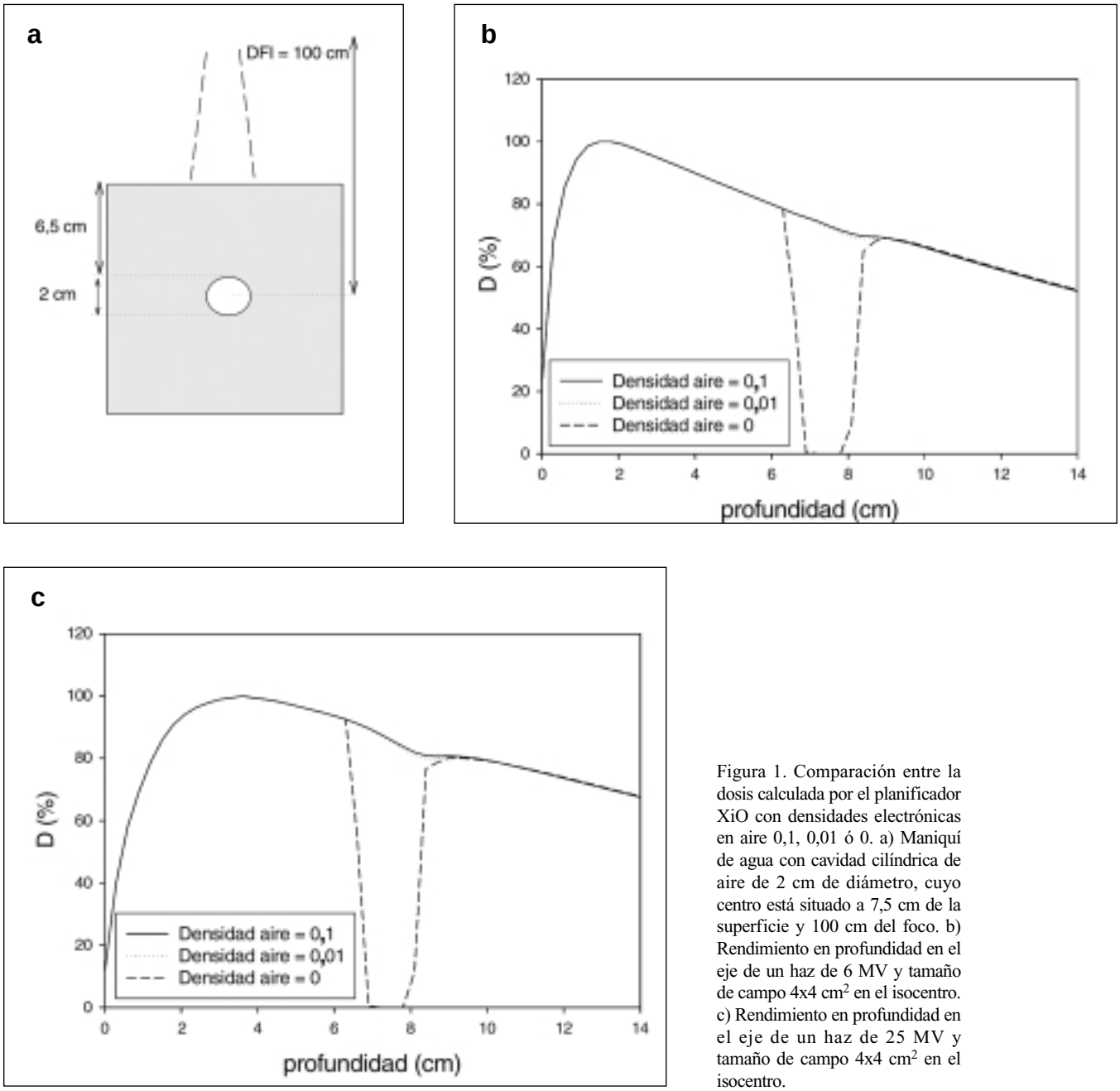

Figura 1. Comparación entre la dosis calculada por el planificador XiO con densidades electrónicas en aire 0,1, 0,01 ó 0. a) Maniquí de agua con cavidad cilíndrica de aire de 2 cm de diámetro, cuyo centro está situado a 7,5 cm de la superficie y 100 cm del foco. b) Rendimiento en profundidad en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 4x4 cm^2 en el isocentro. c) Rendimiento en profundidad en el eje de un haz de 25 MV y tamaño de campo 4x4 cm^2 en el isocentro.

