

Medida de los parámetros dosimétricos para bajo número de unidades monitor en IMRT segmentada estática administrada por aceleradores lineales Siemens Artiste

Measurement of the dosimetric parameters for low monitor units in step-and-shoot IMRT delivered by Siemens Artiste linear accelerators

César Rodríguez Rodríguez, Alfonso López Fernández, Moisés Sáez Beltrán, Guadalupe Martín Martín, Leyre Alonso Iracheta

Hospital Universitario de Fuenlabrada. Camino del Molino 2. 28942 Fuenlabrada. Madrid.

Fecha de Recepción: 16/03/2012 - Fecha de Aceptación: 12/06/2012

La linealidad de la dosis absorbida con el número de unidades monitor y la estabilidad del haz, ambas para bajo número de unidades monitor, son relevantes para asegurar la administración de la dosis planificada en tratamientos de radioterapia de intensidad modulada segmentada estática. En aceleradores Siemens Artiste se han medido, en condiciones estables de irradiación de IMRT utilizando un único segmento de tamaño de campo 20 cm x 20 cm, la linealidad de la dosis absorbida con las unidades monitor, la planitud del campo y la simetría en el rango entre 1 y 10 unidades monitor. Se ha encontrado que la linealidad de la dosis absorbida con las unidades monitor se mantiene dentro del 2% hasta 2 unidades monitor y que cae hasta en un 9% para 1 unidad monitor. La planitud del campo y la simetría presentan variaciones inferiores al 1% hasta las 2 unidades monitor y empeoran hasta en un 9% para valores inferiores de unidades monitor. Teniendo en cuenta nuestra distribución de unidades monitor por segmento en IMRT se estima que la incertidumbre asignable a estos factores en la dosis absorbida en un tratamiento es inferior al 1% ($k=3$).

Palabras clave: linealidad, simetría, planitud del campo, bajo número de unidades monitor, IMRT segmentada estática.

Absorbed dose linearity and beam stability, both for low monitor units, are important factors for ensuring planned dose delivery in step-and-shoot IMRT. For Siemens Artiste linear accelerators, under IMRT stable irradiation conditions and for a single segment of 20 cm x 20 cm field size, the linearity of the absorbed dose with the monitor units, field flatness and symmetry have been measured for the range between 1 and 10 monitor units. We have found that absorbed dose linearity with monitor units is within 2% down to 2 monitor units and it is about 9% for 1 monitor unit. Flatness and symmetry values show variations within 1% down to 2 monitor units and increase by 9% for lower values. Using our monitor unit distribution per segment in IMRT we estimate that the uncertainty in absorbed dose for a whole treatment due to these factors is less than 1% ($k=3$).

Key words: linearity, symmetry, flatness, low monitor units, step-and-shoot IMRT.

* Correspondencia
Email: cesar.rodriguez.rodriguez@gmail.com

Introducción

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) ha permitido mejorar la adaptación de la dosis absorbida a la forma de los volúmenes blanco respecto a la radioterapia conformada 3D, reduciendo la dosis que reciben los órganos de riesgo y los efectos adversos¹⁻⁵. Para conseguirlo emplea haces cuya intensidad varía dentro del campo de tratamiento. Actualmente estas variaciones de intensidad se pueden producir en la práctica mediante cuatro modalidades distintas de irradiación: segmentada estática (*step-and-shoot*), dinámica, arcoterapia y tomoterapia⁶. En la modalidad segmentada estática el tratamiento se reduce a la suma de varios haces en ángulos de incidencia concretos. En cada ángulo el haz se divide a su vez en varios segmentos, cada uno de ellos con una conformación diferente definida por el colimador multiláminas (CML). La irradiación solo se produce cuando el CML ha conformado completamente cada segmento, permaneciendo interrumpida durante el movimiento de las láminas entre dos segmentos. La modalidad dinámica consiste igualmente en haces definidos según incidencias concretas, pero en este caso la irradiación en cada ángulo se produce a medida que las láminas cambian sus posiciones de manera continua. La arcoterapia añade a la dinámica que el cabezal también se mueve continuamente. La tomoterapia, por su parte, es una modalidad asociada a un tipo específico de máquina que produce un haz estrecho en forma de abanico conformado mediante un colimador binario. La irradiación del paciente se realiza en una geometría helicoidal con el foco de radiación girando alrededor del paciente y la camilla con el paciente avanzando en el eje perpendicular al plano del haz de radiación.

La IMRT segmentada estática, que es la única modalidad que trataremos en este trabajo, requiere un aumento considerable en el número de unidades monitor necesarias para alcanzar una dosis absorbida dada, respecto a un tratamiento similar de radioterapia convencional, debido a que por su diseño la modulación se consigue por la combinación de haces que no necesariamente cubren, todos ellos, la totalidad del volumen blanco planificado.

