

Radioterapia intraoperatoria en quirófano con haces de electrones: descripción técnica y dosimétrica del acelerador dedicado Sordina LIAC

Intraoperative radiotherapy in the theatre room with electron beams: technical and dosimetric description of Sordina LIAC accelerator

José Ramón Sendón del Río, Rafael Ayala Lázaro, Susana Gómez Cores, María Jesús García Hernández, Ramón Polo Cezón, Rocío Jiménez Rojas, Miguel Ángel López Bote

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

Fecha de Recepción: 28/04/2014 - Fecha de Aceptación: 23/12/2014

El LIAC (Acelerador Ligero) 12 MeV de Sordina es un acelerador de electrones móvil dedicado a la radioterapia intraoperatoria en quirófano que utiliza un sistema de aplicación de alineación rígida. Describimos el equipo, los métodos de medida y la dosimetría específica. Mostramos los resultados de la puesta en marcha de un LIAC y discutimos su comportamiento dosimétrico. Lo comparamos con otros sistemas de aplicación e interpretamos las diferencias dosimétricas a partir del diseño del cabezal del LIAC, obteniendo mejores distribuciones de dosis y tiempos de tratamiento, aunque su estabilidad es más sensible a las condiciones ambientales y de refrigeración.

Palabras clave: radioterapia, intraoperatoria, acelerador móvil, electrones, LIAC.

In this work we show our experience during the commissioning of a mobile electron-beam accelerator dedicated to intraoperative radiation therapy in the theatre room. The linac is a Sordina LIAC 12 MeV model with a hard-docking applicator system. We describe the linac, the measurement methods and the specific dosimetry. The dosimetric behavior is also discussed. Differences with other applicator systems can be explained from the particular head design of the linac.

Key words: radiotherapy, intraoperative, accelerator, electrons, LIAC.

Introducción

Los aceleradores de electrones móviles dedicados a la radioterapia intraoperatoria (RIO) permiten tratar al paciente en el quirófano.

El LIAC 12 MeV es un acelerador dedicado fabricado por Sordina S.p.A. El cabezal, el sistema de aplicación y los elementos de protección radiológica fueron diseñados para utilizarlos en salas con blindajes inferiores a las de los aceleradores convencionales y para obtener distribuciones de dosis aceptables para la RIO.¹⁻³ El proceso de caracterización dosimétrica⁴⁻⁹ difiere del de un acelerador convencional por el tamaño de los pulsos, por la degradación del haz de radiación en los aplicadores, y por su comportamiento temporal.

El Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid (HGUGM) adquirió un LIAC 12 MeV en el

año 2013. Describimos los resultados dosimétricos obtenidos y los métodos aplicados durante su puesta en marcha, comparamos el comportamiento dosimétrico del LIAC con el de un sistema aplicador en acelerador convencional, y extraemos conclusiones sobre la estabilidad de su respuesta.

Material y métodos

Descripción del LIAC 12 MeV

El LIAC 12 MeV es un acelerador móvil de dimensiones reducidas. El equipo emisor está compuesto por un estativo y un cabezal, pesa 400 kg y mide 185-285 cm × 76 cm × 230 cm. Se conecta a la unidad de control a través de un cable de 10 m de longitud. Ambos dis-

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

ponen de baterías que permiten su funcionamiento si se interrumpe la alimentación externa.

El magnetrón está en el estativo y la energía viaja por una guía de ondas flexible, que se rellena de SF₆ cada día de uso, hasta la guía aceleradora autofocalizadora situada a lo largo del cabezal. El sistema de refrigeración es mixto aire/agua-alcohol, sin refrigeración líquida externa; la temperatura ambiental de funcionamiento debe estar entre 10° y 25 °C.

La guía aceleradora, cuya ventana de salida tiene un espesor de 55 µm de titanio, está alineada con la lámina dispersora de 820 µm de aluminio, común a los 4 haces de electrones con energías nominales 6, 8, 10 y 12 MeV. A continuación, dos cámaras monitoras de ionización no selladas, formadas por 2 láminas de 5 µm de aluminio cada una, preceden a la ventana de 100 µm de Mylar, con diámetro 2.8 cm, que da salida al cabezal; no hay ni barómetro ni termómetro internos asociados a las cámaras monitoras. La colimación primaria está compuesta por PMMA y PEEK.

El número de unidades de monitor (UM) por pulso es distinto para cada energía nominal, desde 0.636 UM/pulso para 6 MeV hasta 3.390 UM/pulso para 12 MeV. La frecuencia de repetición de pulsos es 10 Hz con 10 y 12 MeV, 15 Hz con 8 MeV y 20 Hz con 6 MeV. Así, para un ajuste de 1 cGy/UM en condiciones de referencia, la tasa de dosis en el eje clínico a la profundidad del máximo varía entre 7.6 y 35.0 Gy/min, dependiendo del tamaño de cono, bisel y energía. Los pulsos, de duración 2.5 µs, tienen tamaños entre 0.6 y 5.7 cGy/pulso.

