

Descripción técnica y dosimétrica de un sistema aplicador de alineación rígida para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones en acelerador convencional

Technical and dosimetric description of a hard-docking applicator system for intraoperative radiotherapy with electron beams in a non-dedicated accelerator

José Ramón Sendón del Río*, Rafael Ayala Lázaro, Rocío Jiménez Rojas, Susana Gómez Cores, Cristina González Ruiz, M^a Jesús García Hernández, Miguel Ángel López Bote

Hospital General Universitario Gregorio Marañón. Servicio de Dosimetría y Protección Radiológica.

Fecha de Recepción: 21/12/2012 - Fecha de Aceptación: 17/09/2013

Exponemos nuestra experiencia con un sistema de aplicación de radioterapia intraoperatoria de alineación rígida con haces de electrones en aceleradores convencionales. En la introducción repasamos las opciones de configuración de los sistemas aplicadores. A continuación, describimos el aplicador empleado y los métodos de medida. La dosimetría, los problemas asociados al diseño de este sistema y las soluciones adoptadas se muestran en los resultados. El comportamiento dosimétrico lo discutimos elaborando una explicación teórica consistente.

Palabras clave: radioterapia, intraoperatoria, aplicadores, electrones, dosimetría.

Our experience with a hard-docking applicator system for intraoperative electron-beam radiotherapy is described. In the introduction, we review the configuration options of the applicator systems. In the following section, the applicator system used and the methods of measurement are described. The dosimetric characterization, some problems related to the system and the solutions we adopted are shown in results. Finally, the dosimetric behavior is discussed developing a consistent theoretical explanation.

Key words: radiotherapy, intraoperative, applicators, electrons, dosimetry.

Introducción

La radioterapia intraoperatoria (RIO) es una modalidad de tratamiento del cáncer que consiste en impartir una sesión de radiaciones ionizantes sobre el tumor macroscópico o el lecho tumoral quirúrgicamente expuesto. Se administran dosis absorbidas del orden de 8 a 20 Gy, normalmente como sobreimpresión a un tratamiento de radioterapia externa, con haces de electrones generados en aceleradores lineales diseñados y dedicados para su utilización en la RIO o de uso general pero adaptados mediante aplicadores y modificadores específicos.

Los aplicadores constan de una pieza terminal esterilizada, denominada bisel, que se introduce en el paciente para separar y blindar el tejido sano adyacente, reducir la penumbra y conformar el campo de radiación (véase la fig. 1). Esta pieza está angulada en su extremo, con el fin de facilitar su adaptación a la anatomía del paciente e incrementar la superficie de tratamiento. El sistema colimador se alinea con el haz de radiación mediante la unión física con el cabezal del acelerador¹⁻⁴ (alineación rígida) o utilizando un sistema óptico^{5,6,10} (alineación externa).

Los trabajos sobre la aplicación en RIO de haces de electrones producidos en aceleradores de uso clínico

* Correspondencia
Email: Joseramon.sendon@salud.madrid.org

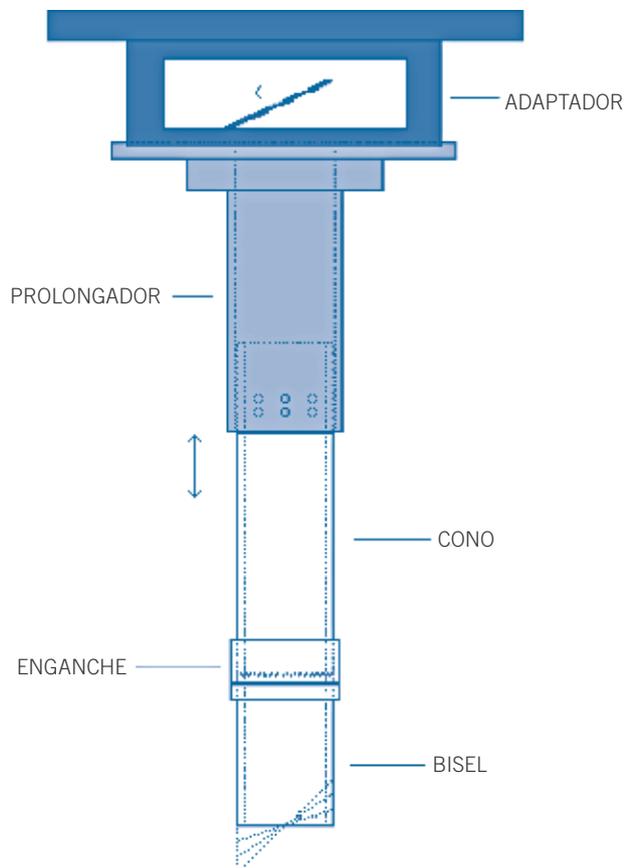


Fig. 1. Proyección del sistema aplicador específico de la RIO utilizado en el HGUGM. La pieza superior (gris oscuro) es el adaptador con el espejo retráctil, a continuación el prolongador (gris claro) formado por una bandeja de Al y un cilindro de latón (se muestran los pares de tornillos de enganche), en blanco se muestra el cono unido al bisel con la zona de enganche correspondiente. La representación no es a escala.

fueron iniciados en la Universidad de Kyoto (Japón) por M. Abe en 1965. En 1976 se implantó la técnica en el Hospital Howard de Washington (EEUU) y en España se implementó por primera vez en la Clínica Universitaria de Navarra en 1984.

Desde sus comienzos hasta la actualidad ha habido importantes avances en la RIO con aceleradores de uso general. Se añadieron elementos prácticos y de seguridad como el espejo retráctil para visualizar la zona de tratamiento,² la codificación de la bandeja del adaptador para implementar las seguridades de los aplicadores convencionales,³ el sistema telescópico que permite que la distancia fuente a superficie sea variable⁴ o una lámina de Mylar para prevenir la caída de partículas.² Se valoró la radiación dispersa en las paredes del bisel⁶ y en la bandeja adaptadora² para distintos espesores y materiales. Se estudió la distribución de dosis en función de la apertura de los colimadores,^{1,2} la utilización de un anillo metálico en el bisel para uniformizar lateral-

mente la distribución de dosis,^{5,7} la alineación del bisel con el haz de radiación⁶ y el uso de dispersores para aumentar la dosis relativa en superficie.¹⁰ Se investigó la dosimetría relativa con detector de diodo tipo p,¹¹ la dosimetría absoluta con cámara de ionización plana y protocolo IAEA TRS-398,¹³ y la aplicación de la simulación Monte Carlo a la optimización del diseño y sistemas de medida.^{9,12,13} Asimismo, en 1995 se publicó el Task Group 48 de la AAPM,⁸ que constituye el documento de referencia para la puesta en marcha de esta técnica.

El Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid (HGUGM) aplica la RIO desde 1994, habiendo tratado más de 1000 pacientes.¹⁴ En este trabajo exponemos nuestra experiencia con un sistema de aplicación RIO, implementado en el HGUGM en 2012, de alineación rígida de diseño general para acelerador convencional y las modificaciones particulares aportadas en base a las publicaciones descritas. Aunque existen modelos comerciales de aplicadores, éstos se suelen diseñar de forma específica para cada centro, por lo que particularizaremos la información a la sistemática de medida y problemática acaecida en nuestro hospital, que podría ser extrapolable a otros servicios.