El número de segmentos necesario para conseguir una planificación que cumpla con los criterios dosimétricos clínicos no es un valor definido. Incluso se ha discutido si la planificación inversa es la mejor aproximación a estos problemas⁷. En el campo de las soluciones que emplean planificación inversa se han desarrollado algoritmos que reducen el número de unidades monitor y los segmentos necesarios para conseguir una IMRT segmentada sin comprometer su calidad dosimétrica^{6,8}. Algunos planificadores actuales incorporan implementaciones del algoritmo de optimización directa de la apertura (DAO) que suponen una

reducción considerable en el número de segmentos necesarios^{9,10}, pero en otros el diseño del tratamiento se realiza en dos pasos: uno para el cálculo del mapa de fluencia ideal y otro para determinar qué combinación de conformaciones conducen a una aproximación suficiente al mapa ideal.

Desde un punto de vista estrictamente matemático la aproximación a la fluencia ideal será tanto mejor cuanto mayor sea el número de segmentos que se produzcan. En la práctica existen limitaciones impuestas por: la capacidad del planificador para calcular campos muy pequeños; inestabilidades y faltas de linealidad en el acelerador para bajo número de unidades monitor; y la duración de la irradiación.

Por otra parte, aunque los aceleradores lineales durante una IMRT segmentada estática tienen que interrumpir la radiación entre segmentos, la manera en la que el haz se estabiliza al comenzar la irradiación en cada segmento, salvo el primero, es diferente a la de una irradiación de un tratamiento convencional debido a que el acelerador mantiene continuamente en funcionamiento parte de su sistema de aceleración^{11,12}. Por ello las características dosimétricas de los segmentos con pocas unidades monitor no tienen por qué ser directamente extraíbles de medidas en haces con pocas unidades monitor en el modo de radioterapia convencional.

El objetivo de este trabajo es analizar el comportamiento dosimétrico en segmentos de bajo número de unidades monitor de un acelerador diseñado únicamente para irradiar IMRT segmentada estática.

Material y métodos

Nuestro centro está equipado con dos aceleradores lineales Siemens Artiste que permiten realizar IMRT segmentada estática mediante un CML de 160 láminas, 80 láminas por banco, cada una de ellas con un tamaño de 0.5 cm en el isocentro. Se trata de máquinas gemelas generadoras de haces de fotones de 6 MV y 15 MV. Las medidas presentadas en este trabajo se han realizado con la energía de 6 MV, que es la empleada en la planificación de los tratamientos de IMRT.

Nuestro procedimiento de medida ha consistido en generar un tratamiento de IMRT con una única incidencia, ángulo de cabezal de 0°, con dos segmentos. El primero de los segmentos es arbitrario y su única finalidad es hacer pasar al acelerador por el transitorio previo a que el haz sea estable. El segundo segmento es un campo cuadrado de 20 cm x 20 cm y ha sido el destinado a medir los parámetros dosimétricos. Esta secuencia se repite en un total de doce campos en los que se varía el número de unidades monitor del segundo segmento. Un tratamiento de estas características no se puede obtener directamente de un planificador inverso de IMRT. Para conseguirlo los ficheros



Fig. 1. Capturas de pantalla de la aplicación Syngo que muestran la IMRT de dos segmentos por campo empleada para realizar las medidas. En la parte izquierda se puede apreciar la serie de doce campos que se diferencian en las unidades monitor del segundo segmento.

DICOM de una IMRT generados por el planificador, en nuestro caso un planificador XiO v4.62 (Elekta), se han editado mediante el paquete *dcmtk** para definir los haces con las características buscadas. Los ficheros editados se han importado en la red Syngo (Siemens) que es la que se encarga, entre otras funciones, del control de los aceleradores (véase la fig. 1).

Se han realizado medidas de linealidad de la dosis absorbida con el número de unidades monitor. Para ello se ha colocado una cámara de ionización de 0.6 centímetros cúbicos PTW TW300013 tipo Farmer conectada a un electrómetro PTW Unidos en el seno de un maniquí de RW3 a una profundidad de 8 cm. La cámara se situó en el centro del segmento de 20 cm x 20 cm. Las unidades monitor del primer segmento siempre tuvieron el mismo valor y las del segundo fueron 10, 7, 6, 5, 4, 3, 2, 1.7, 1.4, 1.2, 1.1, 1. Mientras que en radioterapia convencional la resolución de las cámaras monitoras de nuestros aceleradores es de una unidad monitor, en irradiaciones de IMRT son capaces de apreciar hasta décimas de unidad monitor. Las irradiaciones se repitieron cinco veces para cada valor de unidades monitor. Si denominamos \bar{D}_i al promedio de las cinco medidas de dosis absorbida obtenidas al fijar las unidades monitor en UM_i , la desviación de la linealidad L_i para esas unidades monitor se ha expresado como el cociente:

$$L_i = \frac{\bar{D}_i}{UM_i} \cdot \frac{UM_0}{\bar{D}_0} \quad (1)$$

donde \bar{D}_0 representa el valor de la dosis absorbida promediado en cinco irradiaciones realizadas con 10 UM, valor para el que se asume que no hay desviación de la linealidad^{11,12}. Para medir solo la dosis absorbida del segmento de 20 cm x 20 cm se inició la recolección de carga en el electrómetro cuando las láminas se estaban moviendo entre las posiciones de dos segmentos y la irradiación se encontraba interrumpida. La estabilidad y ausencia de fugas del conjunto cámara electrómetro hacen que no sea importante el momento en el que se abre el electrómetro siempre que sea dentro del intervalo de ausencia de radiación.

Por su parte la reproducibilidad de la desviación de la linealidad se ha estimado a partir de la desviación estándar del promedio de cinco medidas como:

$$\sigma_{L_i} = \frac{1}{\bar{D}_0 \sqrt{5}} \sqrt{\sum_{j=1}^5 \frac{(D_{i,j} - \bar{D}_i)^2}{4UM_i^2}} \quad (2)$$

donde D_{ij} representa la dosis absorbida medida al fijar las unidades monitor en UM_i en la tanda de medidas j .

También se ha determinado la planitud del campo y la simetría del segmento de 20 cm x 20 cm para la misma serie de doce unidades monitor diferentes en uno de los aceleradores. La planitud del campo se ha definido como:

$$P = \frac{D_{max}}{D_{min}} \quad (3)$$

* <http://dicom.offis.de/dcmtk>. Último acceso 11 de marzo de 2012

donde D_{max} y D_{min} representan el valor máximo y mínimo de la dosis absorbida en la región central del perfil con ancho igual al 80% del tamaño de campo. La simetría se ha definido como:

$$S = \left(\frac{D(x)}{D(-x)} \right)_{max} \quad (4)$$

donde $D(x)$ y $D(-x)$ son las dosis absorbidas en puntos simétricos respecto al centro del campo a una distancia x en la misma región central del perfil en la que se ha determinado la planitud del campo. Para realizar las medidas se ha empleado un analizador de haces PTW modelo Starcheck T10043 compuesto por 527 cámaras de ionización de 0.053 cm^3 dispuestas según varias direcciones. En concreto se han analizado las lecturas de los detectores situados en la dirección cañón-blanco y transversalmente a la misma en las hileras que atraviesan el centro del campo. La separación entre los centros de las cámaras de ionización en estas hileras es de 3 mm, salvo en la parte central donde la matriz no dispone de las dos cámaras a 3 mm del centro. Aunque este analizador está equipado con un procedimiento para minimizar la contribución de las fugas (un software para fijar el cero) el sistema no está diseñado para realizar medidas con un número bajo de unidades monitor. Para reducir en todo lo posible la perturbación de las fugas el detector se activó manualmente de manera que coincidiera el momento en el que empieza a recolectar medidas con el del comienzo de la irradiación del segundo segmento, para lo que es necesario descontar el tiempo que transcurre desde que se pide al detector que se active hasta el comienzo de la recolección. Cada medida se ha repetido tres veces y al igual que para la linealidad de la dosis absorbida con las unidades monitor, los resultados se han calculado como promedio de esas tres medidas en términos relativos al promedio de la medida realizada con 10 unidades monitor.

Para estimar la reproducibilidad de la simetría y la planitud del campo se ha calculado la desviación estándar del promedio de cada parámetro monitor según la expresión:

$$\sigma_{p_i} = \frac{1}{\bar{p}_0 \sqrt{3}} \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^3 (p_{ij} - \bar{p}_i)^2}{2}} \quad (5)$$

donde p representa bien la linealidad, bien la planitud del campo, p_{ij} es cada una de las tres medidas del parámetro dosimétrico realizadas con el número de unidades monitor fijadas en UM_i , \bar{p}_i es el promedio de esas tres medidas y \bar{p}_0 es el valor de normalización correspondiente a la medida con 10 unidades monitor.

