

# Aceptación para uso clínico de un sistema de planificación de tratamientos con técnicas de IMRT y VMAT

## Acceptance for clinical use of a treatment planning system with IMRT and VMAT techniques

**A Serna\*, V Puchades, F Mata**

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital General Universitario Santa Lucía.  
C/ Mezquita, s/n. 30202. Cartagena. Región de Murcia.

**Fecha de Recepción: 17/06/2011 - Fecha de Aceptación: 02/09/2011**

**Objetivo:** En este trabajo se presentan las pruebas realizadas y los resultados obtenidos en el control de calidad inicial destinado a verificar la fiabilidad de la dosis absorbida calculada por nuestro planificador de tratamiento en técnicas de intensidad modulada (IMRT) y arcoterapia volumétrica modulada (VMAT).

**Método:** Se realizó un conjunto de medidas tanto de dosis absorbida puntual como de planos de dosis absorbida, seleccionando un conjunto de campos de tratamiento convencionales y campos de IMRT y VMAT. El criterio gamma que se empleó para la comparación de distribución de dosis fue de 3 mm, 3% (referido a dosis máxima) con un umbral de dosis absorbida del 10% respecto del máximo. Empleando este conjunto de medidas se calcularon los límites de confianza tanto para la dosis puntual como para las distribuciones de dosis planares en tratamientos IMRT y VMAT, y se compararon con los valores de referencia de AAPM TG119.

**Resultados:** La desviación media de las medidas de dosis puntual fue inferior al 0,5% en las pruebas de campos convencionales, e inferior al 1% para IMRT y VMAT. Los límites de confianza determinados fueron de 3,6% y 4,6% para dosis puntual, y prácticamente cero para dosis planar, en técnicas IMRT y VMAT respectivamente, comparables a los publicados.

**Conclusiones:** Los límites de confianza obtenidos mejoran sustancialmente los valores de referencia de AAPM TG119 tanto para dosis puntual como para distribuciones planares de dosis absorbida, garantizando la fiabilidad del cálculo de dosis por parte del sistema de planificación para los planes de tratamiento realizados con técnicas IMRT y VMAT.

**Palabras clave:** VMAT, IMRT, planificador, control de calidad.

**Purpose:** In this work the set of measurements and results to test the reliability of the calculated absorbed dose by our treatment planning system (TPS) for intensity modulated radiation therapy (IMRT) and volumetric modulated arc therapy (VMAT) is reported.

**Method:** A set of measures was performed, both point and planar absorbed dose, selecting a set of conventional and IMRT and VMAT treatment fields. A gamma criteria 3 mm distance to agreement and 3% dose difference (referred to the maximum dose) was used for the planar distribution analysis, using a 10% of maximum dose as threshold. Based on this set of measures the confidence limits were calculated for the IMRT and VMAT plans, and compared with the reference values given in AAPM TG119 document.

**Results:** The average percentage deviation of point dose measures was lower than 0.5% for conventional fields and lower than 1% for IMRT and VMAT fields. Calculated confidence limits were 3.6% and 4.6% for point dose and almost zero for planar dose distributions, for IMRT and VMAT respectively.

**Conclusions:** Our confidence levels improve significantly the AAPM TG119 reference levels both for point and planar doses, thus ensuring the reliability of the TPS performing IMRT and VMAT dose calculations.

**Key words:** VMAT, IMRT, treatment planning system, quality control.

\* Correspondencia  
Email: alfredo.serna@carm.es

## Introducción

La puesta en marcha de un sistema de planificación de tratamientos radioterápicos implica la introducción de los datos geométricos y dosimétricos relativos a las unidades de tratamiento disponibles. Este conjunto de datos necesarios depende del tipo de algoritmo de cálculo, de su implementación por parte del fabricante así como de las técnicas que se van a poner en funcionamiento. Después de la instalación del sistema de planificación es necesario realizar las pruebas de aceptación establecidas por el fabricante, así como un conjunto de pruebas para asegurar que los resultados obtenidos del planificador se ajustan a las características geométricas y radiológicas de los haces generados en las unidades de tratamiento.

Por otro lado, el correcto modelado de estos algoritmos depende en gran medida de la calidad de los datos medidos en el acelerador<sup>1</sup>. Cualquier error introducido en la etapa de medida de los parámetros dosimétricos para el modelado, afectará de modo sistemático a todos los pacientes sometidos a tratamiento radioterápico.

Tal como recoge la reglamentación española en su Real Decreto sobre garantía de calidad en radioterapia<sup>2</sup>, se debe llevar a cabo un procedimiento de control de calidad de los sistemas de planificación, entre los que se incluye el establecimiento del estado de referencia inicial antes de su uso clínico. Existen diversos protocolos nacionales e internacionales para establecer programas de garantía de calidad de los sistemas de planificación<sup>3-6</sup>. Para técnicas 3D conformacionales estos protocolos recomiendan un conjunto de pruebas dosimétricas específicas con niveles de tolerancia bien establecidos y generalmente aceptados por la comunidad científica. Por el contrario, en la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) no existe un consenso sobre las pruebas a realizar en el sistema de planificación antes de su uso clínico. Además estas técnicas suponen un reto para la mayoría de algoritmos de cálculo de dosis, pues aparte de las heterogeneidades se encuentran con aperturas o tamaños de campo pequeños e irregulares.

Algunos protocolos hacen referencia a la estabilidad que deben tener los aceleradores para poder realizar con seguridad técnicas de IMRT<sup>7</sup> o dan recomendaciones generales para el control de calidad en IMRT antes de los tratamientos<sup>8</sup>, pero no establecen qué tipos de pruebas se deben realizar para la aceptación de los planificadores.