Asignando al aire densidad 0 se observa que la dosis dentro de cavidades grandes (mayores de 1 cm de diámetro aproximadamente) disminuye bruscamente a cero para todas las energías (Figura 1). Experimentalmente se observa que la dosis en una cavidad aérea puede disminuir en la cavidad, pero nunca de forma tan extrema[7,11]. Por otra parte, si se asigna al aire densidad 0,01 desaparecen los artefactos de cálculo, pero con el inconveniente esta vez de que la densidad real del aire es diez veces menor de 0,01.

La cuestión consiste en qué densidad electrónica asignar al aire (0,01 ó 0) para que la dosis en puntos de tejido próximos a la cavidad sea lo más correcta posible. Para ello se compararon los cálculos del planificador XiO con medidas o modelizaciones Monte Carlo en distintos maniquíes con cavidades aéreas publicadas en la bibliografía[8,10,13]. No es un método totalmente exacto puesto que las calidades de los haces utilizados en los artículos no son exactamente las calidades del planificador XiO de nuestro hospital, pero suficiente si solamente se desea obtener una estimación aproximada del efecto.

En la Figura 2 se comparan los cálculos del planificador con los datos obtenidos por Monte Carlo de Allen Li y cols.[10] para una cavidad rectangular (3 cm de espesor y

