

Empleo de matrices bidimensionales de cámaras de ionización en la verificación de tratamientos de arcoterapia volumétrica modulada

Use of two-dimensional chamber arrays in volumetric modulated arc therapy treatment verification

Francisco Clemente Gutiérrez^{1*}, Consuelo Pérez Vara¹, Marcelino Prieto Villacorta¹,
María Luisa Fernández Ruiz², Manuel Ruiz Prados²

¹ Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa Gómez Ulla.

² Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Central de la Defensa Gómez Ulla.

Fecha de Recepción: 11/04/2012 - Fecha de Aceptación: 24/10/2012

La arcoterapia volumétrica modulada (VMAT) requiere, como una forma adicional de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), un control de calidad individualizado paciente a paciente. El presente trabajo analiza el procedimiento empleado en nuestro centro en la verificación de los tratamientos de VMAT. Se parte de la hipótesis de que el proceso de control de calidad empleado en la IMRT convencional es válido para la técnica VMAT. Se presentan los resultados obtenidos para las medidas de dosis puntual con cámara de ionización y su contraste frente al sistema de planificación (diferencia promedio de $(-0.50 \pm 0.43)\%$). Asimismo se analizan las distintas opciones que permite el uso de matrices bidimensionales de cámaras de ionización para la comparación de distribuciones de dosis, lo que constituye la base del proceso de verificación, presentando las ventajas e inconvenientes de cada uno de los montajes. El estudio incluye los resultados obtenidos para 111 pacientes de diversas patologías tratados hasta el momento de la publicación con la técnica VMAT. Se concluye que el empleo de las matrices de detectores, habituales en la IMRT convencional, es válido en las técnicas rotacionales si se ve acompañado de elementos adicionales (maniqués, aditamentos) que permitan explotar el uso de las mismas, extrayendo la mayor cantidad de información posible.

Palabras clave: VMAT, IMRT, control de calidad individualizado, matriz bidimensional de cámaras de ionización.

Volumetric modulated arc therapy (VMAT) requires, as another kind of intensity-modulated radiation therapy (IMRT), patient-specific QA procedures. This work analyzes the method carried out in our institution for VMAT treatment verification. Our hypothesis is that traditional IMRT QA is valid for VMAT technique. Results obtained for absolute point-dose measurements with ion chamber are presented, as well as comparison with treatment planning system calculations (mean difference of $(-0.50 \pm 0.43)\%$). In addition, different setups with 2D ion chamber array for dose distributions comparison are analyzed. These detectors are the basis of our QA procedure. Advantages and disadvantages of those setups are shown. The present study includes results for 111 patients treated with VMAT technique from different disease sites. We conclude that 2D ion chamber arrays traditionally used in IMRT QA are valid detectors for rotational techniques if these arrays are used together with additional devices (phantoms, accessories) that allow us to obtain as much information as possible.

Key words: VMAT, IMRT, patient-specific QA, 2D ion chamber array.

Introducción

Frente a la radioterapia conformada 3D (3DCFR), la radioterapia de intensidad modulada (IMRT) proporciona mayor conformación en las distribuciones de

dosis absorbida (dosis en adelante)¹. Los desarrollos de las capacidades rotacionales de los aceleradores tradicionales en los últimos años, específicamente la tasa de dosis y velocidad de *gantry* variables, han posibilitado el desarrollo de la arcoterapia volumétrica modulada

* Correspondencia
Email: pclementegutierrez@gmail.com

(VMAT)², a partir de su concepción original³. VMAT es una técnica volumétrica en la que el colimador multilámina (MLC) conforma dinámicamente el haz para tratar el PTV por completo en cada rotación^{4,5}, mientras que la tasa de dosis y la velocidad de giro de *gantry* son variadas de forma continua.