Material y métodos

En el HGUGM se ha adaptado el acelerador lineal Elekta Precise, que dispone de haces de electrones de 6, 8, 10, 12, 15 y 18 MeV nominales, con un sistema aplicador, suministrado por GMV, específico para RIO. El sistema aplicador (véase la fig. 1) consta de varias componentes. La principal es el bisel, cilindro hueco de metacrilato transparente de 3 mm de espesor que se introduce en la zona quirúrgica. El bisel puede estar angulado en su extremo distal en 0°, 15°, 30° o 45°, y disponible con diámetros externos de 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 12 y 15 cm. La longitud de cualquier bisel medida en su eje es 19.5 cm, facilitando así su colocación.

El bisel se alinea con el haz de radiación uniéndolo físicamente al cabezal del acelerador, fijando una pieza cilíndrica hueca denominada “cono” que hace de puente con la parte del sistema aplicador unido al cabezal. El cono se une al bisel con un enganche mecánico de nailon complementario en ambas piezas. Cada cono está construido en metacrilato de 3 mm de espesor, longitud 39.5 cm y con los mismos diámetros externos que los biseles.

El cono se introduce en una pieza metálica o “prolongador” que consta de una bandeja de aluminio sobre un cilindro hueco de latón. En cada prolongador el diámetro del hueco de la bandeja coincide con el diámetro externo del cilindro y el diámetro externo de cada cono coincide con el diámetro interno del prolongador correspondiente dejando una holgura suficiente para permitir su deslizamiento. La longitud total del pro-

longador es de 23 cm y cada cono puede introducirse en su prolongador en un rango de 30 cm, obteniendo distancias fuente-superficie entre 120 cm y 150 cm. El cono se fija por rozamiento con 3 grupos dobles de tornillos fijos repartidos simétricamente en el extremo inferior del prolongador. El espesor de la bandeja es de 2.1 cm en un diámetro de 19.5 cm alrededor del hueco y 0.8 cm en el resto.

El sistema aplicador se inserta, utilizando el mismo mecanismo que un aplicador convencional, en las ranuras de accesorios del cabezal del acelerador mediante un marco metálico hueco denominado "adaptador", que contiene la codificación de configuración automática de mordazas del aplicador convencional 20 cm × 20 cm (apertura de mordazas equivalente en el isocentro de 28.6 cm × 30.2 cm para 6 MeV y 25.4 cm × 26.6 cm para 12 MeV), espejo retráctil para visualizar el área de tratamiento, rieles inferiores para insertar el prolongador y un tope móvil de seguridad para fijarlo.

Se analizan las distribuciones de dosis del sistema aplicador en función de la energía nominal del haz de radiación (E), del diámetro externo del cono (C), del ángulo de bisel (B) y de la distancia fuente a superficie del maniquí (DFS).

Utilizamos los conceptos: "eje clínico" o línea proyectada perpendicularmente desde la superficie del maniquí que corta al eje central del aplicador en la superficie; "eje geométrico" o recta que contiene al eje de radiación; "punto de referencia" o punto a la profundidad del máximo de dosis en el eje clínico; "isodosis del X%" o conjunto de puntos cuya dosis es igual al X% de la dosis en el punto de referencia.

Las distribuciones de dosis fueron medidas en agua con un diodo tipo p EFD3G (IBA Dosimetry) y sistema dosimétrico RFA300 (IBA Dosimetry) únicamente en haces de electrones de energía nominal 6 y 12 MeV (las únicas de las que disponemos de 4 o más medidas independientes en un periodo de 6 meses). Los factores de calibración del acelerador para cada energía se midieron con una cámara de ionización plano-paralela PPC-40 (IBA Dosimetry) en condiciones de referencia según el protocolo internacional de la IAEA TRS-398.¹³ Las tasas de dosis para cada cono se calcularon por cocientes de medidas, en el eje clínico a la profundidad del máximo de dosis, relativas al factor de calibración de la energía correspondiente utilizando diodo.

Para prevenir que la cámara colisione con el bisel y evitar que por capilaridad el agua ascienda varios milímetros en el interior del mismo, las medidas se hicieron con el extremo distal del bisel situado aproximadamente a 2 mm de la superficie del agua y girando el cabezal del acelerador hasta situar la base paralela a la superficie del agua. La cámara se centró en superficie, evitando así la corrección por desplazamiento del campo de radiación en profundidad con bisel distintos de 0°.

Las curvas de isodosis se calcularon, utilizando OmniPro-Accept 6.5 (IBA Dosimetry), por interpolación lineal de las medidas en agua del rendimiento de dosis en profundidad (PDD) a lo largo del eje clínico y de los perfiles de dosis (PS) a las profundidades de 3 mm, profundidad del máximo de dosis en el eje clínico, profundidad del 90% de dosis referido al máximo y posterior al mismo en el PDD clínico, R_{50} (profundidad del 50% de dosis referido al máximo del PDD clínico) y R_{20} (profundidad del 20% de dosis referido al máximo del PDD clínico). En la fig. 2 se muestran los siguientes niveles de isodosis: 90%, de interés clínico, que debe encerrar el volumen de tratamiento; 100%, como referencia; 105, 110 y 120% para visualizar la uniformidad en la distribución de dosis en la zona de tratamiento; 80% para delimitar los valores de dosis en superficie; las isodosis del 20 y 10% para visualizar la zona de penumbra en el tejido sano y la del 50% como referencia física del alcance en profundidad del haz de electrones. Se incluyen los 3 mm contiguos a la superficie extrapolados a partir de los rendimientos en profundidad.

Definimos los siguientes parámetros, útiles para la descripción del volumen de tratamiento: tasa de dosis en el punto de referencia; dosis en superficie relativa al punto de referencia (PDD(0)); profundidad máxima de la isodosis del 90% en el eje clínico (d_{90}); tamaño de campo o anchura de la isodosis del 90% a la profundidad del punto de referencia; uniformidad (H) o dosis máxima del volumen encerrado por la isodosis del 90% dividida por la dosis en el punto de referencia; simetría (S) o diferencia máxima entre las distancias del punto de referencia a los puntos de la isodosis del 90% situados a la misma profundidad.

En el tejido sano utilizamos las dimensiones de la penumbra, definida como el volumen encerrado entre las isodosis del 10% y del 90%, excepto el volumen de prolongación del bisel centrado en el eje clínico situado entre superficie y la profundidad del punto de referencia.