Resultados y discusión

En la figura 2 se muestran los resultados de la linealidad de la dosis absorbida obtenidos en los dos aceleradores. Se puede apreciar que ambas máquinas presentan un primer pico, del orden de un 2%, para 5 unidades monitor. En la calibración del modelo Artiste el acelerador permite ajustar dos parámetros: el factor de calibración de unidades monitor a dosis absorbida para unas condiciones dadas (considérese las de referencia de acuerdo a un protocolo de calibración) y un parámetro para la compensación de la falta de linealidad por debajo de 5 UM. El pico se debe a este segundo parámetro. Asimismo se puede apreciar que la linealidad de los aceleradores se comporta de manera muy similar hasta 4 unidades monitor. Por debajo de ese valor uno de los aceleradores presenta una falta de linealidad mayor que el otro. Esta diferencia no es del todo atribuible a la diferencia de ajuste del segundo parámetro de calibración, es decir, nuestras medidas parecen indicar que hay un comportamiento diferente en los dos aceleradores para bajo número de unidades monitor y que no es posible compensar completamente esa diferencia mediante el ajuste del parámetro. La diferencia media entre la linealidad de los dos aceleradores por debajo de 5 unidades monitor es aproximadamente del 2.5%. Compensando ese porcentaje aún quedaría una diferencia residual de aproximadamente el 4% para segmentos de una unidad monitor.

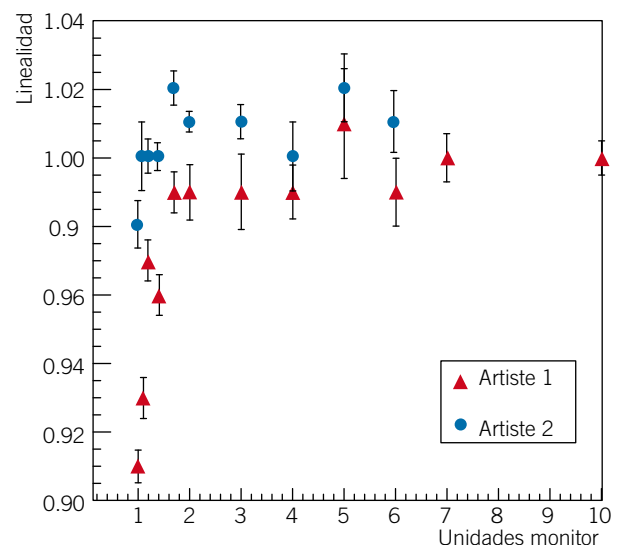


Fig. 2. Linealidad de la dosis absorbida en función de las unidades monitor expresada en términos relativos al valor de diez unidades monitor. Tanto para diez, por definición, como para siete unidades monitor los valores para ambos aceleradores coinciden y no hay desviación apreciable de la linealidad.

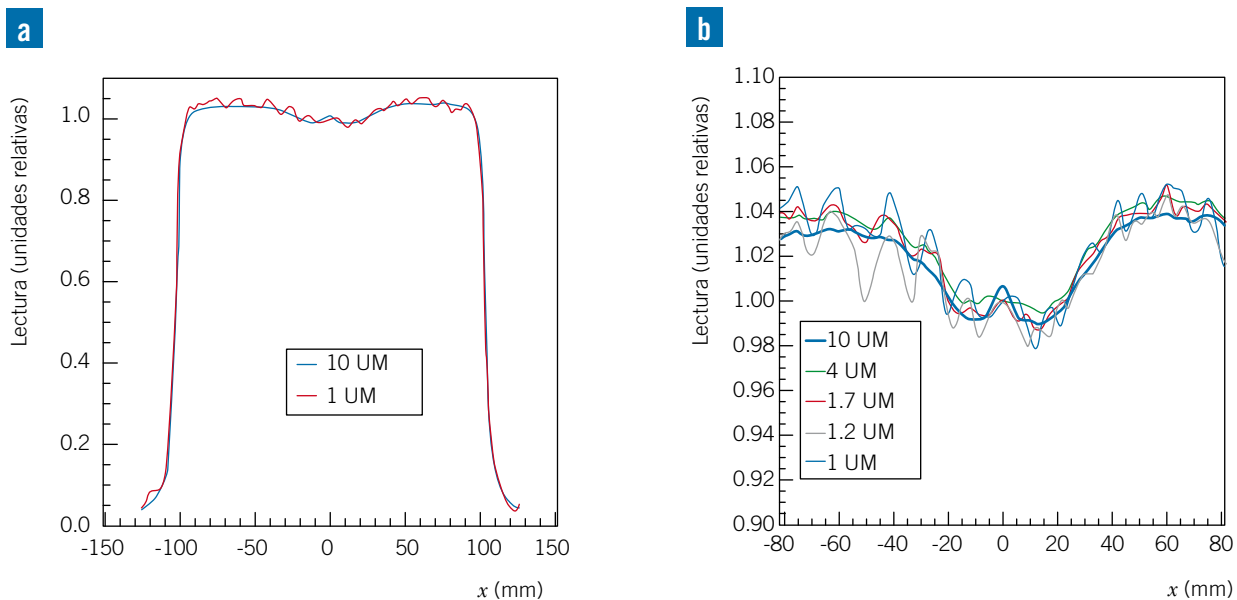


Fig. 3. Perfiles de dosis absorbida en unidades relativas para el segmento de tamaño de campo 20 cm x 20 cm para diferente número de unidades monitor. Perfiles completos y detalle de la parte central. Los perfiles se normalizan por la lectura del detector central.