El control de calidad en radioterapia pretende asegurar la correcta deposición de dosis en una localización determinada. El control de calidad de los tratamientos de 3DCFRT no requiere verificaciones adicionales más allá de la permanencia de los parámetros básicos de la unidad de tratamiento dentro de unas tolerancias determinadas, puesto que los posibles errores son pocos y cuantificables⁶. La complejidad de los tratamientos de IMRT hace que, al menos potencialmente, los errores sean más probables. Por la misma razón, y en adición a lo anterior, las consecuencias de los mismos pueden ser más graves que en el caso de los tratamientos convencionales. Este es el motivo por el que los tratamientos de IMRT deben ser verificados individualmente antes de su administración⁷. El control de calidad individualizado de tratamientos permite asegurar que el sistema de planificación calcula correctamente la distribución de dosis. Asimismo se comprueba que la transferencia de datos entre dicho sistema y la red de registro y verificación es correcta. En último término, asegura que el acelerador es capaz de administrar los campos planificados.

Este texto pretende recoger el flujo de trabajo seguido en nuestro centro en la verificación de los tratamientos de VMAT. Se parte de considerar que el proceso de verificación empleado en la IMRT convencional es válido para la técnica VMAT. El núcleo de dicho proceso se basa en el empleo de matrices bidimensionales de cámaras de ionización. El empleo de las mismas presenta diversas alternativas, que se discutirán en lo sucesivo, atendiendo a las ventajas e inconvenientes derivados de cada una de ellas.

Material y métodos

Nuestro centro dispone de un acelerador monoenergético (6 MV) Synergy (Elekta) con capacidad para administrar tratamientos VMAT. La totalidad de los tratamientos impartidos en dicha unidad son tratamientos de intensidad modulada, en sus modalidades estática (*step & shoot*) y VMAT. El sistema de planificación

inversa empleado es Monaco 2.03 (CMS, Elekta). Dicho sistema es capaz de generar planes de tratamiento VMAT basándose en funciones de coste biológicas⁸, calculando la distribución de dosis mediante un algoritmo Monte Carlo⁹. Los parámetros del algoritmo modificables por el usuario son la rejilla y la varianza del cálculo Monte Carlo. Los planes de tratamiento, definidos a través de una serie de puntos de control, son enviados a la red de registro y verificación (MOSAIQ, Elekta). El acelerador, avanzando entre los puntos de control, monitoriza y selecciona los parámetros dinámicos más adecuados para administrar el tratamiento. Todos los planes se mantienen bajo las tolerancias definidas por Elekta, establecidas en la tabla 1. La técnica VMAT se aplica fundamentalmente a localizaciones de cabeza y cuello (ORL) y próstata (alto, bajo y riesgo intermedio), aunque también se tratan patologías como pulmón, esófago y tumores gástricos, recto, vejiga, sarcomas o metástasis únicas en localizaciones comprometidas.

El procedimiento usual de control de calidad individualizado de tratamientos consiste en la administración de los mismos sobre maniqués, en los que pueden realizarse medidas de forma sencilla, rápida y repetible. Las medidas se comparan con los cálculos realizados sobre una geometría idéntica con el sistema de planificación, asumiendo que si el sistema es capaz de predecir la dosis depositada sobre el maniquí, también será capaz de establecerla sobre el paciente. En la IMRT tradicional, la verificación individualizada a paciente se compone generalmente de dos fases^{10,11}: una primera medida de dosis absoluta en un punto de referencia con cámara de ionización y, al menos, una medida de distribución de dosis en un plano. Para la segunda de estas fases suele seguirse alguno de los dos métodos siguientes:

- Administración del tratamiento real sobre un maniquí que contiene el detector, bien sea una película radiográfica o radiocrómica¹²⁻¹⁴, o una matriz bidimensional de detectores¹⁵⁻²¹.
- Verificación del tratamiento campo a campo, para cada posición individual de *gantry*²².