Mientras que en planificación 3D convencional es más sencillo elegir un conjunto de pruebas que tengan relación con las técnicas de tratamiento que se van a emplear, en el caso de IMRT esta selección dependerá, en general, del tipo de ace-

lerador y del sistema de planificación disponible. Además, la introducción de las técnicas de arcoterapia volumétrica de intensidad modulada (VMAT) no ha sido considerada en ningún protocolo de control de calidad de planificación y no existe un estándar reconocido para considerar una planificación de IMRT/VMAT como aceptable clínicamente para tratamiento, pues éste dependerá de las posibilidades de cada centro y la propia experiencia<sup>9</sup>.

Un procedimiento propuesto por Ezzell et al.<sup>10</sup> para la aceptación de los planificadores de técnicas IMRT consiste en la comparación de los límites de confianza de cada centro con los valores de referencia de la publicación. Las medidas a realizar en cada caso incluyen tanto medidas puntuales de dosis absorbida con cámara de ionización como la comparación 2D de planos de dosis campo a campo y compuesto, usando la métrica gamma. De este modo cada centro puede comparar sus resultados con los de otros centros, y así objetivar la calidad de la implementación de la técnica en el planificador y los sistemas de verificación de tratamiento.

En el presente trabajo se detalla el procedimiento empleado para verificar la implementación que se ha realizado de la técnica de tratamiento con campos VMAT. El primer paso consistió en la selección de un conjunto de pruebas propuestas por ESTRO<sup>6</sup>, en las cuales se emplearon campos típicos en planificación 3D, como campos abiertos, cuñas dinámicas y conformación MLC. Una vez se verificó que el modelado era correcto en estas condiciones, se pasó a realizar las pruebas específicas para IMRT/VMAT determinando nuestros límites de confianza, utilizando los dispositivos de medida disponibles en el servicio, y los resultados obtenidos se compararon con los valores mínimos recomendados por el documento TG119<sup>10</sup>.

## Material y métodos

Se dispone de un sistema de planificación de tratamientos Eclipse™ v10.0, (Varian Medical Systems, Palo Alto, California) que emplea el algoritmo *Analytical Anisotropic Algorithm* v10.0.28 (AAA) para el cálculo de dosis de campos de rayos X de megavoltaje. Se emplea el mismo algoritmo tanto para planificación convencional como para IMRT y VMAT. Los dos aceleradores lineales disponibles son marca Varian modelo Clinac-iX™, uno de ellos monoenergético de RX de 6 MV y el otro dual de RX de 6 y 10 MV, y en cada uno de ellos se realizaron las medidas dosimétricas necesarias para modelar el algoritmo AAA. Ambos aceleradores disponen de un colimador multiláminas (MLC) del modelo Millenium 120, con 60 pares de láminas, con un ancho en isocentro de

5 mm, en los cuarenta pares centrales y de 10 mm los veinte pares externos.

El cálculo de dosis se realiza en todas las pruebas, tanto en 3D como IMRT/VMAT, con una rejilla de 2,5 mm en las tres direcciones principales. El sistema de planificación y el de administración de tratamiento están integrados en el entorno ARIA™ v10.0 (Varian Medical System, Palo Alto, California).

Todas las medidas y verificaciones que se detallan en los siguientes apartados, se realizaron una vez que los aceleradores y el sistema de planificación pasaron las pruebas de aceptación establecidas por el fabricante.

## Medidas básicas

El conjunto de medidas requerido por el algoritmo de cálculo para haces de RX incluye: el factor de calibración del acelerador, realizado según las recomendaciones de la IAEA<sup>11</sup>, las curvas de variación de dosis en profundidad, los perfiles transversales de dosis a diferentes profundidades y los factores de salida, según las recomendaciones del fabricante.

Las curvas de dosis en profundidad se midieron con cámara plano paralela tipo Roos, y los perfiles transversales con diodo PTW T60012 para determinar con mayor precisión la penumbra de los haces<sup>11</sup>. Los factores de salida se midieron para tamaños de campo desde 2x2 cm<sup>2</sup> hasta 40x40 cm<sup>2</sup> utilizando cámaras de ionización con diferentes volúmenes PTW 31010 (0,125 cm<sup>3</sup>), 31016 (0,016 cm<sup>3</sup>) y 30013 (0,6 cm<sup>3</sup>), a la profundidad de 5 cm para 6 MV y 10 cm para 10 MV. Los factores de salida finalmente introducidos en el planificador fueron los de la cámara PTW 31010, pues eran consistentes con la PTW 31016 para campos inferiores a 4x4 cm<sup>2</sup> y con la PTW 31013 para campos superiores a ese tamaño. Todas las medidas se realizan en una cuba automática PTW MP-3, con alojamiento adecuado para cada tipo de cámara y controlada remotamente mediante el software Mephisto3™ (PTW).

La caracterización dosimétrica del MLC en el planificador se hace mediante dos parámetros: la transmisión a través de las láminas y el gap dosimétrico, relacionado con la transmisión de un par de láminas opuestas cuando están totalmente cerradas. Se determina el factor de transmisión del MLC como cociente de lecturas de campo abierto frente a campo totalmente bloqueado con MLC para cada profundidad, a distintas profundidades (5, 10 y 15 cm) y para dos tamaños de campo (10x10 cm<sup>2</sup> y 17x17 cm<sup>2</sup>) con cámara plano paralela tipo Roos, PTW 34001, conectada al electrómetro Unidos-E. El gap dosimétrico se determinó siguiendo el trabajo de Chauvet et al.<sup>12</sup>, a partir del valor de la transmisión. El ajuste definitivo de estos valores se

realizó comparando la fluencia ideal tipo silla propuesto por Van Esch<sup>13</sup> con las medidas experimentales. Cada medida de dosis en un plano con la matriz Seven29, que consta de un conjunto de 729 cámaras de ionización cúbicas de tamaño 5 mm x 5 mm x 5 mm, con un espaciado entre ellas de 10 mm, se compararon con el calculado por el planificador, y en un proceso iterativo de prueba y error se optimizaron los valores de transmisión y gap dosimétrico.