Los diámetros internos de los aplicadores son 3, 4, 5, 6, 7, 8 y 10 cm, con paredes de conos y biseles de 5 mm de PMMA, excepto los conos de diámetro interno de 3 y 4 cm (C3 y C4) que tienen paredes de 10 mm de espesor. Están formados por un cono de 35 cm de longitud, con un extremo codificado para ser detectado por el equipo, y un bisel de 0°, 15°, 30° o 45°, sumando una longitud total en el eje de 60 cm. El sistema de aplicadores es de alineación rígida; tanto el cono con el cabezal, como el cono con el bisel, se encajan a lo largo de 2 cm de material complementario utilizando 3 y 2 pinzas metálicas respectivamente, sin que se pueda deslizar ninguna de las piezas. El hueco de la parte superior de los conos C4 a C10 tiene un diámetro de 4 cm a lo largo de los primeros 6 cm de longitud y 3 cm de diámetro el de C3. La distancia de la lámina dispersora al extremo distal del aplicador en el eje (SSD) es 71.3 cm.

El cabezal dispone de 3 grados de libertad: cabeceo de -15° a + 30°, alabeo ± 60° y desplazamiento vertical de 100 cm sin variación de SSD.

El equipo se suministra con protecciones pulmonares en acero inoxidable/PTFE y protecciones abdominales de 1 mm equivalente de Pb, además de 3 pantallas hemirreductoras de 185 cm de alto por 98.5 cm de

ancho, 2 pantallas decimorreductoras de 120 cm de alto por 60 cm de ancho con 60 cm de soporte, y una base blindada.

Caracterización dosimétrica

Caracterizamos dosimétricamente el LIAC calculando la dosis absorbida en agua en cada punto de interés tal que:

1. La profundidad de referencia, donde medimos los factores de calibración (f_{cal}) y las tasas de dosis con cada cono (F_{cono}) y bisel, es la profundidad z_{max} correspondiente al máximo de dosis en el eje clínico.⁴ También sería aceptable medir los factores de calibración a la profundidad z_{ref} definida en IAEA TRS-398¹⁰ si no se prevé validarlo con el sistema de dosimetría química de Fricke.^{3,4}
2. Los $s_{w, air}$, para cada calidad de haz R_{50} y profundidad z evaluadas en el eje geométrico correspondiente, los calculamos con la expresión B.6 del protocolo IAEA TRS-398,¹⁰ cuyas diferencias con los $s_{w, air}$ de los haces degradados de la RIO son inferiores a 0.4% en z_{max} y 1% en R_{50} .^{5,6}
3. El factor de corrección por recombinación, k_{sat} , lo evaluamos con el modelo 3 de la formulación de Laitano et al.⁷ La formulación de k_{sat} propuesta en IAEA TRS-398¹⁰ no es aplicable porque, debido a las altas dosis por pulso, la proporción de electrones libres es grande. Asimismo, se utilizan cámaras de ionización con espaciado entre electrodos pequeño para que el valor de k_{sat} sea bajo, como la cámara plano paralela IBA PPC05* (electrodos de 9.9 mm de diámetro interno, separados 0.6 mm y punto de referencia a 1 mm de profundidad) y la cilíndrica IBA CC01† (electrodo central de longitud 3.6 mm y diámetro 0.35 mm, separado 1.65 mm del electrodo externo); si no se dispusiera de este tipo de cámaras de ionización, entonces, sería necesario validar los altos valores de k_{sat} con dosimetría química.⁴
4. Corregimos las medidas con cámara de ionización por el efecto de polaridad utilizando el factor de

* Laitano et al.⁷ describen los parámetros y métodos necesarios para el cálculo del k_{sat} de la cámara IBA PPC05 con dosis por pulso altas; el modelo 3 es el más preciso.¹² Existe un método alternativo de cálculo,¹³ aunque sin resultados específicos para la PPC05. Convendrá comparar ambos métodos cuando se utilicen cámaras con k_{sat} altos.¹⁴

† Cámara de ionización prestada por la Unidad de Radiofísica del Hospital Ramón y Cajal de Madrid.