El primer método presenta la ventaja de administrar el tratamiento real tal y como se va a realizar sobre el paciente. Efectos como la atenuación de la mesa de tratamiento o el pandeo del *gantry* en su rotación se incorporan a la verificación. Por otra parte, dado que el tratamiento se administra de forma completa, se hace difícil determinar las causas de las posibles discrepancias en caso de que

Tabla 1. Tolerancias del acelerador Elekta Synergy para la irradiación de campos dinámicos.

Velocidad del brazo (°/s)	Dosis/ángulo (UM/°)	Velocidad de las láminas (cm/s)	Dosis por desplazamiento de láminas (UM/cm)	Tasas de dosis nominales disponibles (UM/min)
≤6	0.1-100	≤2	≥0.3	600, 300, 150, 75, 30, 15

éstas aparezcan. El segundo método permite aislar el origen de las posibles discrepancias, si bien enmascara posibles efectos dinámicos en la administración del tratamiento, dado que el *gantry* suele permanecer estático.

Partiendo de la necesidad de la verificación individualizada para los tratamientos de VMAT como cualquier forma de IMRT^{20,23}, planteamos los distintos métodos seguidos en nuestra institución en el control de calidad individualizado de la técnica VMAT. Los métodos y niveles de acción se toman de los tradicionales en IMRT, basándose en el argumento de que los resultados no son sensiblemente diferentes.

Verificación de dosis absoluta con cámara de ionización

El primer paso consiste, como se ha venido realizando en la IMRT tradicional, en la dosimetría absoluta puntual, comparando las diferencias observadas entre las dosis calculadas y medidas en un punto de referencia. En el sistema de planificación se ha tomado una rejilla de cálculo de 3 mm y una varianza en el cálculo Monte Carlo del 2%. Para las medidas se ha empleado una cámara de ionización CC04 (Scanditronix-Wellhöfer), que posee un volumen activo de 0.04 cm³. La cámara se inserta en el maniquí EasyCube (IBA Dosimetry), que permite simular anatomías de cabeza y cuello, tórax y abdomen (véase la fig. 1), siendo equivalente a agua. Según las recomendaciones¹⁰, el punto de medida se elige en una zona de alta dosis y bajo gradiente de dosis. La medida se considera válida cuando la diferencia no

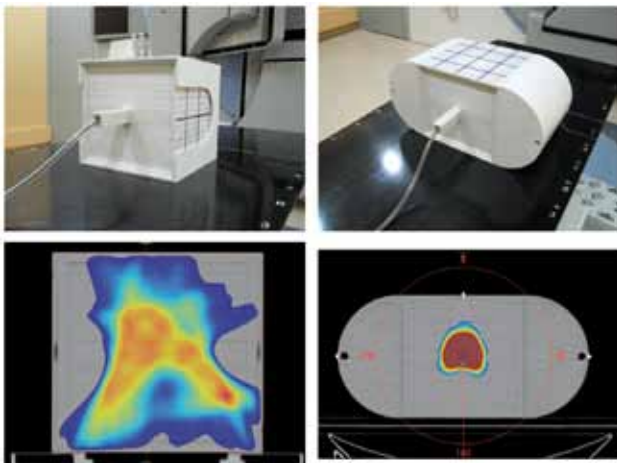


Fig. 1. En la parte superior se muestra la cámara insertada en el maniquí para la verificación de dosis puntual, para el caso de ORL a la izquierda, y pelvis, tórax y abdomen a la derecha. Se observan en la parte inferior las distribuciones calculadas por el sistema de planificación para un tratamiento de ORL y otro de próstata sobre las geometrías adecuadas.

supera un valor umbral; en nuestro caso tomamos un valor del 3% para las condiciones consideradas. Es posible que alguno de los tratamientos supere tal umbral, en base a la imposibilidad de encontrar un punto adecuado para dicha comprobación dentro de las posibilidades que ofrece la disposición del conjunto cámara - maniquí. En tal caso, se acudirá a la segunda tanda de pruebas para admitir la validez o no del tratamiento.