Resultados

En la fig. 2 se muestran las curvas de isodosis de los biselados con ángulo 0° de C3, C5, C7, C10 y ángulo 45° de C7 para las energías 6 y 12 MeV medidas en agua a DFS = 135 cm. En general, la isodosis del 100% no representa un volumen clínicamente aceptable y su asimetría refleja el grado de alineación de los aplicadores. La isodosis del 90% es cercana a la superficie, ocupa un volumen clínicamente significativo con forma semielíptica en profundidad en tamaños de campo pequeños y forma rectangular cerrada en los bordes para los biselados de mayor diámetro con energía nominal alta; con biselados pequeños y energías bajas las isodosis cercanas al 80% pueden ser más adecuadas

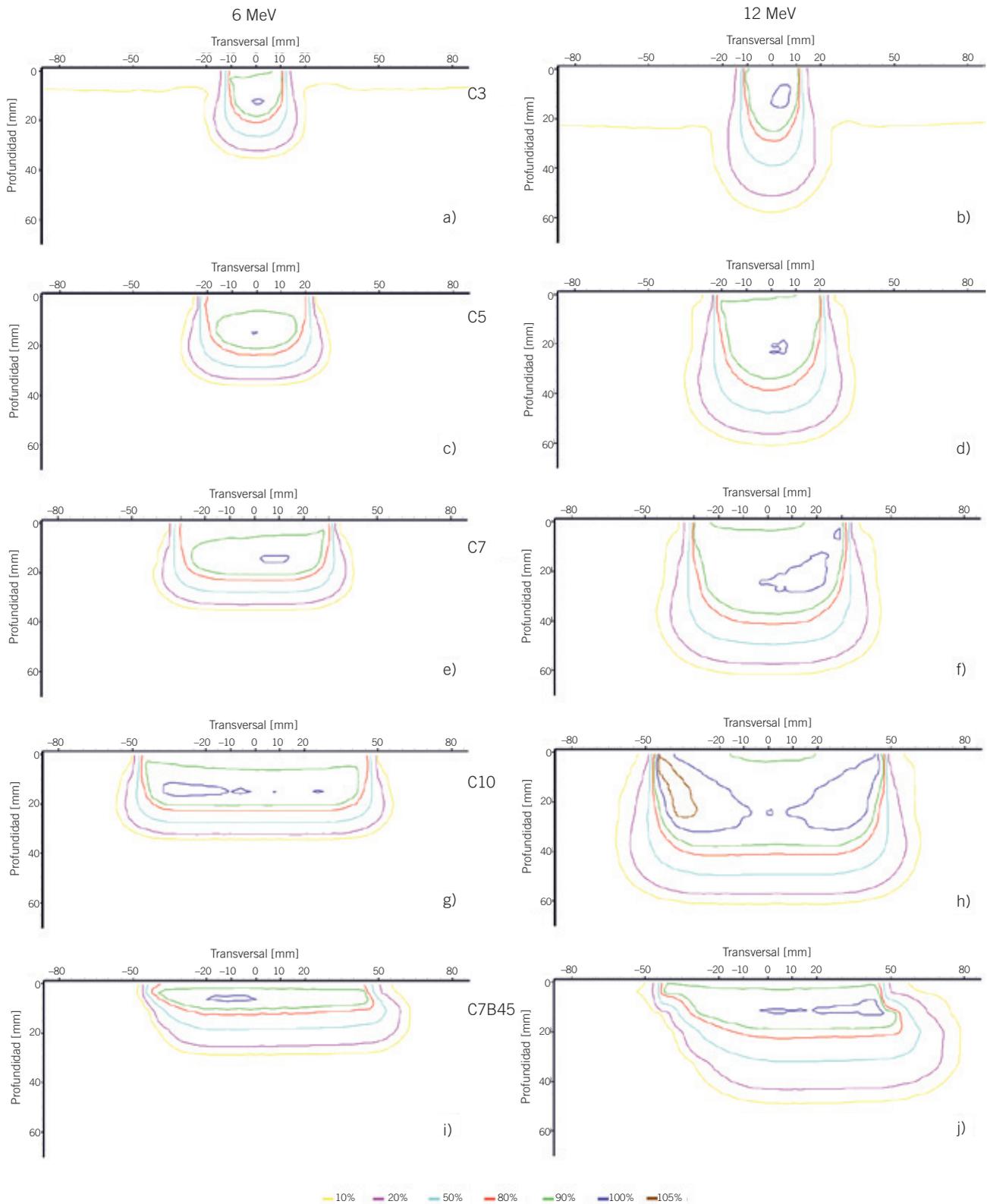


Fig. 2. Curvas de isodosis correspondientes a los biseles con ángulo 0° de C3 (a y b), C5 (c y d), C7 (e y f), C10 (g y h) y ángulo 45° de C7 (i y j) del sistema aplicador de RIO para los haces de energías nominales 6 (izq.) y 12 MeV (dcha.) medidas en agua a DFS = 135 cm. El eje horizontal representa la posición espacial en la dirección del eje mayor perpendicular al eje clínico y con origen en el mismo. El eje vertical representa la profundidad con origen en la superficie del maniquí.

para encerrar el volumen de tratamiento. La homogeneidad del volumen encerrado por la isodosis del 90% es menor que 105% en aplicadores de tamaño intermedio y pequeños; sin embargo en C10 para 12 MeV la homogeneidad es mayor que 105%, con una distribución lateral de las isodosis desde el 100% con forma tridimensional de “corona” inclinada desde los bordes del campo en superficie extendiéndose en profundidad hacia el eje de radiación. En general, la penumbra se abre en profundidad y tiende a cerrarse hacia la superficie, aumentando su dimensión con la energía, pero en C3 se aprecia una distribución de la isodosis del 10% que a 10 cm del eje se sitúa a una profundidad de más de 2 cm.

El comportamiento de las isodosis encerradas por la del 90% de C7B45.135 (nomenclatura interpretada

como: cono de 7 cm de diámetro externo y bisel con ángulo de 45° a DFS = 135 cm) es similar al que tienen con bisel 0°. La isodosis del 90% tiene un alcance menor y su forma no es rectangular ni sigue la dirección correspondiente al ángulo del bisel: en la zona de la punta del bisel la isodosis se contrae y tiende a la dirección del eje clínico mientras que en la zona del talón la isodosis se cierra hacia el eje clínico con ángulo mayor que el del eje geométrico. La penumbra es mayor que con bisel 0°, tanto en profundidad como lateralmente, más en la zona de la punta que en la zona del talón.

La fig. 3 muestra los PDDs y PSs, medidos a la profundidad del máximo en el eje clínico, correspondientes a las curvas de isodosis representadas en la fig. 2. Esta figura es representativa del comportamiento dosimétrico del sistema aplicador con la variación del diámetro