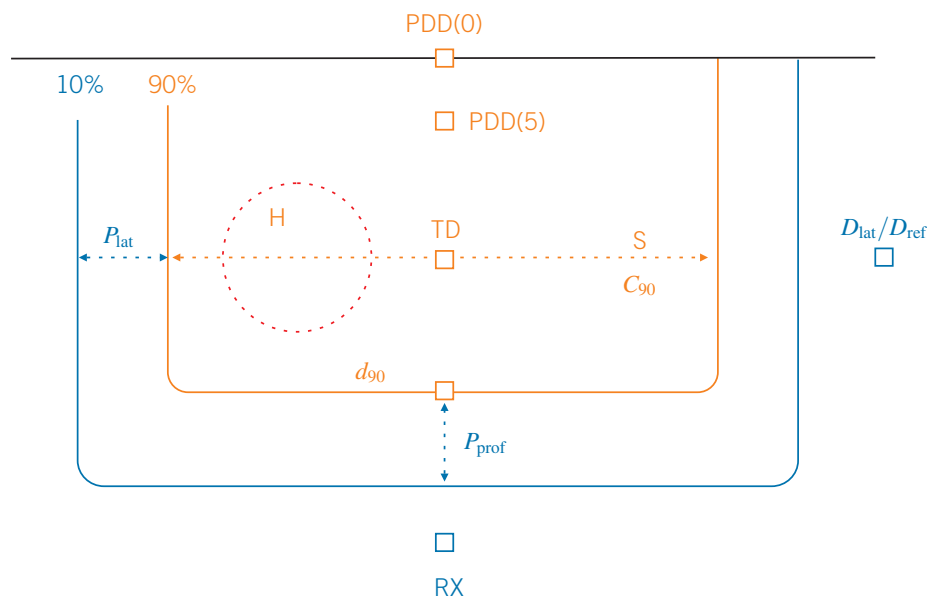


Fig. 1. Definición de los parámetros dosimétricos. Volumen de tratamiento: PDD(z) definido en el eje clínico como la dosis a la profundidad z (mm) relativa a la dosis en $z_{\max}$; PDD(1) es la dosis relativa en superficie, definida por el punto de referencia de PPC05; C_{90} o cuerda de mayor longitud de la isodosis del 90% a $z_{\max}$; H es la dosis máxima del volumen encerrado por la isodosis del 90% relativa a la dosis en el eje clínico a $z_{\max}$; S, diferencia máxima entre distancias opuestas desde el eje clínico a los puntos de la isodosis del 90% a $z_{\max}$; TD, tasa de dosis absorbida en cGy/min a $z_{\max}$ del eje clínico; d_{90} o profundidad máxima de la isodosis del 90% en el eje clínico. Volumen periférico: P_{lat} y P_{prof} penumbra o distancia entre isodosis del 90 y el 10% a $z_{\max}$ y en el eje clínico respectivamente; $D_{\text{lat}}/D_{\text{ref}}$ dosis lateral a 5 cm de la isodosis del 90% a $z_{\max}$ relativa a la dosis en el eje clínico; RX dosis en profundidad, relativa a la dosis en $z_{\max}$, al menos 20 mm posterior al rango práctico.

corrección por polaridad, k_{pol} , definido en IAEA TRS-398.¹⁰

5. Calibramos las cámaras de ionización en un haz de electrones convencional de acuerdo con el procedimiento descrito en el protocolo IAEA TRS-398.¹⁰
6. Calculamos los factores de perturbación de la cámara PPC05 descomponiendo los valores publicados de $K_{\text{qqint}}(z_{\text{ref}})$.⁸ Medimos los de la CC01 cruzándola con una cámara plano paralela a distintas calidades de haz ($R_{50} < 4.0 \text{ g/cm}^2$) en un acelerador convencional.⁹ En ambos casos obviamos la variación de los factores de perturbación con la profundidad.
7. Las distribuciones de dosis las caracterizamos con los parámetros representados en la fig. 1, previamente definidos en Sendón et al.¹¹

Montaje experimental

Medimos en agua con la cuba de Scanditronix RFA-300 dejando un gap de 3 mm de aire entre la superficie del maniquí y el extremo distal del bisel para evitar que el agua entre en el aplicador.

En las medidas relativas utilizamos el diodo IBA RFD^{3G} como monitor, colocado en la parte inferior de la pared externa del cono, excepto con los factores de cono, donde no pudimos colocar el detector en un lugar común reproducible y se sustituyó repitiendo el montaje.

Se ajustó f_{cal} a 1 cGy/UM para cada energía en la presión atmosférica del día de calibración, con el cono de diámetro interno 10 cm y bisel de 0° (C10B0), y a partir de las medidas con la cámara PPC05 conectada al electrómetro PTW Unidos-E con la tensión de polarización en + 300 V.

El F_{cono} lo medimos con la cámara PPC05 entre C5 y C10.

Calculamos d_{90} , R_{50} y la penumbra en el eje clínico (P_{prof}) a partir de los rendimientos de dosis en profundidad (PDD) medidos en el eje clínico con la cámara PPC05, conectada al electrómetro Unidos-E, para todos los conos con bisel 0° excepto C3 y C4.

Debido al diámetro del volumen sensible y a la dependencia angular de la cámara PPC05, utilizamos la cámara CC01, conectada al electrómetro Unidos-E a + 300 V, para medir los factores de cono y PDD de C3B0 y C4B0, así como los factores de bisel y PDD en los ejes clínico y geométrico de todos los biseles.

El electrodo externo de las cámaras de ionización PPC05 y CC01 es impermeable pero está en contacto directo con el exterior, por eso no las utilizamos con el electrómetro MCU del RFA-300, el cual aplica la tensión al electrodo externo.

k_{sat} es igual a 1.003 en la PPC05 y 1.014 en la CC01 para 5.2 cGy/pulso, el más alto que podemos medir utilizando la cámara de ionización PPC05 y que corresponde a z_{max} del haz de 12 MeV en C5B0. k_{pol} , medido en el R_{50} de 6 MeV, es igual a 1.013 en la PPC05 y 1.055 en la CC01; no es despreciable con ninguna de las dos cámaras, si bien el efecto en la determinación de d_{90} o R_{50} es inferior a 0.1 mm con PPC05 y menor que 0.5 mm con la CC01. La incertidumbre de k_{sat} y k_{pol} es menor que 0.7% ($k = 2$).

Evaluamos la respuesta de un diodo IBA EFD^{3G} (punto de referencia a 0.76 mm de profundidad) en los tamaños de pulso del LIAC, puesto que el certificado técnico del diodo especifica una desviación de la linealidad menor que 1% solo hasta 0.6 mGy/pulso. Así, lo descartamos para medir factores porque la señal satura el electrómetro UNIDOS-E; tampoco lo utilizamos para medir d_{90} o R_{50} con el electrómetro MCU porque las desviaciones respecto a la cámara PPC05 son superiores a 1 mm con 10 y 12 MeV; sin embargo, las diferencias son menores que 1% tanto en la homogeneidad como en los parámetros a profundidades menores que z_{max} .