Verificación de las distribuciones de dosis planares empleando una matriz de cámaras de ionización

Asimismo, se persigue la medida y posterior comprobación de distribuciones de dosis planares o volumétricas. Las distribuciones han sido calculadas en las mismas condiciones que la dosis puntual (rejilla de 3 mm y varianza del 2%). Tales distribuciones son empleadas como referencia para el análisis mediante el criterio gamma²⁴. Las condiciones tomadas para el mismo son $\Delta D=3\%$ en dosis y $\Delta d=3$ mm en distancia, encontrándose entre las habituales. El cálculo gamma empleado es global, estando ΔD referida al máximo de la distribución. Existen detectores específicos para la verificación de tratamientos volumétricos^{25,26}, escapándose de la finalidad de este trabajo. Para tales verificaciones se ha empleado una matriz bidimensional de cámaras de ionización (MatriXX Evolution, IBA Dosimetry) (véase la fig. 2).



Fig. 2. En la parte superior se observa el detector MatriXX Evolution sobre la mesa de tratamiento. En la parte inferior el detector aparece acoplado al cabezal del acelerador con la ayuda del aditamento adecuado.

Dicho sistema consiste en una matriz de 1020 cámaras de ionización de 0.08 cm^3 que, separadas 7.619 mm , cubren un área activa de $24.4 \text{ cm} \times 24.4 \text{ cm}$. La respuesta del detector se adquiere con la ayuda del software correspondiente (OmniPro l'mRT, IBA Dosimetry). El conjunto puede ser calibrado por el usuario en términos de dosis absoluta para un tamaño de campo de referencia. El tiempo de muestreo del detector se ha fijado en 150 ms . Las distribuciones obtenidas se someten a un proceso de suavizado, tal y como recomiendan algunos autores²⁷ y el propio manual de la aplicación empleada. La resolución de la malla exportada por el sistema de planificación (1 mm) se reconvierte a la del detector (7.619 mm), simulando lo que la matriz "ve". Posteriormente ambas se convierten de nuevo a 1 mm , con el fin de aumentar el muestreo de puntos, puesto que el cálculo gamma es discreto. El empleo de este detector junto con una serie de maniqués y aditamentos adicionales permite la verificación de tratamientos de VMAT según diversos montajes.

Montaje 1: Detector situado sobre la mesa de tratamiento

La matriz se sitúa estática sobre la mesa de tratamiento. El plano de detección se sitúa bajo un espesor de equilibrio de 2.5 cm de plexiglás. Esta opción supone impartir todos los segmentos a 0° , una práctica habitual en las verificaciones de la IMRT tradicional (véase la fig. 2). La administración dinámica propia de la técnica VMAT queda restringida al MLC dinámico.

Montaje 2. Detector situado en un alojamiento para el gantry

Con la ayuda de un aditamento especial, la matriz de detectores puede acoplarse al cabezal de la unidad de tratamiento, manteniendo la posibilidad de situar al detector bajo el mismo espesor de equilibrio que en el montaje anterior. Con esta distribución (véase la fig. 2), la distancia fuente-detector es de 100 cm . Esta opción permite mantener la administración dinámica del tratamiento, puesto que el detector se desplaza solidariamente con el brazo de la unidad. Este ha sido el montaje inicial seguido en nuestro centro. Aún así, se busca una evolución hacia una medida volumétrica, acorde con la definición de la técnica.

Montaje 3. Detector insertado en un maniquí cúbico homogéneo

Por otra parte, el sistema MatriXX puede insertarse en un maniquí homogéneo de geometría cúbica (MultiCube, IBA Dosimetry), equivalente a agua (véase la fig. 3). El conjunto está preparado para mantenerse estacionario sobre la mesa de tratamiento



Fig. 3. En la parte superior se aprecia el montaje de la matriz de detectores en el interior del maniquí cúbico MultiCube. Se puede observar en las figuras inferiores la disposición del conjunto MatriXX + MultiCube para las medidas de planos coronales y sagitales, respectivamente.