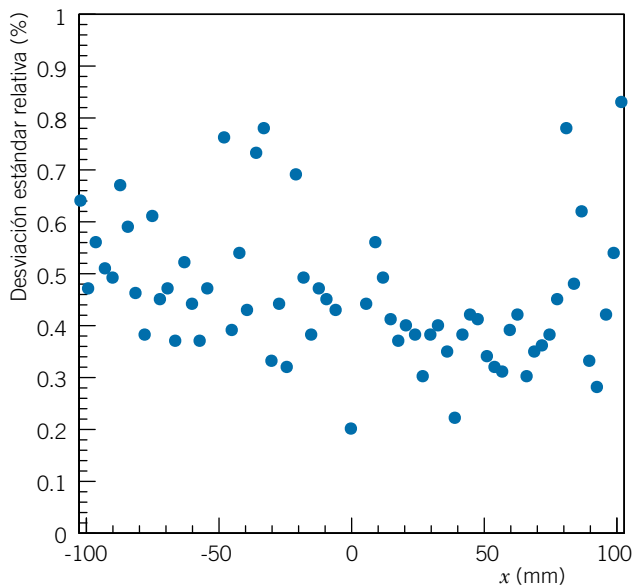


Fig. 4. Desviación estándar relativa de las lecturas de la serie de perfiles obtenidos para distintas unidades monitor en función de la posición dentro del perfil.

La linealidad permanece aproximadamente dentro del 2% hasta 2 unidades monitor en ambos aceleradores, y en uno de los aceleradores, con un ajuste adecuado del segundo parámetro, es posible mantenerla dentro del 2% en todo el rango de bajo número de unidades monitor.

Las barras de error, calculadas según la ecuación (2), muestran que la reproducibilidad de la dosis absorbida de

los segmentos es menor del 2% ($k=1$) y que no empeora a medida que el número de unidades monitor disminuye.

Estos resultados obtenidos con el modelo Artiste están en consonancia con lo publicado por Reena et al.¹² para el modelo Primus. Estos autores obtuvieron, en un estudio similar, una falta de linealidad de prácticamente el 11% para 1 unidad monitor y del 3% entre 2 y 3 unidades monitor. Para más de 4 unidades monitor la falta de linealidad se mantenía por debajo del 1%.

En cuanto a las medidas de planitud del campo y simetría, en la figura 3a se presentan a modo de ejemplo dos perfiles obtenidos respectivamente con 10 y 1 unidades monitor. Parece obvio que el rizado en la señal del perfil para 1 unidad monitor tiene que deberse al detector, por una estadística inadecuada de la señal de fondo que resta, y no es asignable al acelerador, en el que en todo caso serían esperables perfiles con defectos de simetría o de planitud del campo pero no perfiles rizados. En la figura 3b se muestra una ampliación de la parte central del campo para las irradiaciones de 10, 4, 1.7, 1.2 y 1 unidades monitor en la que se aprecia que el rizado aumenta a medida que disminuyen las unidades monitor. Por otra parte en la figura 4 se muestra la desviación estándar de la serie de los 12 valores diferentes de unidades monitor en cada uno de los detectores individuales en el interior del campo. Se ve que se mantiene un valor aproximadamente constante en todo el campo. En promedio es inferior al 0.5% y es una indicación de la reproducibilidad individual de cada medida en el perfil y de la ausencia de tendencias

sistemáticas en la simetría o la planitud que dependan del número de unidades monitor.

En las figuras 5 y 6 se representan respectivamente la planitud del campo y la simetría en función de las unidades monitor. Ambos parámetros se mantienen en variaciones inferiores al 1% hasta las 2 unidades monitor. Por debajo, ambos empeoran aproximadamente en un 2% en la dirección transversal. En la dirección del cañón-blanco la planitud del campo llega a empeorar hasta un 9% y la simetría en un 6%. Las barras de error se han calculado de acuerdo a la ecuación (5).