Calculamos la homogeneidad (H), simetría (S),[‡] tamaño de campo (C_{90}), penumbra lateral (P_{lat}) y dosis relativa lateral ($D_{\text{lat}}/D_{\text{ref}}$) a partir de las distribuciones transversales de dosis, o perfiles, en z_{max} medidas con el diodo EFD^{3G}. La dosis relativa en superficie (PDD(1)), especificada a 1 mm de profundidad por la posición del punto de referencia de los detectores, la dosis relativa a 5 mm de profundidad (PDD(5)) y la dosis relativa posterior al rango práctico (RX) también las calculamos a partir de los rendimientos en profundidad medidos en el eje clínico con el diodo.

Repetimos las medidas a lo largo de 6 meses para todos los conos con bisel 0° y energías 6 y 12 MeV, evaluando así la estabilidad dosimétrica del LIAC y la reproducibilidad del sistema de medida. Mostramos las incertidumbres con $k = 2$.

Los criterios de aceptabilidad utilizados, asumiendo la prescripción de los tratamientos a la profundidad z_{max} del eje clínico con el volumen de tratamiento contenido en la isodosis del 90%, fueron: $D_{\text{lat}}/D_{\text{ref}} < 10\%$, $RX < 5\%$, $S < 1$ mm, $H < 110\%$, $PDD(1) > 80 + (H - 100)\%$, y $PDD(5) > 90\%$.¹¹

[‡] Tal y como se define en la fig. 1, H es la dosis máxima del volumen encerrado por la isodosis del 90% relativa a la dosis en el eje clínico a z_{max} y S es la diferencia máxima entre distancias opuestas desde el eje clínico a los puntos de la isodosis del 90% a z_{max} .

Resultados

La referencia de los haces de radiación corresponde a los parámetros dosimétricos de C10B0, para los haces de 6 MeV ($R_{50} = 2.26 \pm 0.01$ g/cm², $z_{\text{max}} = 10$ mm) y 12 MeV ($R_{50} = 4.48 \pm 0.02$ g/cm², $z_{\text{max}} = 14$ mm), que caracterizan la distribución de dosis en el volumen de tratamiento con valores medios y desviaciones estándar de la muestra de entre 5 y 10 medidas tomadas en varios días (véase la tabla 1a), y en el volumen exterior a la zona tratamiento con valores medios y desviaciones típicas de la media de 4 medidas tomadas durante 1 jornada tras varios encendidos del LIAC (véase la tabla 1b). La reproducibilidad a largo plazo de f_{cal} , medido con la primera irradiación posterior a cada encendido del LIAC, es igual a 1.0% con 6 MeV y 1.6% con 12 MeV.

Las fig. 2a-d representan el promedio de las medidas de los parámetros PDD(1), d_{90} , H y $D_{\text{lat}}/D_{\text{ref}}$ en función del tamaño de cono con bisel 0° para 6 y 12 MeV.

PDD(1) aumenta con el tamaño de cono hasta C7, a continuación es constante dentro del intervalo de incertidumbres, y tiene mayor pendiente en 6 que en 12 MeV (véase la fig. 2a). Sus valores son mayores que el 90% con 12 MeV y que el 86% con 6 MeV.

d_{90} , con 12 MeV, disminuye al disminuir el tamaño de cono (véase la fig. 2b); con 6 MeV, las variaciones entre C5 y C10 están dentro del intervalo de incertidumbres, y alcanza su valor máximo en C4. Tanto z_{max} , no representado, como d_{90} están más próximos a superficie que en un haz de calidad equivalente de un acelerador convencional.

Todos los valores de la homogeneidad (véase la fig. 2c) son inferiores al 110% y al 100 + (PDD(1) - 80)% correspondiente a cada aplicador. Los valores máximos son 105% con 6 MeV en C10 y 103% con 12 MeV en C7. En cada aplicador, promediamos las homogeneidades de perfiles medidos a la misma profundidad z_{max} .

El comportamiento de la homogeneidad es peculiar: en los conos grandes es más alta con 6 MeV que con 12 MeV y, mientras en 6 MeV aumenta con el tamaño de cono hasta C7 y luego continúa constante, en 12 MeV tiene el máximo en C7. Para entender este comportamiento, medimos los perfiles en aire a 20 mm de la ventana del cabezal sin aplicador, a 10 mm de C10 sin bisel y a 10 mm de C10B0. La fig. 3 muestra los perfiles normalizados en el eje de radiación. El perfil de 12 MeV cercano al cabezal es menor lateralmente y más estrecho que el de 6 MeV, ambos con tamaño en el 50% inferior a 4 cm, y con el valor máximo en el eje de radiación; a la salida del cono, el perfil de 12 MeV sigue siendo inferior lateralmente al de 6 MeV y ambos continúan con el máximo localizado en el eje; por último, a la salida del bisel, ambos son homogéneos, aunque ahora, en el de 6 MeV, la dosis es mayor en los laterales que en el eje.