## Verificaciones de campos convencionales

Una vez modelados los haces de RX en el planificador se procedió a realizar las verificaciones de campos empleados en los tratamientos convencionales 3D. Para ello se eligieron, siguiendo las recomendaciones del Booklet 7 de ESTRO<sup>6</sup>, un conjunto de campos abiertos, conformados y con cuña dinámica, especificados en la tabla 1.

**Tabla 1.** Conjunto de campos medidos con cámara de ionización para las profundidades de 5, 10 y 20 cm en el eje central y las energías de RX de 6 MV y 10 MV, y tasa de dosis fija de 300 UM/mim. El giro de colimador y de brazo se mantuvo en 0°, y la distancia fuente superficie fue 90 cm, para todos los campos excepto campo 10x10 ext que fue 130 cm y 10x10 red que fue 80 cm.

|                                                                                                           |                         |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------|
| <b>Campos abiertos</b>                                                                                    | 5x5                     |
|                                                                                                           | 10x10                   |
|                                                                                                           | 10x10 ext               |
|                                                                                                           | 10x10 red               |
|                                                                                                           | 15x15                   |
|                                                                                                           | 20x20                   |
|                                                                                                           | 30x30                   |
|                                                                                                           | 2x20                    |
|                                                                                                           | 20x2                    |
|                                                                                                           | 5x20                    |
|                                                                                                           | 20x5                    |
| <b>Campos con cuña dinámica.<br/>Ángulos: 10, 15, 20, 25, 30, 45, 60<br/>y ambas direcciones (in-out)</b> | 10x10                   |
|                                                                                                           | 20x5                    |
|                                                                                                           | 5x20                    |
| <b>Campos conformados con MLC</b>                                                                         | 15x15 1 esquina         |
|                                                                                                           | 15x15 2 esquinas        |
|                                                                                                           | 15x15 conformado        |
|                                                                                                           | 15x15 4 esquinas        |
|                                                                                                           | 17,5x25 bloqueo central |
|                                                                                                           | 10x10 forma banana      |

Todas las medidas de este apartado se realizan en maniquí de láminas de plástico de material RW3 de PTW. El maniquí fue escaneado en un TAC Siemens Open Sensation con grosor de corte de 2 mm.

La dosis puntual se midió con cámara de ionización tipo Farmer de 0,6 cm<sup>3</sup>, PTW 30013, a las profundidades de 5, 10 y 20 cm y para las energías de RX de 6 y 10 MV, y para todos los campos de la tabla 1. Las medidas experimentales se compararon con los valores de dosis calculados por el planificador en el punto central de la cámara insertada en el maniquí.

Para la medida de la dosis fuera del eje se empleó el detector matricial *Seven29* de PTW. Las medidas se realizaron a distancia fuente superficie (DFS) de 90 cm y profundidades de 5 y 10 cm para todos los campos de la tabla 1. El análisis de dosis planar se realiza en el programa Verisoft v4.1 (PTW), exportando el plano de dosis correspondiente a la posición del plano efectivo de medida de la matriz *Seven29* y aplicando un criterio de aceptación de 3%, 3 mm para el índice gamma (porcentaje referido al máximo de dosis). El análisis se restringe a los puntos cuyo valor de dosis supere el 10% del máximo de dosis.

### Dependencia angular de Octavius y la matriz Seven29

Por su diseño, el detector matricial *Seven29* presenta una respuesta dependiente del ángulo de incidencia del haz de radiación. El maniquí *Octavius* está diseñado para compensar este defecto<sup>13</sup>. El maniquí es hexagonal y puede rotarse para obtener planos de dosis a diversas angulaciones. En su parte inferior tiene una cavidad de aire para compensar el defecto de respuesta de la matriz en incidencias posteriores. Antes de usar el conjunto para la realización de las verificaciones de los campos de IMRT y VMAT verificamos su respuesta con respecto del ángulo de incidencia del haz de RX. Para ello, con el *Seven29* insertado en el maniquí *Octavius*, en la orientación 0°, se irradia con un campo de RX de 6 MV, de tamaño 10x10 cm<sup>2</sup>, desde todas las incidencias de diez en diez grados, tomando la lectura de la cámara central. Las UM programadas en cada campo son las calculadas por el planificador para cada angulación para obtener la misma dosis en la cámara central. Se incluye en los cálculos la camilla de tratamiento para tener en cuenta la atenuación en los campos posteriores. La variación de respuesta se normaliza al valor de dosis obtenido para el haz con incidencia a 0°.

### Verificaciones IMRT / VMAT

Para la verificación de las capacidades IMRT/VMAT el documento TG119<sup>10</sup> propone 4 casos: 1) Test 1 Multibandas: 3 cilindros adyacentes a lo largo del eje de rotación con 4 cm de diámetro y 4 cm de longitud. El volumen central se planifica para recibir el 100% de la dosis prescrita (200 cGy), el volumen craneal el 50% y el volumen caudal el 25%. 2) Test 2 próstata: delimitación virtual de próstata, recto y vejiga de dimensiones definidas en el test. 3) Test 3 Forma-C: está constituido por un volumen blanco en forma de medio donut que rodea un órgano de riesgo. 4) Test 4 Cabeza/cuello: un plan de un paciente real. Los volúmenes se delimitan en un maniquí cúbico virtual de densidad electrónica unidad, excepto el test 4 que se realiza con imágenes de un paciente real. La dosis y homogeneidad en los órganos blanco así como las limitaciones en los órganos de riesgo virtuales se especifican en el mismo documento.