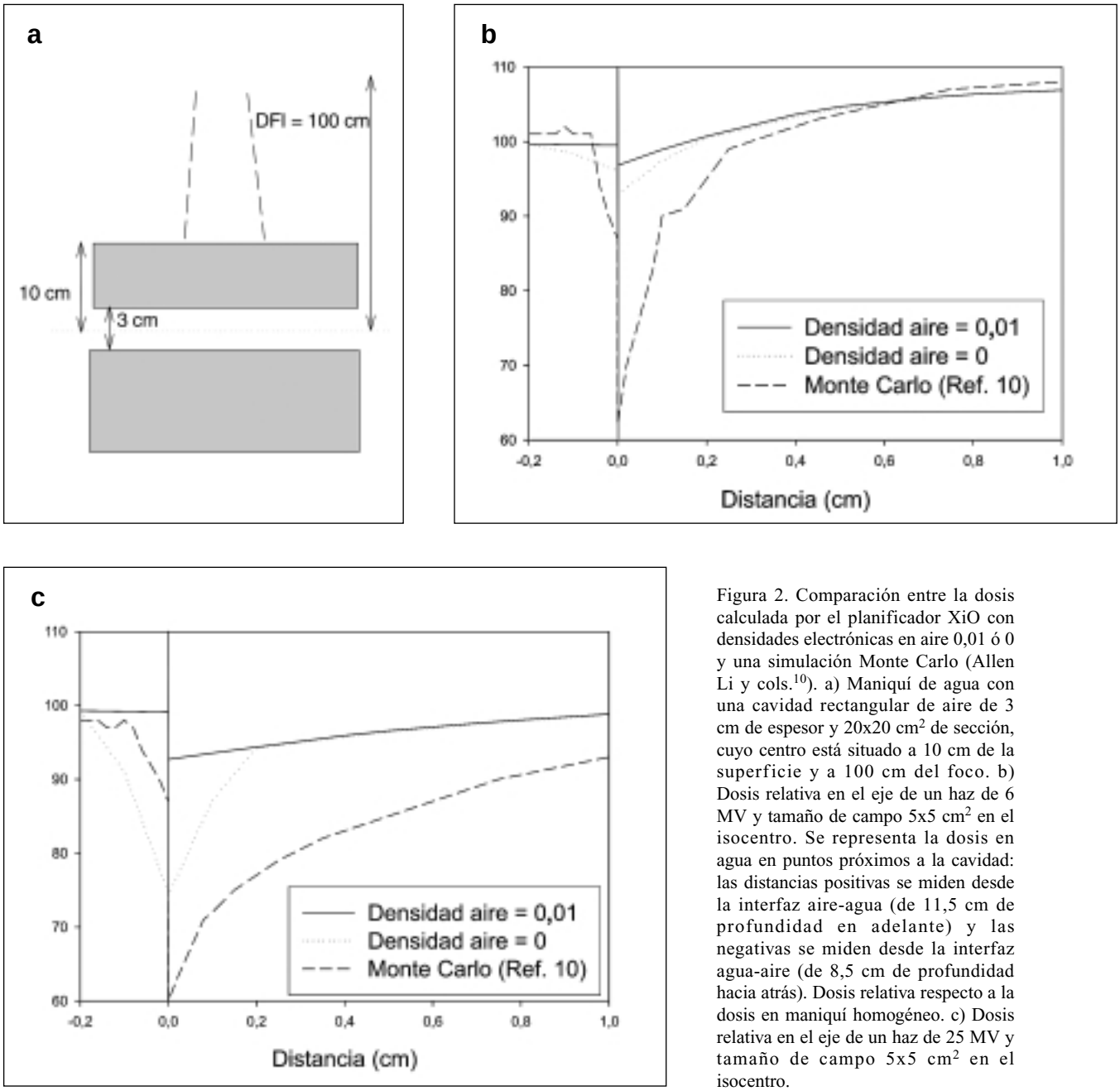

Figura 2. Comparación entre la dosis calculada por el planificador XiO con densidades electrónicas en aire 0,01 ó 0 y una simulación Monte Carlo (Allen Li y cols.[10]). a) Maniquí de agua con una cavidad rectangular de aire de 3 cm de espesor y 20x20 cm^2 de sección, cuyo centro está situado a 10 cm de la superficie y a 100 cm del foco. b) Dosis relativa en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 5x5 cm^2 en el isocentro. Se representa la dosis en agua en puntos próximos a la cavidad: las distancias positivas se miden desde la interfaz aire-agua (de 11,5 cm de profundidad en adelante) y las negativas se miden desde la interfaz agua-aire (de 8,5 cm de profundidad hacia atrás). Dosis relativa respecto a la dosis en maniquí homogéneo. c) Dosis relativa en el eje de un haz de 25 MV y tamaño de campo 5x5 cm^2 en el isocentro.

20x20 cm^2 de sección). El planificador XiO calcula con el algoritmo MultiGrid Superposition para haces de 6 MV y 25 MV de un acelerador Saturne 43 (Varian, EE UU). La simulación Monte Carlo utiliza el código EGS4 para haces de 6 MV y 24 MV.

En la Figura 3 se comparan los cálculos del planificador XiO con las medidas de De Wlamynck y cols.[8] y los datos obtenidos por Monte Carlo de Martens y cols.[13] para una cavidad cilíndrica de 2 cm de diámetro. Los cálculos del planificador son análogos a los del caso anterior. Las medidas se realizaron con un detector de diamante[8] con un volumen activo de 0,21 mm de espesor y 3,6 mm de diámetro (PTW-Freiburg, modelo 60003, Alemania) para un haz de 6 MV de un acelerador SL25 (Elekta, Reino Unido). En la simulación Monte Carlo[13] se modela un haz de 6 MV de un acelerador SLi plus (Elekta, Reino Unido) con el código EGS4.

Además, en la Figura 1 se muestran los rendimientos en profundidad calculados por el planificador XiO en un maniquí con una cavidad aérea de 2 cm de diámetro. Para tener una idea de cómo calcularía el planificador con densidad en aire 0,001 es útil comparar sus cálculos con densidades 0,1 y 0,01. Por esta razón se muestran en la figura los rendimientos con tres asignaciones de densidad en aire: 0,1, 0,01 ó 0.