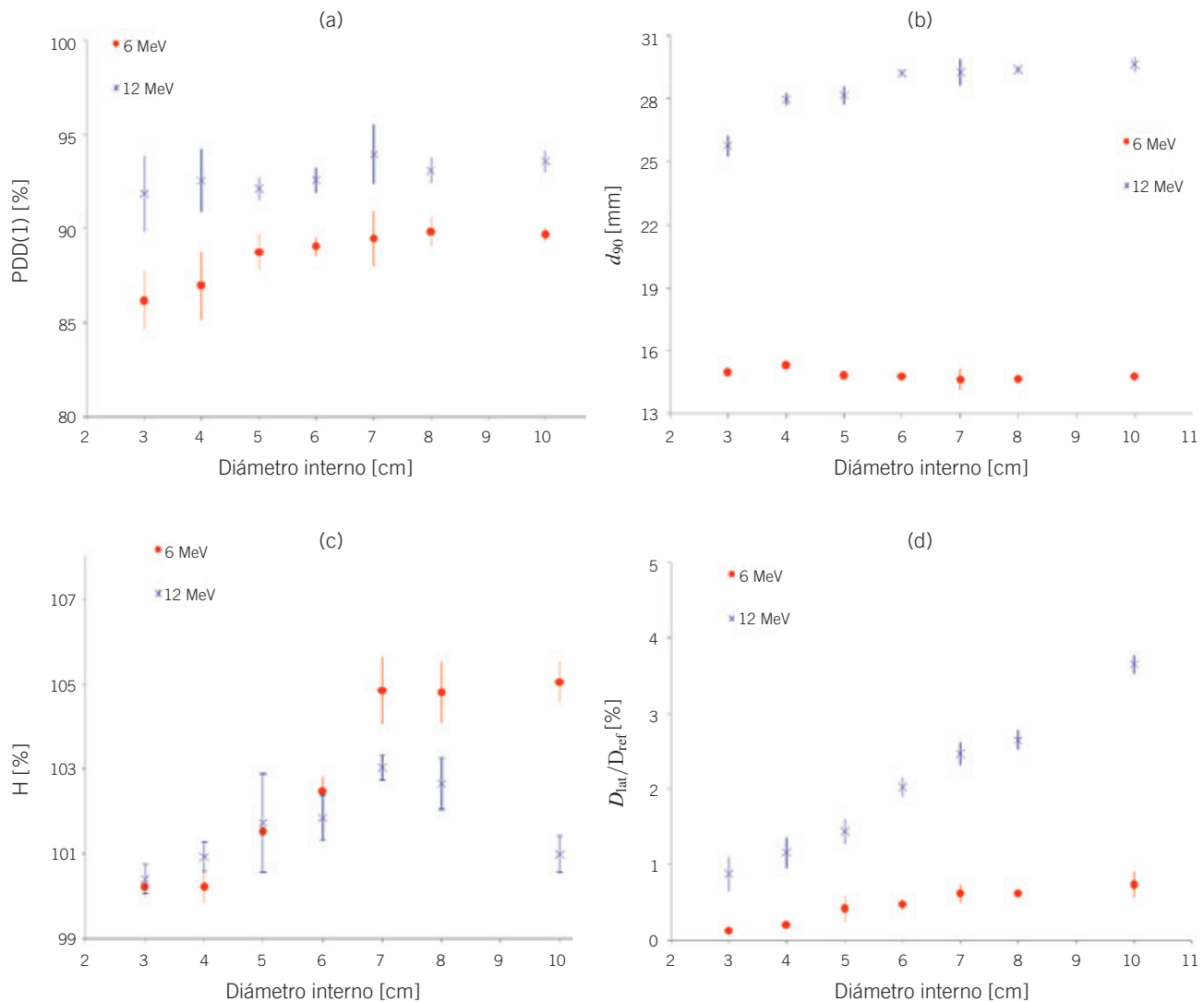


Fig. 2. Resultados de los promedios de entre 3 y 6 medidas de parámetros de PDD's y perfiles tomadas a lo largo de 6 meses para los haces de energías nominales 6 MeV (rojo) y 12 MeV (azul) con los biseles de ángulo 0°. PDD(1) (a), d_{90} (b), H (c) y dosis relativa lateral (d) en función del diámetro interno de cada cono. Se muestra la reproducibilidad de las medidas con $k = 2$.

D_{lat}/D_{ref} es inferior a 10% en todos los aplicadores y energías, aumenta al aumentar el diámetro del cono y es menor en 6 que en 12 MeV (véase la fig. 2d). El valor mínimo, en C3, es inferior a 1% en ambas energías.

La tasa de dosis aumenta cuando disminuye el tamaño de cono desde 1.000 cGy/UM en C10 hasta 1.717 cGy/UM en C3 con 12 MeV y hasta 1.490 cGy/UM en C4 con 6 MeV, haz en el cual la tasa de dosis en C3 es inferior a las de C4 y C5 (véase la fig. 4). Los factores de 6 MeV son menores que los de 12 MeV y la diferencia aumenta cuanto disminuye el tamaño de cono. Estos valores, teniendo en cuenta los tamaños y frecuencias de repetición de los pulsos en cada haz, equivalen a los rangos 20.3 a 34.9 Gy/min con 12 MeV y 7.6 a 11.3 Gy/min con 6 MeV.

Discusión

Hemos encontrado las siguientes diferencias significativas entre el comportamiento de los parámetros dosimétricos del LIAC y los del sistema aplicador RIO con acelerador convencional del HGUGM:¹¹

- PDD(1): la dosis relativa en superficie está alrededor del 90% en cada energía y cono (véase la fig. 2a). El LIAC carece de sistema de direccionamiento magnético, por lo que el haz de electrones que incide sobre la lámina dispersora tiene una componente de baja energía que no existe en los haces de los aceleradores convencionales. Creemos que esta componente es la que, directamente y por dispersión en las paredes del aplicador, desplaza la

Tabla 1a. Valores promedio, con desviaciones típicas de la muestra ($k = 2$), de los parámetros dosimétricos del volumen de tratamiento medidos durante 6 meses como referencia inicial para C10B0 con energías 6 MeV ($R_{50} = 2.26 \pm 0.01$ g/cm², $z_{\max} = 10$ mm) y 12 MeV ($R_{50} = 4.48 \pm 0.02$ g/cm², $z_{\max} = 14$ mm). El valor de TD es nominal.