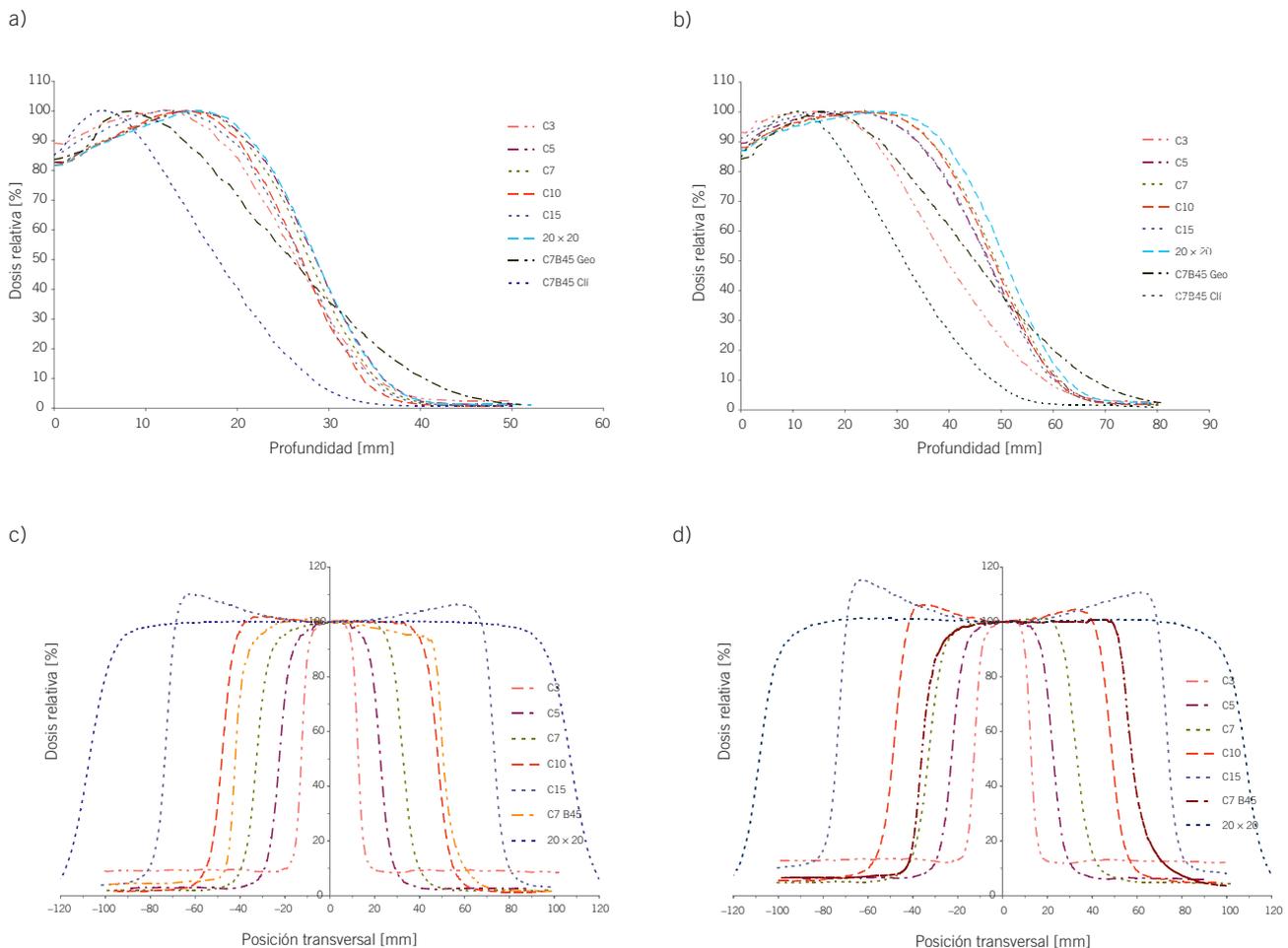


Fig. 3. Rendimientos de dosis en profundidad en el eje geométrico (a y b) y distribuciones transversales de dosis a la profundidad del máximo de dosis en el eje clínico (c y d) correspondientes a las curvas de isodosis representadas en la figura anterior para los haces de energías nominales 6 (izq.) y 12 MeV (dcha.). Se incluye la representación de PDD y PS con aplicador convencional de electrones 20 cm x 20 cm y con bisel C15B0 a DFS = 135 cm. El eje horizontal representa la profundidad a lo largo de los ejes geométrico y clínico con origen en la superficie del maniquí en las figuras con PDD's y la posición espacial en la dirección del eje mayor perpendicular al eje clínico y con origen en el mismo en las figuras con PS's. El eje vertical representa, en %, la dosis relativa a la dosis máxima en el eje clínico.

de los cilindros C3, C4, C5, C7, C10, C15 con bisel 0° y C7 con bisel 45° en ejes geométrico y clínico a distancia 135 cm comparados con el rendimiento en profundidad con aplicador convencional 20 cm \times 20 cm a 100 cm, que tiene la misma codificación de colimadores que el sistema de aplicación RIO. El rendimiento en profundidad con aplicador convencional tiene mayor pendiente y mayor alcance que los rendimientos con cualquiera de los conos del sistema aplicador de RIO (véanse las fig. 3a-b), asimismo no tiene “cuernos” en las distribuciones transversales de dosis (véanse las fig. 3c-d). Los perfiles de dosis correspondientes a C7B45 para 12 MeV son asimétricos en los extremos de

la meseta y H es inferior a 101%, coincidiendo las dosis absorbidas en el eje geométrico y en el clínico en $\pm 0.5\%$.

Las gráficas de la fig. 4 corresponden a biseles de 0° , donde PDD(0) toma valores entre el 82% y el 95% (véase la fig. 4a) y la dosis en superficie en valor relativo al máximo de dosis disminuye al aumentar el diámetro del cono entre 3 y 7 cm, es constante entre C7 y C10 para aumentar de nuevo entre C10 y C15.

d_{90} aumenta con el diámetro del cono entre C3 y C7, se mantiene en ± 0.5 mm entre C7 y C10, para a continuación disminuir en más de 1 mm de C10 a C15 (véase la fig. 4b). La reproducibilidad de d_{90} para C10 es ± 0.2 mm ($k = 2$) con 12 MeV y ± 0.4 mm ($k = 2$)