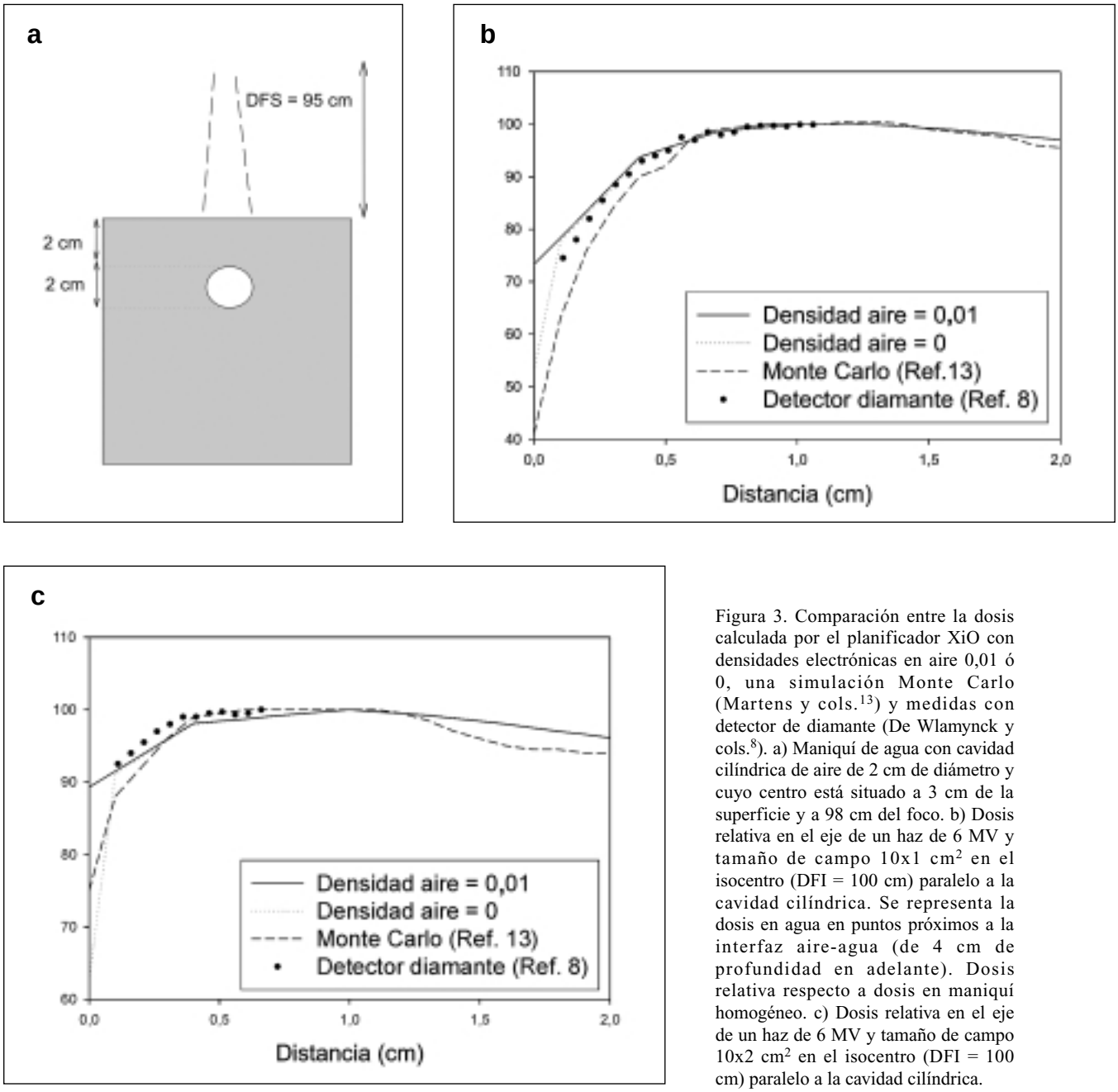

Figura 3. Comparación entre la dosis calculada por el planificador XiO con densidades electrónicas en aire 0,01 ó 0, una simulación Monte Carlo (Martens y cols.[13]) y medidas con detector de diamante (De Wlamynck y cols.[8]). a) Maniquí de agua con cavidad cilíndrica de aire de 2 cm de diámetro y cuyo centro está situado a 3 cm de la superficie y a 98 cm del foco. b) Dosis relativa en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 10x1 cm^2 en el isocentro (DFI = 100 cm) paralelo a la cavidad cilíndrica. Se representa la dosis en agua en puntos próximos a la interfaz aire-agua (de 4 cm de profundidad en adelante). Dosis relativa respecto a dosis en maniquí homogéneo. c) Dosis relativa en el eje de un haz de 6 MV y tamaño de campo 10x2 cm^2 en el isocentro (DFI = 100 cm) paralelo a la cavidad cilíndrica.