E [MeV]	PDD(1) [%]	PDD(5) [%]	C_{90} [mm]	H [mm]	S [mm]	TD [Gy/min]	d_{90} [mm]
6	89.4 ± 0.9	97.1 ± 1.0	96.5 ± 1.2	105.0 ± 1.2	< 0.5	7.6	14.8 ± 0.5
12	93.5 ± 0.7	97.3 ± 0.7	96.6 ± 1.0	101.1 ± 1.2	< 0.5	20.3	29.6 ± 0.7

Tabla 1b. Valores promedio, con desviaciones típicas de la media ($k = 2$), de los parámetros dosimétricos del volumen periférico medidos como referencia inicial para C10B0 con energías 6 MeV ($R_{50} = 2.26 \pm 0.01$ g/cm², $z_{\max} = 10$ mm) y 12 MeV ($R_{50} = 4.48 \pm 0.02$ g/cm², $z_{\max} = 14$ mm).

E [MeV]	P_{lat} [mm]	$D_{\text{lat}}/D_{\text{ref}}$ [%]	P_{prof} [mm]	RX [%]
6	8.6 ± 0.3	0.9 ± 0.1	15.7 ± 0.1	< 0.2
12	11.0 ± 0.2	3.6 ± 0.1	27.5 ± 0.1	< 0.7

profundidad del máximo de dosis hacia la superficie y mantiene la dosis relativa en superficie por encima del 86%.

Por otro lado, la penumbra en profundidad aumenta porque la ventana energética es mayor.

- H: la homogeneidad del haz de 6 MeV tiene un valor más alto que la del haz de 12 MeV en los conos de mayor diámetro (véase la fig. 2c).
En un acelerador convencional, la distribución de dosis es transversalmente homogénea a la entrada del cono. En el LIAC, a la salida del cabezal, la dosis disminuye hacia fuera del eje, el haz de 12 MeV es menor lateralmente y más estrecho que el de 6 MeV (véase la fig. 3), y, con ambas energías, entra en todos los conos con un tamaño de campo inferior al diámetro del cono más pequeño. En el cabezal del LIAC la salida tiene un diámetro de 2.8 cm, los electrones no atraviesan un filtro aplanador y la lámina dispersora es común a todos los haces, por lo que cuanto mayor es la energía de los electrones a la salida de la guía aceleradora menor es el ángulo de dispersión promedio y la intensidad lateral de los mismos; la longitud durante la cual los electrones del haz interactúan con las paredes del aplicador y la contribución de los electrones dispersados para homogeneizar la infradosificación inicial del haz disminuyen al aumentar el diámetro del cono y la energía del haz, que es lo que se aprecia en los perfiles en aire posteriores al cono sin bisel y al cono con bisel.
- F_{cono} : la tasa de dosis aumenta cuando disminuye el diámetro del cono (véase la fig. 4).

La tasa de dosis disminuiría al disminuir el diámetro del cono si el haz, a la entrada del cono, fuese común a todos los aplicadores y tuviera una extensión lateral mayor que el hueco del cono más pequeño.¹¹

El haz, en la salida del cabezal del LIAC, tiene una extensión lateral menor que el diámetro del hueco inicial del cono más pequeño y es común a los aplicadores C4 a C10 después de la fase inicial de los conos (los primeros 6 cm los constituye un hueco cilíndrico de 4 cm de diámetro). El número de electrones que alcanza el eje clínico después del bisel disminuye al aumentar el diámetro del cono porque los electrones comienzan a dispersarse en las paredes del aplicador a mayor distancia de la fase inicial cuanto mayor es el diámetro del mismo. En consecuencia, la tasa de dosis aumenta al disminuir el diámetro del cono.

En el caso de C3, primeros 6 cm con hueco cilíndrico de 3 cm de diámetro, la disminución de la fluencia en la fase inicial es más acusada en 6 que en 12 MeV, probablemente por la mayor dispersión de los electrones del primero, dando lugar a que el factor de cono de C3 en 6 MeV sea menor que el de C4.

- $D_{\text{lat}}/D_{\text{ref}}$: la dosis relativa lateral disminuye al disminuir el diámetro del cono y es inferior al 10% (véase la fig. 2d).
Las componentes de radiación constantes y externas al haz tienen un valor relativo mayor en los aplicadores de mayor diámetro porque los factores de cono aumentan al disminuir el tamaño del aplicador. La dosis relativa lateral es inferior al 10% debido al espesor de las paredes de los aplicadores y a la