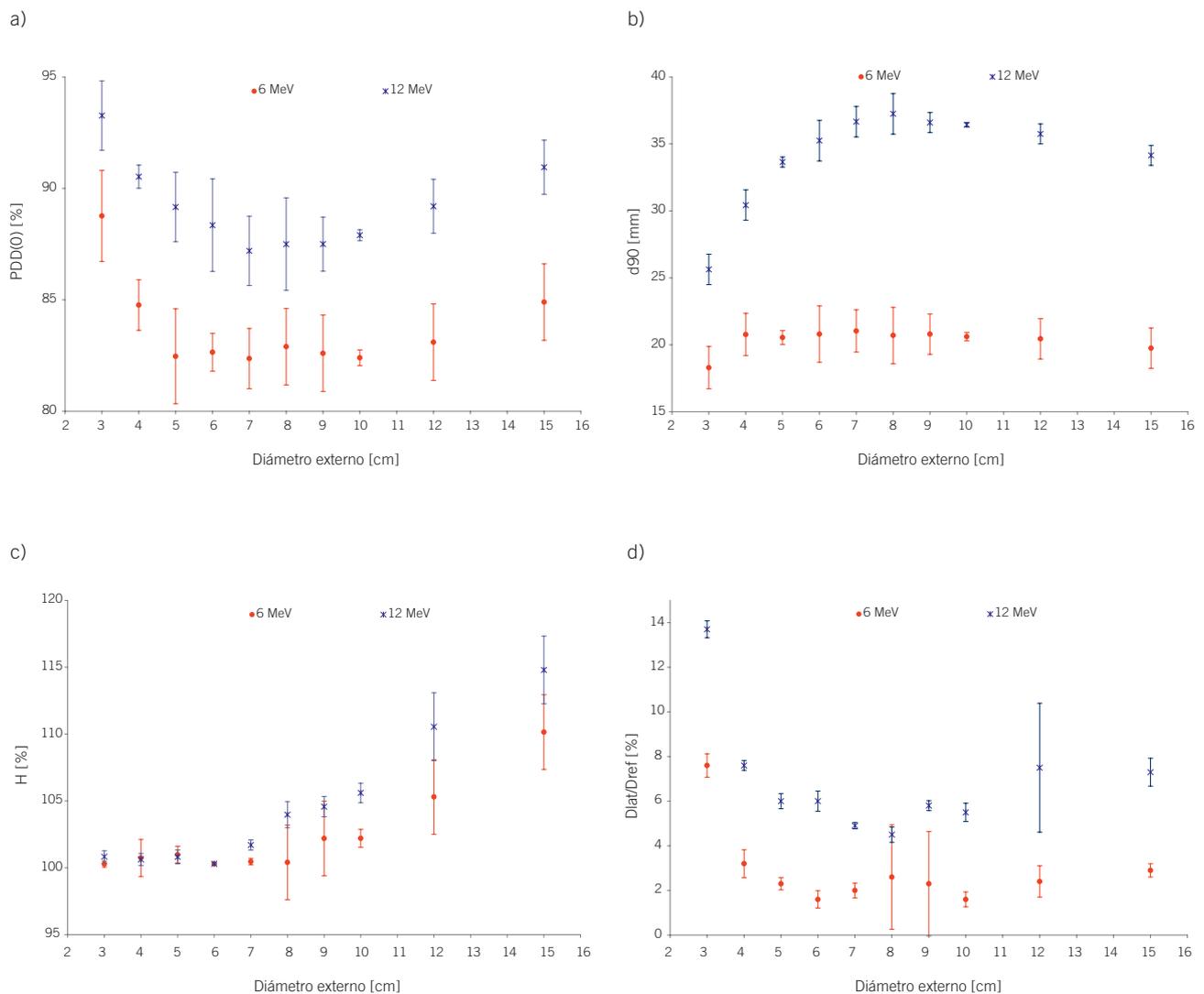


Fig. 4. Resultados de los promedios de entre 3 y 6 medidas de parámetros de PDD's y PS's tomadas a lo largo de 6 meses para los haces de energías nominales 6 y 12 MeV con los biseles de ángulo 0° a DFS = 135 cm. PDD(0) (a), d_{90} (b), H_{90} (c) y dosis relativa lateral (d) en función del diámetro externo de cada cono. Dosis relativa lateral es la dosis a 6 cm de la posición del 90% hacia el exterior del eje de radiación respecto a la dosis en el eje. Se muestra la reproducibilidad de las medidas con $k = 2$.

con 6 MeV, teniendo en cuenta las variaciones energéticas del acelerador durante un periodo de 6 meses (véase la fig. 4b).

El valor de la uniformidad del campo (véase la fig. 4c) aumenta con el diámetro del cilindro alcanzando niveles superiores a 110% a C12 y C15 para 12 MeV.

Las colas laterales (véase la fig. 4d), expresadas en % como el cociente entre la dosis a 6 cm de la posición del 90% hacia el exterior del eje de radiación y la dosis en el eje, aumentan su valor relativo al aumentar la energía y disminuir el diámetro del cono. Llama la atención el alto valor relativo de las colas laterales en C3, superior a 10% para 12 MeV.

No se incluye un estudio equivalente con biseseles distintos de 0° por no disponer de suficientes medidas en el eje geométrico.

Los PDD's de 12 MeV medidos a distancia 120 cm respecto a los medidos a 135 cm, tanto en C3 como en C10 muestran diferencia en PDD(0) inferior a 1% y los d_{90} están en ± 1 mm. Resultados similares se obtienen en las distribuciones transversales de dosis, si bien en C10 los "cuernos" a 135 cm son mayores de 1% que a 120 cm.

La variación de la tasa de dosis absorbida en unidades de cGy/UM y en función del diámetro externo del cono para los haces de energías nominales 6 y 12 MeV a distancia fuente-superficie 135 cm se muestra en la fig. 5a; en la fig. 5b se ofrece en valor relativo a la tasa de dosis de C10B0.135. La tasa de dosis de referencia, o dosis por UM, a DFS = 100 cm con el aplicador convencional 14 cm x 14 cm es 1 cGy/UM a la frecuencia nominal 450 UM/min. La tasa de dosis disminuye en