Se realizan planificaciones IMRT (sliding window) y VMAT para los 4 test. Los test 1 y 2 se planifican con 7 campos (cada 51° a partir de la dirección vertical), y los test 3 y 4 con 9 campos (cada 40° a partir de la dirección vertical). La planificación con VMAT consiste en un solo arco de 358 grados. En todos los planes, tanto de IMRT como VMAT, se emplea RX de 6 MV en ambos aceleradores. El cálculo de dosis incorpora la camilla de tratamiento, compuesta de fibra de carbono en su integridad.

Se realizan medidas de dosis tanto puntuales, con cámara de ionización, como planares, con la matriz de detectores *Seven29*, obteniéndose las desviaciones respecto de la dosis calculada así como los límites de confianza, usando ambos dispositivos de medida.

Las medidas de planos de dosis se realizan con la matriz *Seven29* insertada en maniquí *Octavius*. Para todos los planes de tratamiento se realizan medidas con este dispositivo en plano coronal (0° de maniquí) y sagital (90° de maniquí). En los planes de IMRT la matriz *Seven29* adquiere la imagen integrada de todos los campos de tratamiento.

Se exporta cada uno de los planes de tratamiento al maniquí *Octavius* y se recalcula la dosis en los planos coronal y sagital coincidente con el plano efectivo del detector matricial.

Las medidas de dosis puntual en IMRT/VMAT se realizan con cámara PTW 31016 en maniquí cilíndrico de plástico (marca Quasar, modelo Verification Phantom II), con alojamiento específico para esta cámara de ionización. Se exporta el plan de tratamiento a este maniquí y se recalcula. Se compara la dosis medida con la dosis calculada en el punto

central de la cámara de ionización. Se realizan medidas en diversos puntos para cada plan, tanto en zonas de alta como de baja dosis, tal como especifica TG119.

Ambos maniqués, Octavius y Quasar, fueron previamente escaneados en el TAC Siemens Sensation Open con grosor de corte de 2 mm y pitch 0,5.

Para cada medida de dosis puntual se obtiene el valor de desviación según la expresión

$$(dosis_m - dosis_{plan}) / dosis_{presc} \quad (1)$$

donde  $dosis_m$  es la dosis medida por la cámara de ionización,  $dosis_{plan}$  es la dosis calculada en el punto de medida y  $dosis_{presc}$  es la dosis prescrita en la planificación del tratamiento al PTV. El límite de confianza (LC) para todas las medidas puntuales se obtiene según TG119<sup>10</sup> mediante la expresión

$$LC = |M| + 1,96 \cdot DS \quad (2)$$

siendo  $M$  el valor medio de las desviaciones calculadas según la ecuación (1), y  $DS$  su desviación estándar.

Para cada uno de los planos de dosis se determina el porcentaje de puntos que superan el criterio gamma establecido, y se calcula el límite de confianza según TG119<sup>10</sup> mediante la expresión

$$LC(\%P_\gamma > 1) = (100 - P) + 1,96 \cdot DS \quad (3)$$

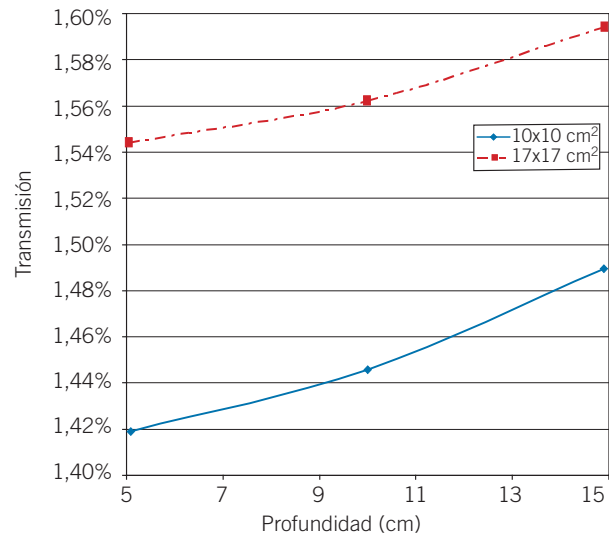
siendo  $P$  el valor medio de los porcentajes de puntos que superan el criterio gamma en los casos propuestos por TG119 en ambos aceleradores, y  $DS$  su desviación estándar.

## Resultados

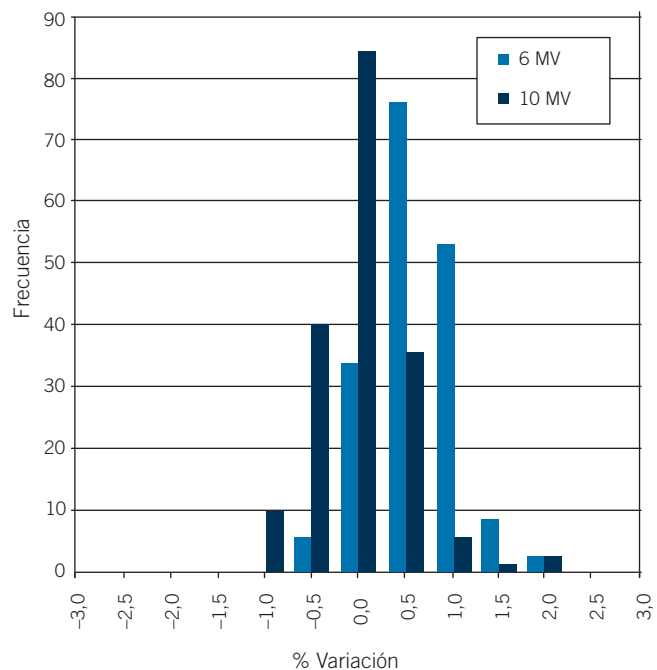
### Medidas básicas

Las medidas experimentales de los perfiles de campo, factores de campo, perfiles de cuña dinámica y transmisión de MLC, para RX de 6 MV presentan valores muy similares para ambos aceleradores, por lo que se pueden considerar dosimétricamente equivalentes. Para su modelado en el algoritmo de cálculo de dosis del planificador se emplea un único conjunto de datos experimentales. De este modo los pacientes pueden tratarse indistintamente en ambos aceleradores.