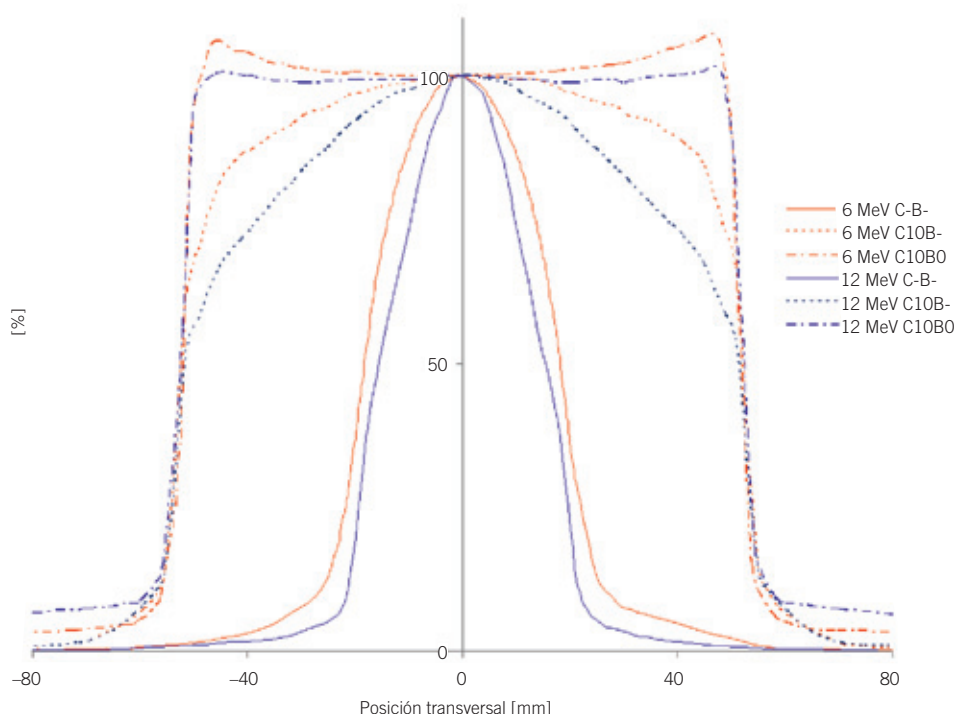


Fig. 3. Representación gráfica de las distribuciones transversales de dosis, medidas en aire y normalizadas en el eje de radiación, con los haces de energías nominales 6 MeV (rojo) y 12 MeV (azul) a: 2 cm de distancia de la ventana de salida del cabezal sin aplicador (C-B-, -), 1 cm de distancia del extremo del cono de diámetro 10 cm sin bisel (C10B-, .) y 1 cm de distancia del extremo del cono de diámetro 10 cm con bisel de 0° (C10B0, -). Se muestra la reproducibilidad de las medidas con $k = 2$.

ausencia de la componente de radiación dispersa producida en la bandeja de los aplicadores RIO

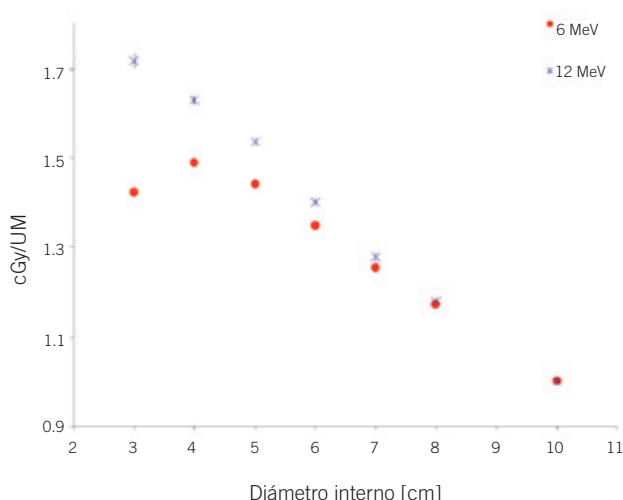


Fig. 4. Resultados de las medidas de tasa de dosis para los haces de energías nominales 6 MeV (rojo) y 12 MeV (azul) medidas en agua a la profundidad del máximo de dosis en el eje clínico, mostradas en cGy/UM en función del diámetro interno de los biseles con ángulo 0°. Se muestra la reproducibilidad de las medidas con $k = 2$.

con acelerador convencional¹¹ (el diámetro de la ventana de salida del cabezal del LIAC es inferior al diámetro del cono más pequeño).

La SSD del LIAC es entre 29 y 79 cm menor que la de un acelerador convencional no dedicado gracias a un cabezal sin componentes prescindibles para un tratamiento de RIO; principalmente por eso la tasa de dosis es suficientemente alta para obtener tiempos de tratamiento entre 20 y 150 s con prescripciones de 10 a 20 Gy.

Asimismo, el valor de RX es más bajo que en un acelerador convencional con un haz de calidad similar; podría ser porque la contribución a RX por fotones generados en el cabezal sea menor debido al número de componentes y a la composición de los materiales colimadores del cabezal y de la lámina dispersora.

Algunos de los valores extremos de los parámetros dosimétricos del LIAC corresponden a combinaciones de aplicador y energía con bisel de ángulo 45°. Los comentamos brevemente aunque los hayamos omitido en los resultados por carecer de suficiente estadística. El valor más alto de la homogeneidad, menor que 110%, aparece en C10B45 con el haz de 6 MeV, donde la dosis relativa en superficie es mayor que 95% y se obtiene la menor profundidad de tratamiento; los

valores más altos de los parámetros correspondientes al volumen periférico se obtienen con C10B45 y haz de 12 MeV, aunque siempre la dosis relativa lateral es menor que el 10% y la penumbra en el eje clínico es menor que 30 mm.