mientras el tratamiento se imparte de forma dinámica. La matriz se rodea del suficiente espesor de equilibrio y retrodispersor (11 cm para ambos) como para ofrecer una respuesta comparable a la situación clínica real, con presencia de paciente. El plano donde el detector se sitúa está marcado para su alineación en la superficie del maniquí, evitando posibles errores en el posicionamiento del mismo, asegurando la repetibilidad de las medidas. El sistema presenta la ventaja de poder verificar varios planos de dosis, puesto que la robustez del conjunto maniquí+detector permite la disposición del mismo tanto para medidas de distribuciones coronales como sagitales (véase la fig. 3).

Se ha mostrado que la dosis medida por el detector MatriXX depende del ángulo de incidencia del haz²⁸. A medida que nos alejamos de la irradiación perpendicular a 0° , la dependencia se ve incrementada. Se hace necesario el empleo de factores de corrección angular para obtener una buena coincidencia entre las distribuciones medidas por el detector y las calculadas^{29,30}. Tales factores son dependientes del espesor de equilibrio/retrodispersión así como de la energía del haz empleado. La lectura de cada una de las cámaras individuales que componen la matriz de detectores es independiente de la

dirección del haz si las mismas se emplean aisladas del sistema completo. La dependencia aparece cuando están inmersas en una estructura compleja multicapa. Es decir, tal dependencia debe ser entendida como de la matriz como un todo, no de cada uno de los elementos sensibles que la componen.

La extracción de los factores de corrección para cada cámara, $FC_{i,j}(\theta)$, se basa en la comparación de las medidas de dosis tomadas por el sistema MatriXX + MultiCube con una serie de valores de referencia. Tales valores se extraen con la ayuda del sistema de planificación. Se calcula la dosis con campo abierto (27 cm x 27 cm) para un haz que irradia, bajo un ángulo θ , el CT del detector insertado en el maniquí. Se ha tomado una rejilla de cálculo de 2 mm y una varianza del Monte Carlo de 1%. Sobre el CT, se toma el valor de dosis en cada una de las posiciones correspondientes a las cámaras sobre la matriz, $DC_{i,j}(\theta)$. Se mide la dosis con el conjunto MatriXX + MultiCube para las mismas condiciones de ángulo y tamaño de campo, obteniendo las lecturas de cada una de las cámaras del detector como $DM_{i,j}(\theta)$. Para cada ángulo de *gantry*, los factores de corrección se determinan como:

$$FC_{i,j}(\theta) = \frac{DC_{i,j}(\theta)/DC_{i,j}(0)}{DM_{i,j}(\theta)/DM_{i,j}(0)} \quad (1)$$

Las medidas se presentan normalizadas a la incidencia de 0°, para la cuál $FC_{i,j}(0)=1$. La mesa de tratamiento puede introducir, para un segmento individual, una atenuación entre un 2% y un 10% en los casos más extremos, dependiendo de su espesor, la energía del haz de tratamiento y el ángulo de *gantry*³¹⁻³⁴. La obtención de los factores de corrección incluyendo la atenuación de la mesa es complicada. Un único factor no puede incluir todas las dependencias de la atenuación (ángulo del brazo, altura de la mesa, posiciones del detector y de los segmentos, espesor de material retrodispersor). La solución más sencilla es incluir la mesa de tratamiento en la planificación del mismo, excluyendo dicha dependencia del proceso de extracción de los factores de corrección. Para obtener los $FC_{i,j}(\theta)$ sin irradiar a través de la mesa, el detector se sitúa en la configuración adecuada para la medida de planos sagitales. Asumiendo que el conjunto detector es simétrico, basta con extraer tales factores entre 0° y 180°, aplicando la condición de simetría para el resto (180° a 360°). Dado que la corrección será más importante para incidencias cercanas a las tangenciales (90° y 270°), los intervalos de medida han sido de 1° entre 85° y 95° (265° y 275°) y de 5° en el resto. Nótese que todos estos ángulos están referidos al detector,

y no al brazo; 0° indicaría incidencia normal respecto del detector, lo que equivaldría a un ángulo de *gantry* de 270° si el detector se dispone para la medida de planos sagitales; 90° equivaldría a una irradiación tangencial sobre la matriz, etc.