El factor de transmisión del MLC medido para RX de 6 MV varía con el tamaño de campo y la profundidad de medida (véase la figura 1). Sin embargo, en el planificador solamente se puede introducir un valor de

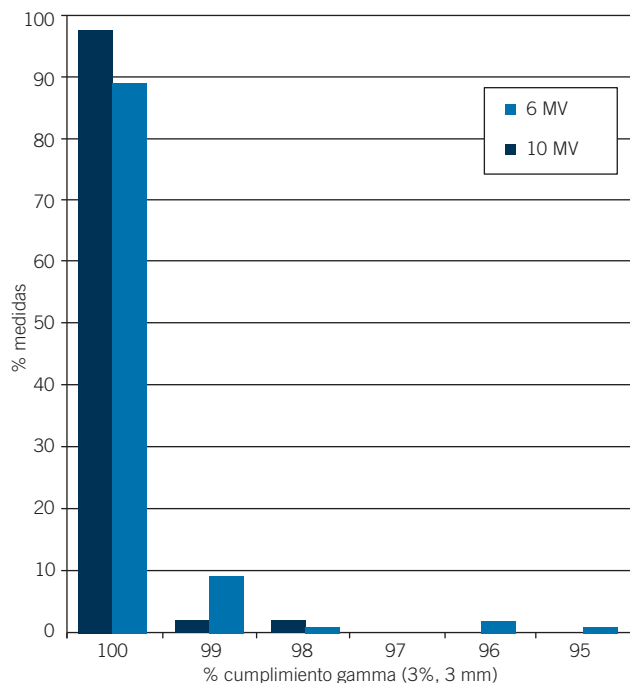


**Fig. 1.** Medidas de transmisión de MLC para la energía de RX 6 MV, para campos 10x10 cm<sup>2</sup> y 17x17 cm<sup>2</sup> y profundidades 5, 10 y 15 cm en maniquí de agua.



**Fig. 2.** Histogramas con las desviaciones de dosis, para ambas energías de RX 6 y 10 MV para todas las verificaciones de campos convencionales.

transmisión por cada energía de RX. El ajuste del valor de transmisión y el gap dosimétrico se realizó mediante prueba y error hasta conseguir el mejor acuerdo con los resultados experimentales, usando el patrón



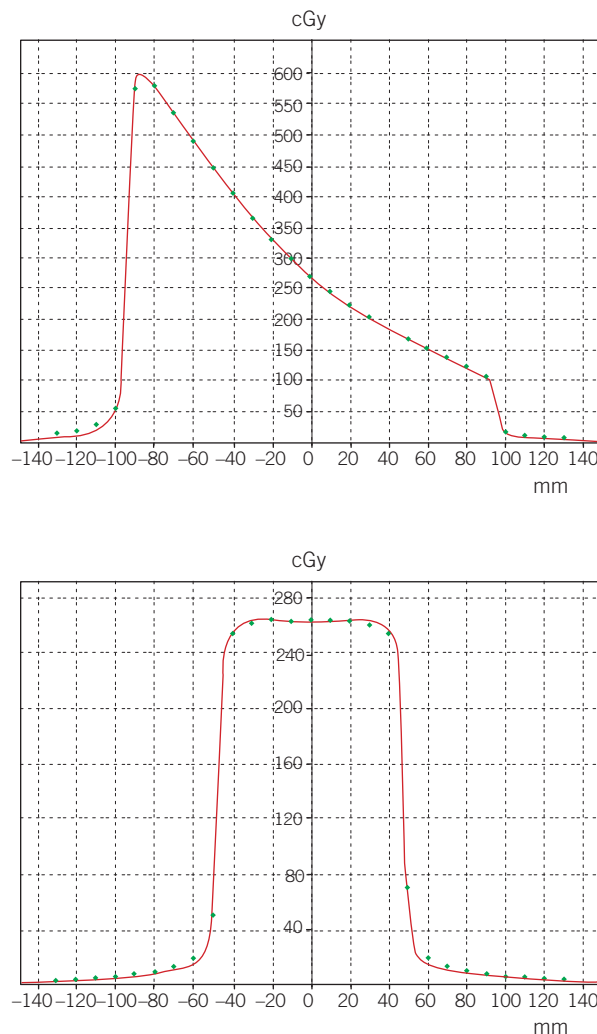
**Fig. 3.** Histograma porcentual del número de puntos de medida que cumplen el criterio gamma (3%, 3 mm) en campos convencionales.

de fluencia tipo silla<sup>13</sup>. El valor de transmisión finalmente introducido fue de 1,6% y el gap dosimétrico de 1,8 mm, para RX de 6 MV y ambos aceleradores. Aunque el modelo del MLC sea el mismo, Varian recomienda el ajuste de estos parámetros en cada centro, pues pueden variar ligeramente en cada acelerador, dependiendo de las características dosimétricas de los haces, el planificador empleado y el procedimiento de medida<sup>13</sup>.

### Verificaciones campos convencionales

La desviación media de las medidas de dosis realizadas con cámara de ionización para ambos aceleradores respecto del planificador para las energías de RX de 6 MV y 10 MV fue de 0,36% y de -0,23% respectivamente. En la figura 2 se representa la distribución de desviaciones obtenidas para ambas energías. Ninguna desviación superó el 2%, y el 96,1% de las medidas puntuales presentan desviaciones menores del 1%. Las medidas realizadas en ambos aceleradores no difieren en ningún caso más del 0,7%, con una diferencia media del 0,11%.