Con estos resultados se puede concluir que la incertidumbre en la dosis absorbida en el interior de un segmento de más de 2 unidades monitor es inferior al 2% ($k=1$) y que esta incertidumbre se puede incrementar hasta un 10% ($k=1$) por debajo de las 2 UM.

En la figura 7 se muestra la distribución de unidades monitor de los segmentos de IMRT para tumores del área ORL, de próstata y cerebrales, obtenidos a partir de una muestra de diez pacientes de cada una de las patologías, que son las que con más frecuencia se tratan mediante IMRT en nuestro hospital. Solo en ORL hay un número apreciable de segmentos de menos de 5 UM, y el número de segmentos con 2 UM o menos es inferior al 1%. Esto hace que en términos prácticos la influencia de la falta de linealidad para bajo número de unidades monitor sea inapreciable en la irradiación de un tratamiento de IMRT. Combinando las medidas de parámetros dosimétricos con la distribución de unidades monitor de los segmentos, estimamos que la incertidumbre asignable a estos factores

en la dosis absorbida en un tratamiento es inferior al 1% ($k=3$). Nuestros controles de calidad dosimétricos incluyen medidas puntuales mediante cámara de ionización y de distribución de dosis absorbida mediante película radiocrómica. En la figura 8 se representan los histogramas de las diferencias de dosis absorbidas medidas mediante cámara de ionización y las planificadas, en ambos aceleradores. Para el histograma se ha considerado una única diferencia de dosis absorbida por tratamiento. Por tratarse de máquinas gemelas los tratamientos se realizan de manera indistinta en los dos aceleradores, sin distinción de patologías. De acuerdo con nuestra discusión no aparecen diferencias significativas entre los dos aceleradores.

La distribución del número de unidades monitor por segmento está condicionada por el planificador y su algoritmo de segmentación, por lo que nuestras estimaciones de incertidumbre para el tratamiento completo pueden no ser válidas para otros planificadores. En XiO la segmentación se realiza en dos pasos. En una primera fase la fluencia ideal se aproxima distinguiendo un número de niveles de intensidad y utilizando un tamaño mínimo de segmento dado. Ambos parámetros son fijados por el usuario. Además el algoritmo asigna a todos los segmentos de cada incidencia la misma fracción de unidades de monitor. En el segundo paso los segmentos diseñados en el primero sufren un proceso iterativo de ajuste de pesos en el que se varía la fracción de unidades monitor. Este segundo proceso supone en general una mejora de la planificación¹³ y en él el usuario fija el número mínimo de unidades monitor que

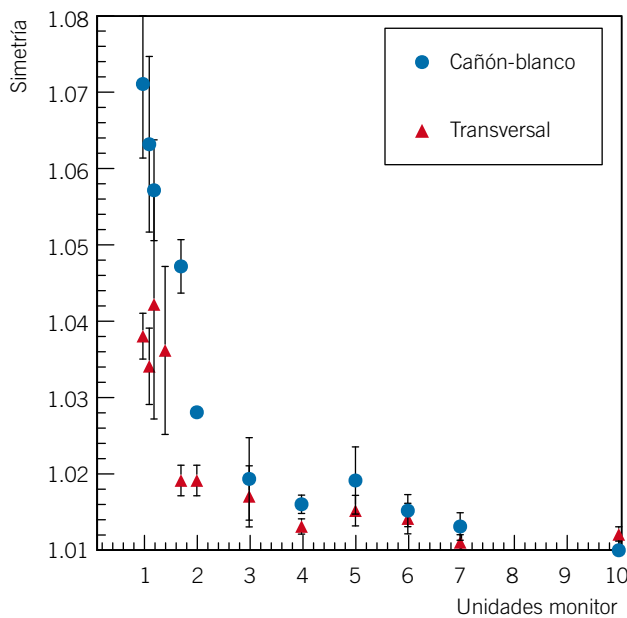


Fig. 6. Simetría del segmento de 20 cm x 20 cm en función de las unidades monitor empleadas en su irradiación.

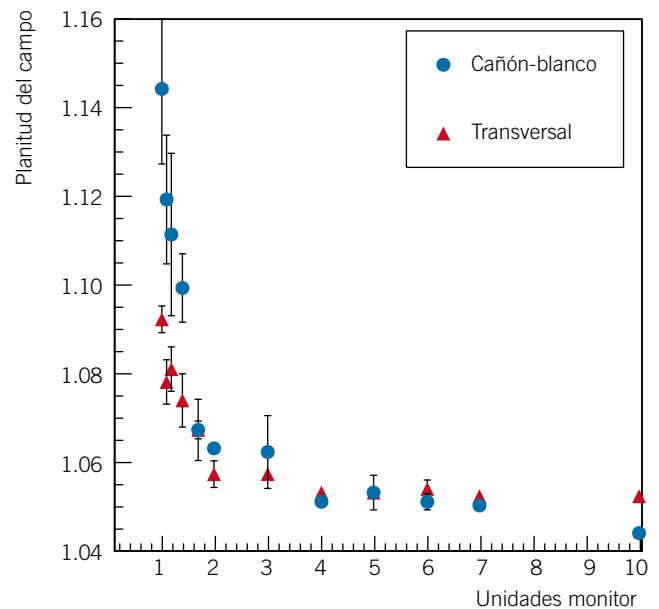


Fig. 5. Planitud del campo para el segmento de 20 cm x 20 cm en función de las unidades monitor empleadas en su irradiación.