Discusión y conclusiones

La subdosificación predicha por la simulación Monte Carlo en la Figura 2b es del 90% a 1 mm de la superficie, para el haz de 6 MV, frente al 99% y 97% calculados por el planificador para densidades en aire 0,01 y 0 respectivamente. A más de 3 mm de la superficie la diferencia entre la simulación Monte Carlo y el planificador (para ambas densidades) es menor del 2%. En el caso de 25 MV (Figura 2c) la simulación Monte Carlo predice una subdosificación del 72% a 1 mm de la superficie, mientras que el planificador XiO proporciona 94% y 87% en el mismo punto, para densidades en aire 0,01 y 0 respectivamente. Estos datos indicarían que sería preferible asignar al aire densidad 0, pues así la subdosificación calculada se aproxima más a la real.

La cavidad de la Figura 2, por su gran tamaño, no es representativa de las cavidades que se encuentran en el cuerpo humano. La cavidad de la Figura 3, cilíndrica y de 2 cm de diámetro, está más próxima a la situación real. La subdosificación predicha en este caso por la simulación Monte Carlo para el campo de 10x1 cm^2 (Figura 3b) es de 63% a 1 mm de la superficie, 75% por el detector de diamante y 78% por el planificador para ambas

densidades (0,01 ó 0). A partir de 6 mm de la interfaz la diferencia entre las cuatro curvas es menor del 2%. Con el campo de 10x2 cm^2 (Figura 3c) la subdosificación predicha a 1 mm la interfaz es de un 88% por Monte Carlo, 93% por el detector de diamante y 91% por el planificador XiO para las dos densidades. A partir de 3 mm de la interfaz la diferencia entre las cuatro curvas es menor del 2%. Las diferencias para este tamaño de campo son pequeñas y, de hecho, De Wlamynck y cols.[8] realizaron medidas con el detector de diamante para campos de 10x3 y 10x4 cm^2 pero no las muestran en su artículo porque el efecto estudiado es insignificante para estos tamaños de campo. También se observa en la Figura 3c que la dosis calculada por el planificador con densidad 0 en la interfaz (63%) es aún menor que la predicha por la simulación Monte Carlo (75%), lo que podría estar causado por que la dosis calculada por el planificador es cero en gran parte de la cavidad. Por tanto, lo que en las Figuras 2b, 2c y 3b sugería un mejor acuerdo entre el cálculo del planificador con densidad en aire 0 y la dosis real, ahora parece más bien consecuencia del cálculo equivocado de la dosis en aire por el planificador.

Por último, en la Figura 1 se presentan los rendimientos en profundidad calculados por el planificador XiO en un maniquí con una cavidad aérea para tres asignaciones de densidad en aire: 0,1, 0,01 y 0. Las dimensiones de la cavidad (2 cm de diámetro) y del tamaño de campo (4x4 cm^2) representan uno de los casos más desfavorables en el uso habitual del planificador XiO en nuestro Servicio. Con asignación de densidad 0 se observa que la dosis calculada es cero, en claro desacuerdo con los valores de dosis en aire obtenidos por simulación Monte Carlo en cavidades aéreas[7,11]. Respecto a los puntos de tejido próximos a la interfaz la diferencia entre la dosis calculada por el planificador con densidades 0,1 y 0,01 es pequeña: un 2% a 1 mm de la interfaz, y menos de 1% de 2 mm en adelante, para ambas energías. Esto nos lleva a suponer que la dosis que calcula el planificador en tejido próximo a la interfaz aire-tejido con densidad 0,01 en aire no debe ser muy distinta de la que calcularía si la densidad asignada fuera 0,001. Esta suposición se ve confirmada por el hecho de que Allen Li y cols.[10] no hallaron diferencias significativas en las dosis obtenidas en estas zonas por simulación Monte Carlo cuando se aumentaba la presión del aire de la cavidad de 1 atm a 10 atm.