Asimismo, todas las comparaciones planares de dosis tienen un porcentaje de cumplimiento de criterio



**Fig. 4.** Comparación del cálculo del planificador y la medida con Octavius+Seven29. Panel superior: campo 5x20 cm<sup>2</sup>, cuña 60° (out). Panel inferior: campo 10x10cm<sup>2</sup>. Ambos con RX de 6 MV, DFS 90 cm y 5 cm de profundidad.

gamma superior o igual al 95% (veáse la figura 3). El 97,5% de los campos medidos tuvieron un porcentaje de cumplimiento superior al 99%. El peor resultado se obtuvo para el campo 10x10 cm<sup>2</sup> con angulación de gantry de 315° a 5 cm de profundidad y RX de 6 MV, siendo en este caso el grado de cumplimiento del criterio gamma del 95,4%.

En la figura 4, presentamos dos ejemplos de comparación de perfiles de dosis absolutas medidos y planificados, para el campo abierto 10x10 cm<sup>2</sup> y para el campo 5x20 cm<sup>2</sup> con cuña de 60 grados (orientación out), ambos a una DFS de 90 cm y 5 a cm de profundidad.



**Tabla 2.** Resumen de los límites de confianza de dosis puntual para IMRT y VMAT, para RX de 6 MV.

|           | Media    | Desviación Estándar |          |         | Límite de confianza según ecuación 2 |         |
|-----------|----------|---------------------|----------|---------|--------------------------------------|---------|
|           | PinPoint | Seven29             | PinPoint | Seven29 | PinPoint                             | Seven29 |
| IMRT      | -0,3%    | 0,1%                | 2,2%     | 0,8%    | 4,6%                                 | 1,7%    |
| VMAT      | 0,7%     | -0,3%               | 1,5%     | 0,9%    | 3,6%                                 | 2,1%    |
| IMRT+VMAT | 0,2%     | -0,1%               | 1,9%     | 0,85%   | 4,0%                                 | 1,8%    |

## Dependencia angular de Octavius y Seven29

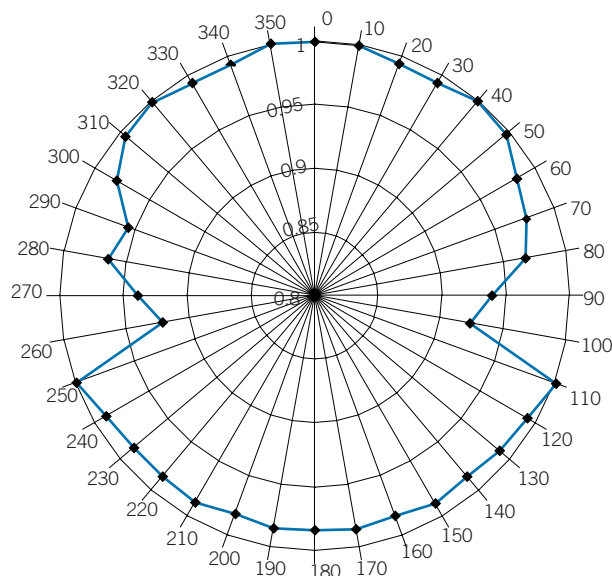
Las irradiaciones con campos en el intervalo  $\pm 50^\circ$  de giro de brazo presentan diferencias con respecto a sus campos opuestos en torno al 1%. En las angulaciones próximas a la horizontal la diferencia alcanza hasta el 8% en comparación con la dirección perpendicular (véase la figura 5). Por tanto el maniquí Octavius, aunque compensa bien cuando el haz incide posteriormente a las cámaras de Seven29, presenta un déficit importante de respuesta cuando la irradiación es próxima a la horizontal. Esta variación de respuesta en función del ángulo de incidencia del haz no se ha tenido en cuenta durante las medidas experimentales. Sin embargo, se debe tener precaución si se usan angulaciones próximas a la horizontal para evitar introducir un error importante por el sistema de medida.

## Verificaciones IMRT/VMAT

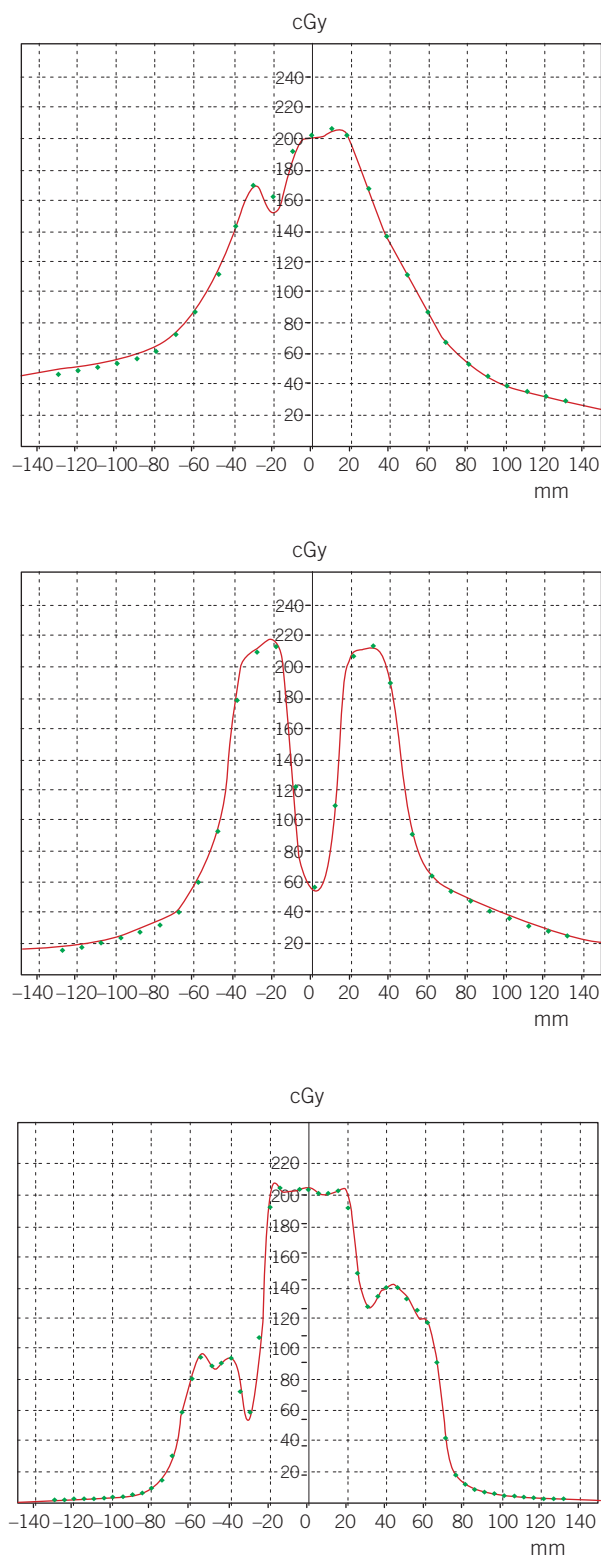
El valor medio de la diferencia entre la dosis puntual medida con cámara de ionización en maniquí cilíndrico respecto del valor calculado por el planificador es del -0,3% para los planes IMRT y 0,7% para los campos VMAT (véase la tabla 2). Los límites de confianza para la dosis puntual, considerando todas las medidas realizadas en ambas máquinas, es del 4,6% para IMRT y 3,6% para VMAT.