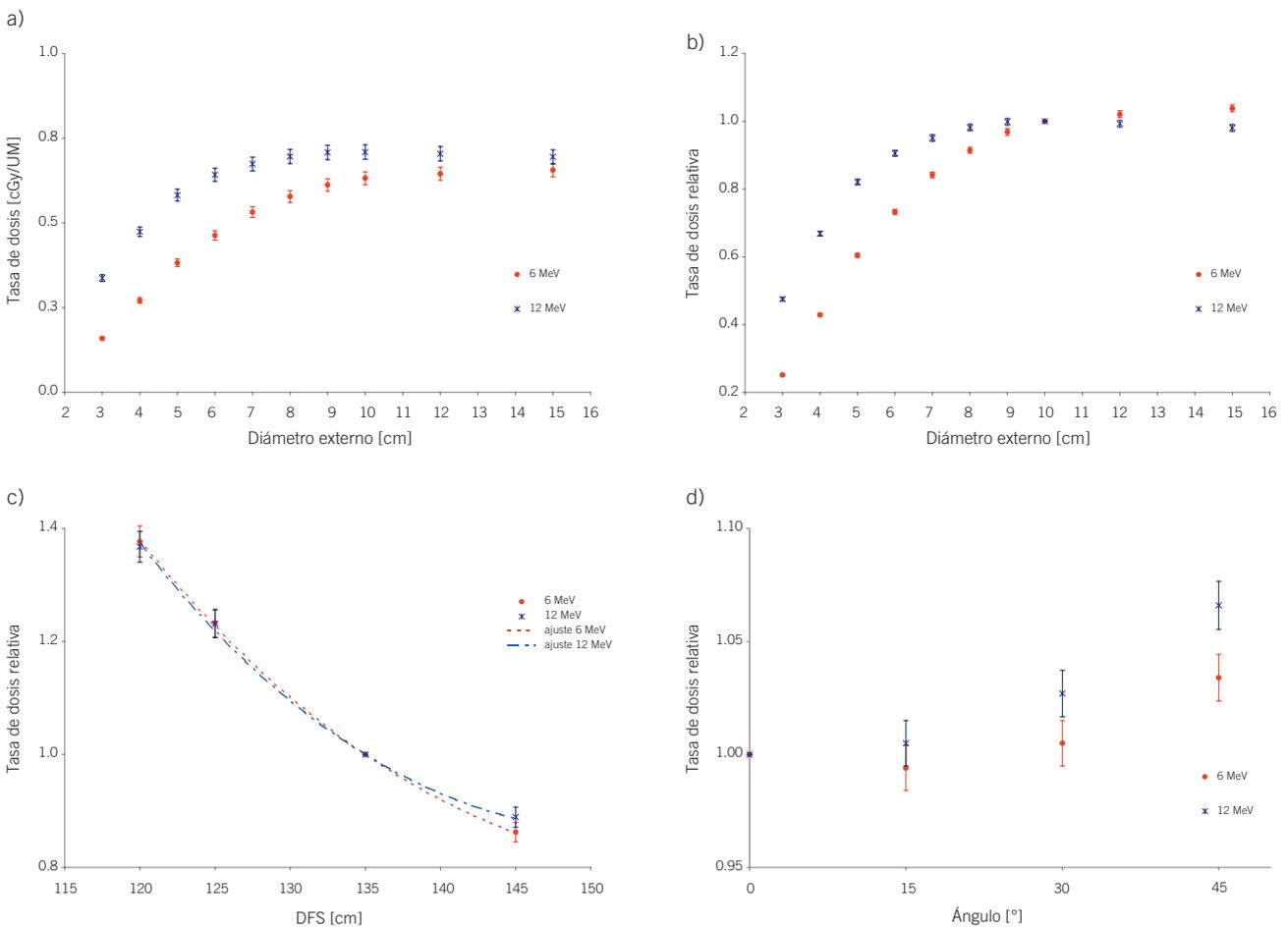


Fig. 5. Resultados de las medidas de tasa de dosis para los haces de energías nominales 6 y 12 MeV medidas en agua a la profundidad del máximo de dosis en el eje clínico: a) valor absoluto en Gy/UM en función del diámetro externo de los biseseles con ángulo 0° a DFS = 135 cm; b) valor relativo a la tasa de dosis en C10 en función del diámetro externo de los biseseles con ángulo 0° a DFS = 135 cm; c) valor relativo a la tasa de dosis en DFS = 135 cm en función de DFS para C10 con ángulo 0°; d) valor relativo al ángulo 0° en función del ángulo del bisel de C10 a DFS = 135 cm. La tasa de referencia para el sistema aplicador convencional 14 cm x 14 cm a 100 cm es 1 cGy/UM a 450 UM/min. Ajustes al inverso del cuadrado de la distancia con suma cuadrados de los residuos < 10⁻⁵. Se muestra la incertidumbre a) y la reproducibilidad (b, c y d) de las medidas con $k = 2$.

el sistema aplicador RIO respecto a las condiciones de referencia debido al incremento de la DFS, si bien aumenta al hacerlo la energía o al crecer el diámetro del cono, excepto para C15 donde disminuye respecto a C10 para altas energías. La incertidumbre es menor que $\pm 2\%$ ($k = 2$) para cualquier energía y diámetro de cono.

El comportamiento de la tasa de dosis con la DFS y con el ángulo de bisel se estudia para C10 con 6 y 12 MeV de energía. Los valores de tasa de dosis en función de DFS relativos a la distancia de referencia 135 cm se muestran en la fig. 5c junto con los ajustes realizados con el inverso del cuadrado de la distancia. No disponemos de medidas a DFS = 150 cm al no poder posicionar el sistema dosimétrico a esa distancia.

La relación de la tasa de dosis con el ángulo de bisel respecto al de 0° alcanza su máximo valor para 45° (véase la fig. 5d).

El origen de la alta penumbra lateral de C3 se estudió representando en valor absoluto las distribuciones laterales de dosis (véase la fig. 6a), que previamente se han mostrado en valor relativo en la fig. 3d, y comprobando que los valores absolutos de las colas, a 10 cm de distancia del eje, son similares. Para comprobarlo se restó la cola lateral de C7 al resto de aplicadores, obteniéndose diferencias inferiores al 3% de la tasa de dosis en el eje central para C3 e inferior al 1% para C5 y C10. Añadiendo a la bandeja de Al un bloque de 1 cm de Pb con hueco central del mismo diámetro que el cono, se consiguió disminuir el nivel de la cola de 13 a 6%, como se muestra en la fig. 6b.

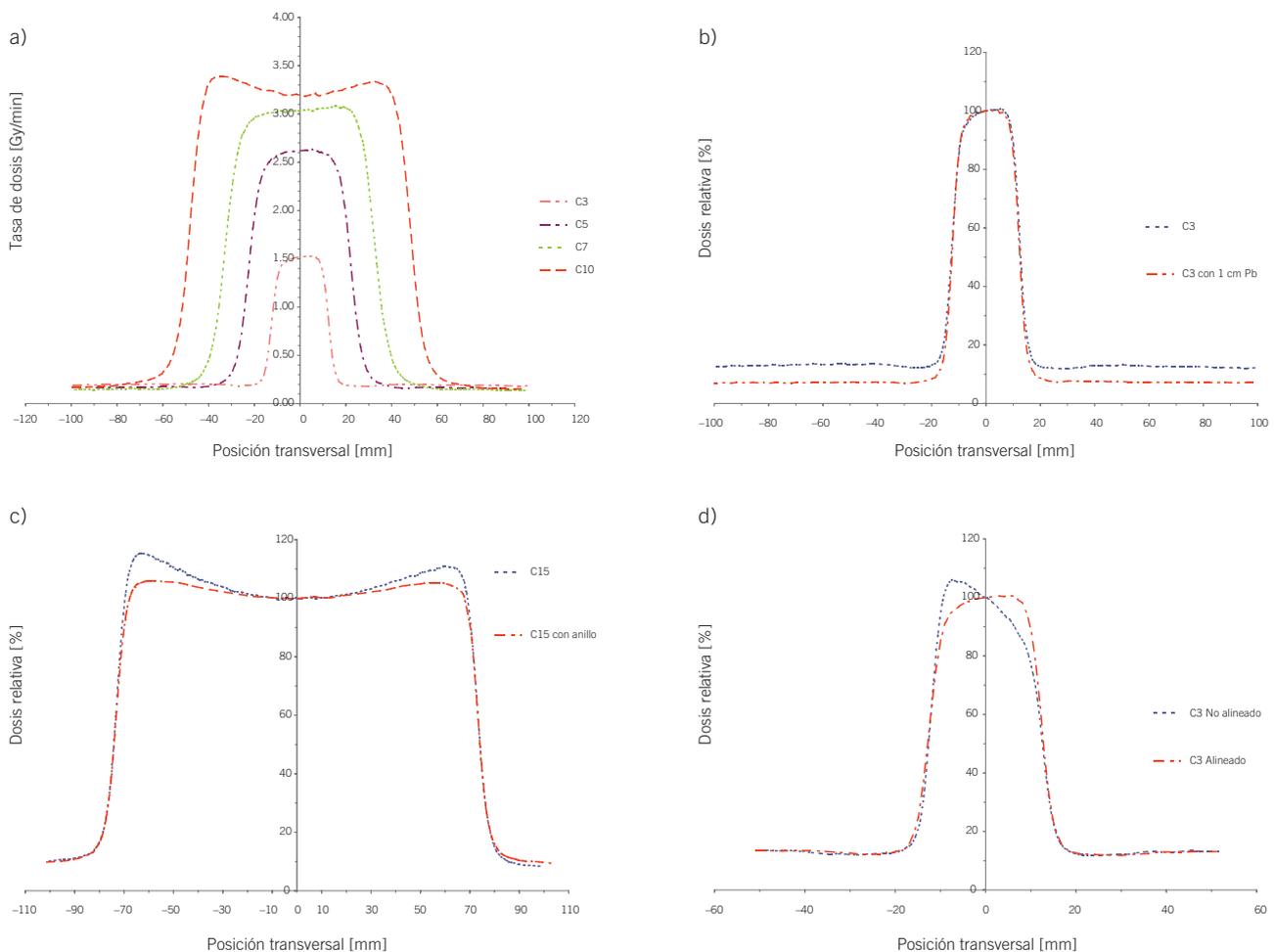


Fig. 6. Representación gráfica de las distribuciones transversales de dosis a la profundidad del máximo en el eje clínico para 12 MeV en agua a DFS = 135 cm y correspondientes a: a) las curvas de isodosis anteriores de biseles con ángulo 0° ; b) C3B0 con la bandeja de Al original y con plancha de 1 cm de espesor de Pb con hueco central de diámetro 4 cm; c) C15B0 con y sin anillo de latón de corona 3 mm y espesor 3 mm colocado entre el cono y el bisel; d) C3B0 en la dirección del enganche del bisel previa y posterior a su alineación. El eje horizontal representa la posición espacial en la dirección del eje mayor perpendicular al eje clínico y con origen en el mismo. El eje vertical representa, en %, la dosis relativa a la dosis máxima en el eje clínico, excepto en la primera figura cuya representación es en valor absoluto.