En conclusión, decidimos que en la curva estequiométrica del planificador XiO al número CT del aire le correspondiera una densidad electrónica relativa igual a 0,01. Descartamos el valor 0 porque el cálculo equivocado de la dosis en aire que se da en este caso puede provocar que la dosis en puntos de tejido próximos a la interfaz aire-tejido sea erróneamente baja. Suponemos que el cálculo que haría el planificador con la densidad real del aire (0,001) no sería muy distinta de la que hace con densidad 0,01. Además podemos estimar, en las condiciones habituales en nuestro Servicio (tamaños de campo mayores de 4x4 cm^2 y cavidades menores de 3 cm de diámetro), el error en los cálculos del planificador: en puntos del tejido a más de 5 mm de la interfaz aire-tejido la diferencia con la dosis real es del orden del 2%, de 2 a 5 mm de la interfaz la dosis calculada por el planificador puede ser hasta un 5% mayor que la dosis real, y en puntos de tejido a menos de 2 mm de la interfaz la dosis calculada por el planificador puede ser hasta un 10-20% mayor que la dosis real.

Referencias

1. Young ME J, Kornelsen RO. "Dose corrections for low-density tissue inhomogeneities and air channels for 10 MV x-rays". Med Phys 1983; 10: 450-455.
2. Beach JL, Mendiondo MS, Mendiondo O. "A comparison of air-cavity inhomogeneity effects for cobalt-60, 6 and 10 MV x-ray photon beams". Med Phys 1987; 14:140-144.
3. Klein EE, Chin LM, Rice RK, Mijnheer BJ. "The influence of air cavities on interface doses for photon beams". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1993; 27: 419-427.
4. Niroomand-Rad A, Harter K. W, Thobejane S, Bertrand K. "Air cavity effects on the radiation dose to the larynx using Co-60, 6 MV and 10 MV photon beams". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1994; 29: 1139-1146.
5. Ostwald PM, Kron T, Hamilton C. "Assessment of mucosal underdosing in larynx irradiation". Int J Radiat Oncol Biol Phys 1996; 36: 181-187.
6. Rustgi AK, Samuels MA, Rustgi SN. "Influence of air inhomogeneities in radiosurgical beams". Med Dosim 1997; 22: 95-100.
7. Kan WK, Wu PM, Leung HT, Lo TC, Chung CW, Kwong DL, Sham ST. "The effect of the nasopharyngeal air cavity on x-ray interface doses". Phys Med Biol 1998; 43: 529-537.
8. De Wlamynck K, De Wagter C, De Neve W. "Diamond detector measurements near simulated air channels for narrow photon beams". Radiother Oncol 1999; 53:155-159.
9. Shahine BH, Al-Gahzi MSAL, El-Khatib E. "Experimental evaluation of interface doses in the presence of air cavities compared with treatment planning algorithms". Med Phys 1999; 26: 350-355.
10. Allen Li X, Yu C, Holmes T. "A systematic evaluation of air cavity dose perturbation in megavoltage x-ray beams". Med Phys 2000; 27: 1011-1017.
11. Arnfield MR, Hartmann Siantar C, Siebers J, Garmon P, Cox L, Mohan R. "The impact of electron transport on the accuracy of computed dose". Med Phys 2000; 27: 1266-1274.
12. Huang C, Chu T, Lin S, Lin J, Hsieh C. "Accuracy of the convolution/superposition dose calculation algorithm at the condition of electron disequilibrium". Appl Radiat Isot 2002; 57: 825-830.
13. Martens C, Reynaert R, De Wagter C, Nilsson P, Coghe C, Palmans H, Thierens H, De Neve W. "Underdosage of the upper-airway mucosa for small fields as used in intensity modulated radiation therapy: A comparison between radiochromic film measurements, Monte Carlo simulations, and collapsed cone convolution calculations". Med Phys 2002; 29: 1528-1535.
14. Miften M, Wiesmeyer M, Monthofer S, Krippner K. "Implementation of FFT convolution and multigrid superposition models in the FOCUS RTP system". Phys Med Biol 2000; 45: 817-833.
15. García-Vicente F, Miñambres A, Jerez I, Modolell I, Pérez L, Torres JJ. "Experimental validation tests of fast Fourier transform convolution and multigrid superposition algorithms for dose calcultion in low-density media". Radiother Oncol 2003; 67: 239-249.