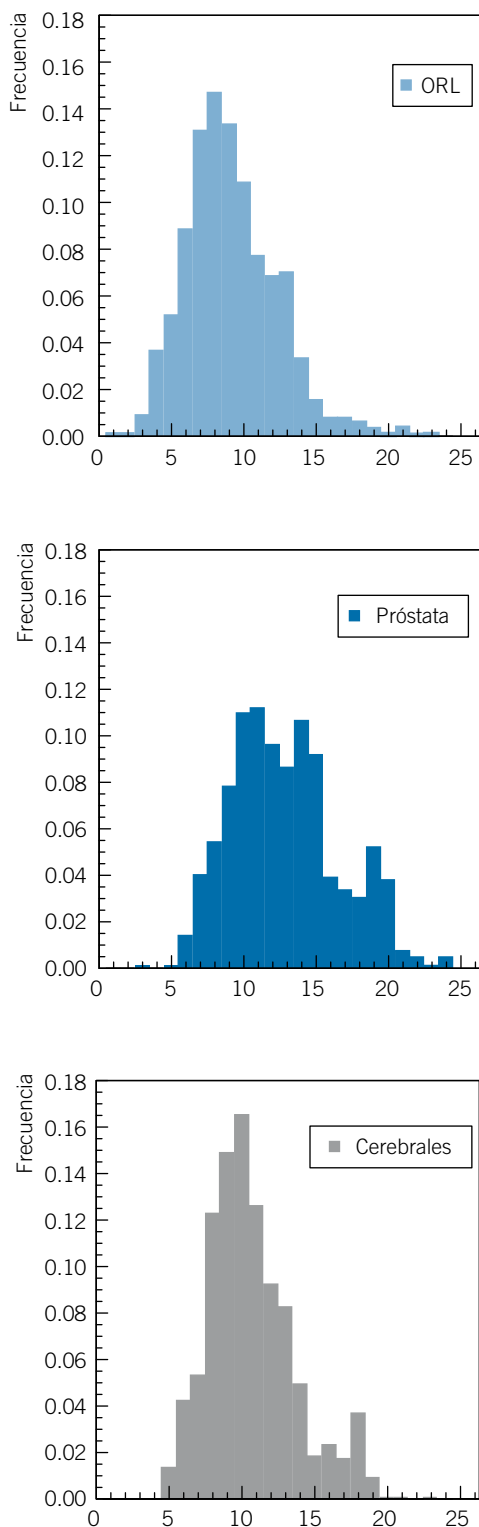


Fig. 7. Distribuciones del número de unidades monitor por segmento para tres patologías distintas. Las distribuciones están renormalizadas de manera que tienen área unidad, para hacerlas independientes de la frecuencia relativa con la que se tratan las tres patologías.

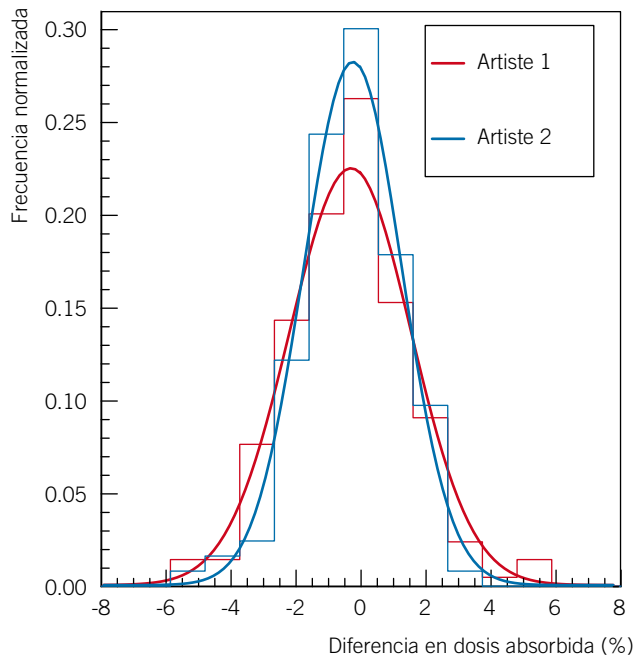


Fig. 8. Histogramas de los resultados de los controles de calidad dosimétricos realizados en los dos aceleradores. La diferencia de dosis absorbida es entre lo planificado y lo medido mediante cámara de ionización. Las frecuencias se dan normalizadas a área unidad. Se han realizado 213 controles en el Artiste 1 y 124 controles en el Artiste 2.