Los aplicadores de C15 y C12 fueron modificados colocando un anillo de latón de 3 mm de espesor y 3 mm de corona entre el cono y el bisel, dentro del diámetro interno, con el fin de reducir las dosis máximas laterales por debajo del 110% de la dosis máxima en el eje clínico. El resultado de esta modificación en C15 se muestra en la fig. 6c donde $H = 114\%$ sin anillo y $H = 106\%$ con anillo, aunque surge el inconveniente de la reducción en el tamaño del campo en 1.5 mm, manteniendo el nivel de dosis en las colas laterales similar y por debajo de 10% a 10 cm del eje.

A medida que el diámetro del cono disminuye, el efecto de falta de alineación del bisel con el cono es mayor, lo cual se manifiesta en la degradación de la simetría por la infradosificación de parte del campo. Este caso se representa en la fig. 6d con C3 para 12 MeV mediante el perfil de dosis con el aplicador desalineado por desgaste en el enganche ($S = 3$ mm), frente al mismo una vez alineado ($S = 0.5$ mm).

Discusión

Hemos encontrado las siguientes diferencias significativas entre las distribuciones de dosis del sistema aplicador RIO y las de los aplicadores convencionales:

1. Existe una "corona" de sobredosis característica de altas energías y aplicadores de mayor diámetro (véanse las fig. 2h y 3d).

Su origen se encuentra en el sistema aplicador de la RIO, ya que no se aprecia con los aplicadores convencionales para la misma configuración de colimadores.

La dispersión de los electrones en las paredes del bisel sucede preferentemente en las direcciones más cercanas a la del haz focalizado cuanto mayor es su energía. Por lo tanto, a medida que aumenta el diámetro del bisel aumenta el número de electrones que no alcanzan la zona central del campo, de modo que éstos solo depositan dosis en los bordes del mismo.

Los valores máximos de dosis sobrepasan el 110% del máximo en el eje clínico para todas las energías en C15. Para reducir estos valores se colocó un anillo de latón en la unión del bisel con el cono cuyo efecto es atenuar la intensidad de electrones laterales del haz de radiación, al evitar su interacción con las paredes internas del bisel, y filtrar parte de los dispersados en las

paredes del cono (véase la fig. 6c). La elección del ancho de la corona del anillo es un compromiso entre la obtención de la menor dosis máxima por debajo del 110% y el mayor tamaño de campo en la isodosis del 90%.

Como alternativa a la incorporación del anillo, se podría ajustar la apertura de los colimadores para que el haz de radiación no interactúe en las paredes del cono, pero el diseño de nuestro sistema de aplicación no lo permite y, en cualquier caso, implicaría modificar la apertura de campo con la distancia de tratamiento, lo que complicaría el procedimiento de trabajo ya que el aplicador tiene un rango de 30 cm.

2. Se observa una disminución del alcance en profundidad de los electrones con el diámetro del bisel en los conos de mayor diámetro (véanse las fig. 3b y 4b).

d_{90} crece de C3 a C7 y permanece constante entre C7 y C10, igual que se obtendría en un aplicador convencional como consecuencia del progresivo equilibrio electrónico lateral, pero la disminución del mismo entre C10 y C15 ocurre al margen de dicho equilibrio, pues de lo contrario debería mantenerse o aumentar.

Este efecto se debe a la pérdida de aportación de dosis al eje clínico por los electrones que, dispersados en las paredes del bisel, contribuyen lateralmente cuando el diámetro es suficientemente grande. Así, mientras en C3 la falta de equilibrio lateral por el haz de radiación que no interactúa en el bisel predomina sobre la contribución por el haz dispersado en las paredes, en C7 se alcanza el equilibrio entre ambas contribuciones. A partir de aquí, el haz no dispersado en el bisel no modifica su contribución pero sí lo hacen los electrones dispersados en las paredes, que contribuyen menos al eje conforme aumenta su distancia al mismo al incrementarse el diámetro. Este efecto crece al incrementar la energía, siendo muy suave para bajas energías.

Por otro lado, la pérdida de alcance respecto al rendimiento del aplicador convencional refleja la degradación que sufre el haz de radiación en el camino a través del sistema aplicador RIO.

El comportamiento de la dosis en superficie relativa al punto de referencia con el diámetro del bisel (véase la fig. 4a) puede entenderse siguiendo el mismo razonamiento. En los tama-

ños de cono más pequeño y más grande, la disminución de la contribución en dosis al punto de referencia por parte de los electrones que entran lateralmente en el maniquí ocasiona el aumento de la dosis relativa en la superficie si no se ve compensado por la disminución de contribución en dosis en superficie de los electrones que entran por el centro del campo.

3. La isodosis del 90% con bisel distinto de 0° (véanse las fig. 2i y j) tiene un comportamiento lateral en profundidad asociado al diseño del bisel, a la dirección del haz de radiación focalizado alrededor del eje geométrico y a la dirección que siguen los electrones dispersados en las paredes del bisel.

Las direcciones con las que son dispersados los electrones en puntos opuestos de las paredes del bisel son simétricas respecto a su dirección inicial, con resultado neto dirigido hacia el eje geométrico, por lo que mientras en el lado del talón del bisel los electrones dispersados contribuyen a introducir la iso-dosis del 90% hacia el eje de radiación aumentando el ángulo que forma la misma con el eje clínico, en la punta disminuye el ángulo que la isodosis define con el mismo. Este efecto se visualiza en los perfiles de dosis como una caída abrupta desde la meseta en el lado de la punta del bisel con una ligera elevación inicial y una caída suave en el lado del talón con el redondeo del perfil en la zona de la meseta, confiriéndoles un aspecto asimétrico lateral (véanse las fig. 3c y d).

El comportamiento del rendimiento en profundidad en el eje geométrico no parece distinto cualitativamente del de un haz de electrones de aplicador convencional con entrada oblicua en un maniquí, mientras que el comportamiento del rendimiento en profundidad en el eje clínico está caracterizado por su muestreo oblicuo respecto a la dirección del haz (véanse las fig. 3a y b).

4. La radiación dispersa, originada tanto en la bandeja del aplicador como en la transmisión a través de las paredes del cono y bisel, genera una penumbra lateral desde la superficie del maniquí cuya magnitud relativa sobrepasa el 10% en conos de diámetro pequeño (véanse las fig. 2a y b).

De las fig. 3d, 4d y 6a deducimos que la componente principal de la radiación dispersa que constituye las colas de perfiles de dosis es común a todos los aplicadores empleados y que

el aumento del valor relativo de la penumbra lateral en C3 se debe esencialmente a la pérdida de tasa de dosis en su eje respecto a conos de diámetro mayor.

Puesto que la penumbra lateral en C3 tiene su inicio en superficie (véanse las fig. 2a y b), la radiación dispersa que la origina debe de tener su origen fuera del maniquí: en la transmisión de la bandeja de aluminio o en la de las paredes del aplicador, en ambos casos como consecuencia de la amplia apertura de colimadores utilizada. Como la penumbra lateral de C3 apenas cambia medida a $DFS = 120\text{ cm}$, donde el cono está completamente introducido en el prolongador metálico, respecto a la medida a 135 cm , la componente principal en dispersa debe tener su origen en la bandeja. Para demostrarlo se añadió 1 cm de plomo sobre la bandeja de C3, con lo que se logró reducir las colas por debajo del 10% de la dosis en el eje (véase la fig. 6b).