Conclusiones

Hemos explicado el comportamiento dosimétrico del LIAC en función del diseño del cabezal y de los aplicadores. Comparado con el sistema aplicador en acelerador convencional del HGUGM, observamos que en el LIAC la dosis relativa en superficie es más alta, los tiempos de tratamiento son menores, la tasa de dosis aumenta al disminuir el diámetro del cono y la dosis lateral en tejido sano es más baja. Los valores de los parámetros dosimétricos del LIAC son aceptables para la mayor parte de los tratamientos de la RIO; las principales limitaciones, dependiendo de las necesidades clínicas de cada hospital, son los valores máximos del tamaño de campo y de la profundidad de tratamiento.

A lo largo de la puesta en marcha, el LIAC ha sido dosimétricamente estable en las primeras irradiaciones posteriores a los encendidos, necesario para los tratamientos en quirófano, excepto cuando el sistema de refrigeración funcionaba con poca carga de agua, por eso incluimos la monitorización de la presión del circuito de refrigeración en los controles previos al tratamiento. Como el equipo no puede irradiar durante periodos de tiempo prolongados, alargando así el periodo de caracterización dosimétrica, conviene disponer de un software para la generación de las isodosis con simulación Monte Carlo.

Debemos aplicar correcciones en el cálculo de UM debido a la ausencia de sensores de presión y temperatura asociados a las cámaras monitoras. La corrección por presión se puede aplicar directamente, conocidas las presiones atmosféricas en el momento del tratamiento y durante la calibración del LIAC, o indirectamente, mediante el resultado del control dosimétrico previo al tratamiento;¹⁵ sin embargo, la temperatura se asume constante, dentro de la desviación típica obtenida en los controles de reproducibilidad de f_{cal} , para un rango definido de la temperatura ambiente en el quirófano.

Por último, recomendamos que la mesa quirúrgica disponga de la suficiente holgura en sus desplazamientos como para liberar al paciente en caso de bloqueo, ya que el LIAC se mueve solo con motores eléctricos y el bisel no desliza verticalmente.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado en parte por el Ministerio de Economía y Competitividad (IPT-2012-0401-300000, FIS PI 1102908, TEC2010-21619-C04) y fondos FEDER.

Bibliografía

1. Iaccarino G, Strigari L, D'Andrea M, Bellesi L, Felici G, Ciccotelli A, et al. Monte Carlo simulation of electron beams generated by a 12 MeV dedicated mobile IORT accelerator. *Phys Med Biol* 2011;56:4579-96.
2. Soriani A, Felici G, Fantini M, Paolucci M, Borla O, Evangelisti G, et al. Radiation protection measurements around a 12 MeV mobile dedicated IORT accelerator. *Med Phys* 2010;37:995-1003.
3. Beddar AS, Biggs PJ, Chang S, Ezzell GA, Faddegon BA, Hensley FW, et al. Intraoperative radiation therapy using mobile electron linear accelerators: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 72. *Med Phys* 2006;33:1476-89.
4. Rosi A, Viti V. Guidelines for quality assurance in intra-operative radiation therapy. Instituto Superiore di Sanità: ISTISAN 03/1, 2003;1-40.
5. 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.
6. Pimpinella M, Mihailescu D, Guerra AS, Laitano RF. Dosimetric characteristics of electron beams produced by a mobile accelerator for IORT. *Phys Med Biol* 2007;52:6197-214.
7. Laitano RF, Guerra AS, Pimpinella M, Caporali C, Petrucci A. Charge collection efficiency in ionization chambers exposed to electron beams with high dose per pulse. *Phys Med Biol* 2006;51:6419-36.
8. Sempau J, Andreo P, Aldana J, Mazurier J, Salvat F. Electron beam quality correction factors for plane-parallel ionization chambers: Monte Carlo calculations using the PENELOPE system. *Phys Med Biol* 2004;49:4427-44.
9. Karaj E, Righi S, Di Martino F. Absolute dose measurements by means of a small cylindrical ionization chamber for very high dose per pulse high energy electron beams. *Med Phys* 2007;34:952-8.
10. Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, Saiful M, Kanai T, Laitano F, et al. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on Standards of absorbed dose to water. IAEA TRS-398. 2006.
11. Sendón del Río JR, Ayala Lázaro R, Jiménez Rojas R, Gómez Cores S, González Ruiz C, García Hernández MJ, et al. Descripción técnica y dosimétrica de un sistema aplicador de alineación rígida para radioterapia intraoperatoria con haces de electrones en acelerador convencional. *Rev Fis Med* 2013;14:131-42.
12. Boag JW, Hochhäuser E, Balk OA. The effect of free-electron collection on the recombination correction to ionization measurements of pulsed radiation. *Phys Med Biol* 1996;41:885-97.
13. Di Martino F, Giannelli M, Traino AC, Lazzeri M. Ion recombination correction for very high dose-per-pulse high-energy electron beams. *Med Phys* 2005;32:2204-10.
14. Cella L, Liuzzi R. The Italian affair: The employment of parallel-plate ionization chambers for dose measurements in high dose-per-pulse IORT electron beams. *Med Phys* 2010;37:2918-24.
15. LIAC Quality Assurance. Sordina S.p.A. 2012:1-28.

Perfectly aligned.

Rotating
phantom
Multiple arrays
DVH ^{4D}



OCTAVIUS 

4D Patient IMRT QA

CONTACTO:

Email : info@ptwdi.es

Teléfono : +34 96 346 28 54

FAX : +34 96 321 21 40