debe tener un segmento. En caso de no ser alcanzado el mínimo, el algoritmo elimina el segmento. El valor por defecto es 5 unidades monitor y como hemos visto es un valor adecuado para las planificaciones de próstata y de tumores cerebrales. En nuestra experiencia, en las planificaciones de ORL, en las que no siempre es sencillo alcanzar una aproximación razonable a la fluencia ideal¹⁰, este valor puede reducirse hasta dos unidades monitor sin aumento de incertidumbre en la dosis absorbida. De ser necesario se podría rebajar el valor mínimo por segmento hasta una unidad monitor, pero en ese caso sería imprescindible realizar controles de calidad individuales para asegurar que no hay errores en la dosis absorbida administrada.

Conclusiones

Nuestras medidas, realizadas en segmentos con bajo número de unidades monitor, indican que los parámetros dosimétricos de los aceleradores Siemens Artiste mantienen sus prestaciones respecto a irradiaciones con un mayor número de unidades monitor, y que, con nuestras condiciones de trabajo, no hay desviaciones apreciables por falta de linealidad en tratamientos de IMRT segmentada estática.

Bibliografía

1. Staffurth J, Barrett A, Barrett J, Beardmore C, Cooper T, Davies S, et al. A review of the clinical evidence for intensity-modulated radiotherapy. *Clin Oncol (R Coll Radiol)* 2010;22:643-57.
2. Veldeman L, Madani I, Hulstaert F, De Meerleer G, Mareel M, De Neve W. Evidence behind use of intensity-modulated radiotherapy: a systematic review of comparative clinical studies. *Lancet Oncol* 2008;9:367-75.
3. Chen A, Farwell D, Luu Q, Vazquez E, Lau D, Purdy J. Intensity-Modulated Radiotherapy is associated with improved global quality of life among long-term survivors of Head-and-Neck cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012. Formato electrónico. Pendiente de publicación en papel.
4. Tribius S, Bergelt C. Intensity-modulated radiotherapy versus conventional and 3D conformal radiotherapy in patients with head and neck cancer: is there a worthwhile quality of life gain? *Cancer Treat Rev* 2011;37:511-9.
5. Forsythe K, Blacksborg S, Stone N, Stock R. Intensity-Modulated Radiotherapy Causes Fewer Side Effects than Three-Dimensional Conformal Radiotherapy When Used in Combination with Brachytherapy for the Treatment of Prostate Cancer. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2012;83:630-5.
6. Broderick M, Leech M, Coffey M. Direct aperture optimization as a mean of reducing the complexity of intensity modulated radiation therapy plans. *Radiat Oncol* 2009;4:8.
7. García V, Roselló J. ¿Es la planificación inversa la única opción de futuro en los tratamientos de modulación de intensidad? *Rev Fis Med* 2011;12:49-52.
8. Shepard D, Earl M, Li S, Yu C. Direct aperture optimization: A turnkey solution for step-and-shoot IMRT. *Med Phys* 2002;29:1007-18.
9. Sabatino M, Kretschmer M, Zink K, Würschmidt F. The impact of direct aperture optimization on plan quality and efficiency in complex head and neck IMRT. *Radiat Oncol* 2012;7:7.
10. Pérez JM, Zucca D, Fernández P, García y Miñambres A. Comparación de tratamientos de IMRT estática generados por tres sistemas de planificación inversa. *Rev Fis Med* 2011;12:113-8.
11. Reena P, Dayananda S, Pai R, Jamema S, Gupta T, Deepak D, et al. Performance characterization of Siemens Primus linear accelerator under small monitor unit and small segments for the implementation of step-and-shoot intensity-modulated radiotherapy. *J Med Phys* 2007;32:103-7.
12. Bhangale J, Sathiya Narayanan V, Deshpande S. Dose linearity and uniformity of Siemens ONCOR impression plus linear accelerator designed for step-and-shoot intensity modulated radiation therapy. *J Med Phys* 2006;31:269-74.
13. Prabhakar R, Cramb J, Gehrke C, Anderson J, Andrews J. A study of segment weight optimization with the CMS XiO step-and-shoot IMRT technique for prostate cancer. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13:3622.