La configuración de apertura de colimadores es fija para todos los aplicadores. La elección está justificada porque se necesita un campo suficientemente grande para el aplicador de mayor diámetro a la menor distancia de tratamiento.

El rango de DFS de 120 a 150 cm fue un requisito clínico cuya intención era facilitar la puesta en tratamiento de los pacientes en función de las posibilidades de altura de la mesa de quirófano, al tiempo que beneficiaba la accesibilidad del personal médico al área de tratamiento. Sin embargo, a estas distancias y respecto a $DFS = 100\text{ cm}$, se complica la adquisición de medidas como consecuencia de las limitaciones físicas del sistema dosimétrico, la degradación del haz de radiación por la interacción de los electrones en las paredes del cono y la disminución de la tasa de dosis. Este es el motivo por el que la variación de la tasa de dosis con la energía, el diámetro de cono o la distancia, deben entenderse a partir de las fuentes de variación de radiación incidente en el área de tratamiento que pueden contribuir a la dosis en el punto de medida situado en el eje clínico a la profundidad del máximo de dosis, que son: la variación con la distancia de la intensidad de radiación por unidad de área, que se manifiesta en la disminución de la tasa de dosis al aumentar DFS ; la atenuación de la radiación que atraviesa las paredes del sistema aplicador, que en caso contrario podría incidir sobre el maniquí y contribuir indirectamente a aumentar la dosis en el eje clínico en función del diámetro del cono; y la contribución al haz útil de radiación por parte de los electrones dispersados en las paredes del aplicador hacia el interior del campo de radiación, que contribuirá a la tasa de dosis en

función de la energía, dirección y zona de entrada. La interpretación de la fig. 5 desde esta perspectiva resulta consistente.

El incremento de tasa de dosis en C15 para 6 MeV respecto a C10 y la disminución en 12 MeV (véase la fig. 6a) pueden explicarse asumiendo una mayor contribución de los electrones dispersados en las paredes del aplicador con capacidad para depositar dosis a la profundidad del máximo en el eje, si la energía es suficientemente baja, y al contrario si es alta; difícilmente podemos asignar éste a una mayor aportación del haz primario al equilibrio lateral pues estaría en contradicción con la explicación ofrecida anteriormente sobre el comportamiento del alcance de los rendimientos en profundidad.

Los máximos en tasa de dosis relativa para ángulos de bisel de 45° no se deben a heterogeneidades en las distribuciones de dosis (véase la fig. 3d), por lo que la causa debe buscarse en la incidencia oblicua del haz de radiación y en la mayor superficie en la que se dispersan los electrones.

Conclusiones

Los resultados dosimétricos obtenidos y las correcciones implementadas son consistentes con los descritos en los trabajos previos.

El diseño del sistema aplicador para radioterapia intra-operatoria con haces de electrones, así como las restricciones del acelerador convencional y los condicionantes clínicos, determinan sus peculiaridades dosimétricas a través de la interacción del haz de radiación con sus distintos componentes. Se debe tener en cuenta, para sistemas de aplicadores de diseño similar al nuestro, que:

- En los conos de diámetro grande (C10 a C15), si no incorporan anillo, es posible que se generen zonas laterales de sobredosificación con $H > 110\%$ en todas las energías. Además, el R_{50} no es constante con el diámetro del cono.
- En los conos de diámetro pequeño (C3 a C6), la falta de alineación del bisel con el cono o del cono con el prolongador pueden producir zonas de infradosificación con $S > 1$ mm en todas las energías. Si la apertura de las mordazas es mayor que el diámetro del cono y el grosor de la bandeja del adaptador no está optimizado para las energías más altas del acelerador, la dosis en superficie fuera del volumen de tratamiento sobrepasará el 10% de la dosis prescrita con energías altas.
- A los conos de diámetro intermedio (C7 a C9), les podrán afectar los casos anteriores en las energías altas.

En este trabajo hemos colaborado en la modificación del diseño de un sistema aplicador para mantener los parámetros dosimétricos dentro de tolerancias sin modificar las restricciones impuestas, y hemos adaptado las definiciones de los parámetros dosimétricos a las características de la RIO.

Agradecimientos

El desarrollo del sistema aplicador ha sido financiado por el Ministerio de Economía y Competitividad (IPT-300000-2010-003, PSE-300000-2009-5, TEC2010-21619), Comunidad de Madrid (ARTEMIS S2009/DPI-1802) y Fondos FEDER.

Bibliografía

1. Biggs P, Epp E, Ling C, Novack D, Michaels H. Dosimetry, field shaping and other considerations for intra-operative electron therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1981;7:875-84.
2. McCullough E, Anderson J. The dosimetric properties of an applicator system for intraoperative electron-beam therapy utilizing a Clinac-18 accelerator. *Med Phys* 1982;9:261-8.
3. Fraass B, Miller R, Kinsella M, Sindelar W, Harrington F, Yeakel K et al. Intraoperative radiation therapy at the National Cancer Institute: Technical innovations and dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1985;11:1299-311.
4. Bagne F, Samsami N, Dobelbower R. Radiation contamination and leakage assessment of intraoperative electron applicators. *Med Phys* 1988;15:530-7.
5. Palta J, Suntharalingam N. A non-docking intraoperative electron beam applicator system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1989;17:411-7.
6. Hogstrom K, Boyer A, Shiu A, Ochran T, Kirsner S, Krispel et al. Design of metallic electron beam cones for an intraoperative therapy linear accelerator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1990;18:1223-32.
7. Nyerick C, Ochran T, Boyer A, Hogstrom K. Dosimetry characteristics of metallic cones for intraoperative radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1991;21:501-10.
8. Palta J, Biggs P, Hazle J, Huq M, Dahl R, Ochran et al. Intraoperative electron beam radiation therapy: technique, dosimetry and dose specification: report of Task Group 48 of the Radiation Therapy Committee, American Association of Physicists in Medicine. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1995;33:725-46.
9. Price R, Ayyangar M. IORT apparatus design improvement through the evaluation of electron spectral distributions using Monte Carlo methods. *Med Phys* 2000;27:215-20.
10. Bjork P, Knoos T, Nilsson P, Larsson K. Design and dosimetry characteristics of a soft-docking system for intraoperative radiation therapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2000;47:527-33.
11. Bjork P, Knoos T, Nilsson P. Comparative dosimetry of diode and diamond detectors in electron beams for intraoperative radiation therapy. *Med Phys* 2000;27:2580-8.

12. Bjork P, Nilsson P, Knoos T. Dosimetry characteristics of degraded electron beams investigated by Monte Carlo calculations in a setup for intraoperative radiation therapy. *Phys Med Biol* 2002;47:239-56.
13. Bjork P, Knoos T, Nilsson P. Measurements of output factors with different detector types and Monte Carlo calculations of stopping-power ratios for degraded electron beams. *Phys Med Biol* 2004;49:4493-506.
14. Gálvez M, Jiménez R, López Bote M, Gil A, Gómez-Tejedor S. Radioterapia intraoperatoria. Caracterización dosimétrica de haces de radiación. X Congreso Nacional de Física Médica de la Sociedad Española de Física Médica, Salamanca. 1995.