También se tomaron medidas de la cámara central y en puntos fuera de eje de la matriz Seven29. En este caso la variación media fue del 0,1% para IMRT y -0,3% para VMAT, y los límites de confianza calculados fueron 1,7% y 2,1% para IMRT y VMAT respectivamente.

Los resultados permiten afirmar que no existen errores sistemáticos significativos en el cálculo de dosis ni en IMRT ni en VMAT. Asimismo, los límites de confianza, con ambos sistemas de medida, presentan valores compatibles con los recomendados por TG119, entre 4,5% (zona de alta dosis) y 4,7% (zona de baja dosis).



**Fig. 5.** Variación de la respuesta del detector Seven29 insertado en el maniquí Octavius respecto del ángulo de incidencia de RX de 6 MV.



**Fig. 6.** Ejemplo de comparación entre perfiles de dosis calculados y puntos de dosis medidos con conjunto Octavius+Seven29. Panel superior) próstata, Panel medio) Forma-C y Panel inferior) multibandas. En el caso del panel superior el maniquí Octavius se gira 90° para analizar mejor la dosis en los órganos de riesgo, vejiga y recto.

En la figura 6 se presentan las comparaciones entre los planes calculados en el planificador y los medidos, para los 3 primeros planes de test (multibandas, próstata orientación 90° y forma-C), realizados con un arco VMAT.

El límite de confianza, determinado a partir de todas las medidas realizadas en planos coronales y sagitales, fue de 0,6% y 0% para IMRT y VMAT respectivamente. Para el caso de VMAT todas las verificaciones resultaron con un porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma del 100%, por lo que el límite de confianza calculado es cero. El límite de confianza promedio entre las instituciones participantes del TG119 para dosis compuesta planar es de 12,4%, dentro del intervalo 0,6% y 19,7%.

## Discusión

Antes de usar clínicamente un sistema de planificación es necesario verificar que calcula correctamente la dosis en aquellas técnicas que vayan a emplearse en la práctica diaria. Por ello se seleccionó un conjunto de medidas tanto para los campos empleados en tratamientos convencionales (campos abiertos, conformados con MLC y cuñas dinámicas), como para los campos de IMRT y VMAT.

La verificación de la dosimetría de campos convencionales es un paso previo imprescindible antes de realizar cualquier tipo de verificación en técnicas de modulación de intensidad. En estas verificaciones es más sencillo encontrar posibles desviaciones sistemáticas o deficiencias en el modelado del algoritmo, que analizando directamente campos de intensidad modulada.

La desviación media de las medidas de dosis puntual fue inferior al 0,5%, en las pruebas de campos convencionales, e inferior al 1% para IMRT y VMAT. Teniendo en cuenta la dispersión de los resultados experimentales se puede afirmar que no se tienen desviaciones sistemáticas significativas.

El análisis de dosis planar se realizó empleando el plan completo, pues el análisis campo a campo no es un buen predictor de potenciales errores de dosis en pacientes<sup>15</sup>. Los límites de confianza determinados están dentro de los valores recomendados en TG119. Nuestros resultados son comparables a las instituciones del TG119 con mejor límite de confianza. La variabilidad de resultados entre distintos centros, puede provenir del tipo de acelerador, planificador y sistemas de medida empleados<sup>16</sup>.

Es importante resaltar que los límites de confianza determinados con nuestros sistemas de medida tienen su validez fundamentalmente para ser comparados con los ofrecidos en el TG119. Sin embargo estos valores, aunque útiles, no son directamente



utilizables en la práctica diaria para establecer criterios de aceptabilidad de las planificaciones. A pesar de la experiencia acumulada en planificación de tratamientos IMRT se siguen encontrando diferencias significativas entre distintas instituciones. En un trabajo realizado para acreditar instituciones en la participación de ensayos clínicos se encontró que aproximadamente el 30% de las instituciones no cumplían con los criterios de calidad establecidos, a pesar de ser poco exigentes<sup>17</sup>, lo que incide en la necesidad de establecer en cada centro un programa sistemático de verificación del sistema de planificación inversa antes de su uso clínico.

En la clínica diaria es probable que se tengan campos con modulaciones muy diferentes de las utilizadas en este conjunto de test. Además, en la práctica usamos el criterio gamma respecto a dosis local y no a dosis máxima como apunta el TG119, aunque mantenemos el umbral de dosis del 10%. El hecho de que nuestros valores mejoren los resultados ofrecidos por TG119 nos da confianza de que tanto el modelado del sistema de planificación como nuestros sistemas de verificación de los campos IMRT/VMAT presentan alto grado de fiabilidad y nos ha permitido establecer unos niveles de tolerancia que podemos esperar en la práctica diaria.

Las medidas en ambos aceleradores con la técnica IMRT y VMAT se realizaron únicamente con RX de 6 MV, que es la energía que emplearemos para estas técnicas de tratamiento. Los resultados en ambos aceleradores son similares, y las pequeñas diferencias son compatibles con las incertidumbres asociadas a las medidas experimentales. Este comportamiento es esperable, pues ambos aceleradores se adquirieron con esta intención. En el planificador de tratamiento se ha empleado un único conjunto de datos dosimétricos para el modelado de ambos aceleradores en la energía de RX de 6 MV, por lo que los pacientes pueden tratarse en cualquiera de los dos aceleradores, tanto en planificación 3D convencional como con técnicas IMRT y VMAT. Esto nos permite agilizar el flujo de trabajo, pues en caso de alguna incidencia o retraso en alguna de las máquinas, los pacientes pueden ser trasladados de máquina y su tratamiento ser administrado normalmente. El sistema de registro y verificación contempla esta posibilidad, registrando la dosis administrada y la máquina donde se ha realizado la sesión de tratamiento.

Se han observado variaciones significativas de la sensibilidad de la matriz Seven29 junto con el maniquí Octavius, llegando hasta el 8% en incidencias horizontales del haz. Este defecto debe ser tenido en cuenta en las verificaciones de planes completos de IMRT con campos estáticos, donde pueden existir incidencias próximas a la horizontal. En técnica VMAT esta deficiencia es menos relevante siempre que se utilicen arcos de suficiente amplitud. Por el contrario, puede tener

un impacto importante en los tratamientos que utilicen hemiarcos o arcos inferiores. Este comportamiento es tenido en cuenta en las verificaciones de planes reales de tratamiento, y si es necesario giramos el maniquí en la orientación 90° para minimizar su efecto.

## Conclusiones

La realización de verificaciones tanto en planes 3D convencionales como planes IMRT y VMAT, de forma sistemática, es necesaria para tener fiabilidad en el modelado del algoritmo de cálculo de dosis del planificador de tratamiento antes de su uso clínico. Los sistemas empleados tanto para la adquisición de los datos dosimétricos básicos como para la realización de las medidas de verificación, deben ser cuidadosamente evaluados para evitar que se introduzcan errores sistemáticos debido a su diseño y variabilidad de respuesta en distintas condiciones que se pueden presentar en los planes reales de tratamiento.

## Bibliografía

1. Das IJ, Chen CW, Watts RJ, Ahnesjö A, Gibbons J, Li XA, et al. Accelerator beam data commissioning equipment and procedures: report of the TG-106 of the Therapy Physics Committee of the AAPM. *Med Phys* 2008;35:4186–215.
2. Real Decreto 1566/1998 por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE número 206. 1998, 29385.
3. Delgado JM, García F, Millán E. Protocolo Nacional de control de calidad en sistemas de planificación de terapia con radiaciones, SEFM 2003.
4. IAEA Specification and acceptance testing of radiotherapy treatment planning systems, IAEA-TECDOC 1540. Vienna 2007.
5. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25:1773–829.
6. Mijnheer B, Olszewska A, Fiorino C, Hartmann G, Knöös, Rosenwald JC, et al. Quality assurance of treatment planning systems. Practical examples for non-imrt photon beams. ESTRO Booklet 7. 2004.
7. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. *Med Phys* 2009;36:4197–212.
8. Alber M, Broggi S, De Wagter C, Eichwurz I, Engström P, Fiorino C, et al. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO Booklet 9. 2008.
9. Nelms BE, Simon JA. A survey on planar IMRT QA analysis. *J App Clin J Appl Clin Med Phys* 2007;8:2448.
10. Ezzell GA, Burmeister JW, Dogan N, LoSasso TJ, Mechalakos JG, Mihailidis D, et al. IMRT commissioning: multiple institution planning and dosimetry comparisons, a report from AAPM Task Group 119. *Med Phys* 2009;36: 5359–73.

11. IAEA TRS-398. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. Vienna 2005.
12. Chauvet I, Petitfils A, Lehouey C, Kristner JY, Brunet Y, Lembrez R, et al. The sliding slit test for dynamic IMRT: a useful tool for adjustment of MLC related parameters. *Phys Med Biol* 2005; 50:563–80.
13. Van Esch A, Bohsung J, Sorvari P, Tenhunen M, Paiusco M, Iori M, et al. Acceptance tests and quality control (QC) procedures for the clinical implementation of intensity modulated radiotherapy (IMRT) using inverse planning and the sliding window technique: experience from five radiotherapy departments. *Radiother Oncol* 2002;65: 53–70.
14. Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens DP. On-line quality assurance of rotational radiotherapy treatment delivery by means of a 2D ion chamber array and the Octavius phantom. *Med Phys* 2007;34:3825–37.
15. Nelms BE, Zhen WA, Tomé WA. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys* 2011;38:1037–44.
16. Masi L, Casamassima F, Doro R., Francescon P. Quality assurance of volumetric modulated arc therapy: evaluation and comparison of different dosimetric systems. *Med Phys* 2011;38:612–21.
17. Ibbot GS, Followill DS, Molineu HA, Lowenstein JR, Alvarez PE, Roll JE. Challenges in credentialing institutions and participants in advanced technology multi-institutional clinical trials. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:S71–75.