Las distribuciones de dosis corregidas se obtienen multiplicando las lecturas de cada una de las cámaras por el factor correspondiente. Para poder aplicar tales factores es necesario asociar cada intervalo o elemento de medida recogido por el detector al ángulo al que ha sido detectado. Para ello, se dispone de un sensor de ángulos que puede acoplarse y girar solidariamente con el *gantry*, recogiendo y asociando vía software la información angular de cada medida. El sensor posee una tolerancia de $\pm 0.6^\circ$, y debe ser calibrado previamente por el usuario. El propio software de análisis permite la posibilidad de incluir tales factores $FC_{i,j}(\theta)$, por lo que la corrección puede hacerse de manera directa. Dado que los $FC_{i,j}(\theta)$ se han obtenido con el detector dispuesto para la medida de planos sagitales (para evitar la irradiación a través de la mesa de tratamiento), no pueden ser aplicados directamente a planos coronales. Para ello es necesario aplicar una rotación a dichos factores, lo que requiere disponer de dos conjuntos de factores de corrección. Una solución más sencilla consiste en “engañar” al sensor de ángulos en su calibración, rotando la misma 90°. Esta solución es más rápida de implementar en el control rutinario, siendo la aplicada en el proceso.

Verificación adicional basada en películas radiocrómicas

Para validar el método, se realizan periódicamente comprobaciones dosimétricas adicionales de los tratamientos mediante películas radiocrómicas. Se requiere una calibración previa del lote de películas. Para irradiar las mismas, suele emplearse el montaje basado en el maniquí MultiCube, pues el mismo permite sustituir el alojamiento para el MatriXX por uno conveniente para la dosimetría con películas. Se emplea un escáner Epson Perfection V700, y OmniPro l'mRT como software de análisis.

Resultados

Verificación de dosis absoluta con cámara de ionización

Los resultados confirman la hipótesis de partida en lo referido a la similitud con la IMRT tradicional. Hasta el momento se han verificado 111 tratamientos. Se ha obtenido una desviación promedio de $(-0.50 \pm 0.43)\%$ entre la dosis medida y calculada.

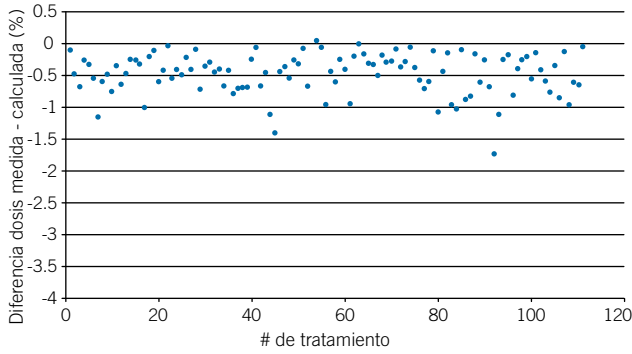


Fig. 4. Discrepancias observadas en la comparación entre la dosis puntual medida con cámara de ionización y la calculada por el sistema de planificación.

Los resultados se presentan en la fig. 4. Las menores desviaciones se observan para las patologías de próstata (en promedio, $-0.45 \pm 0.31\%$), siendo para el caso de ORL de $(-0.66 \pm 0.38)\%$. Si agrupamos el resto de patologías, obtenemos una desviación promedio de $(-1.17 \pm 1.21)\%$. La mayor discrepancia observada hasta el momento es -3.53% .

Verificación de las distribuciones de dosis planares empleando una matriz de cámaras de ionización

Montaje 1

La verificación mediante este montaje supone restringir la dinámica del tratamiento únicamente al MLC y la variación de la tasa de dosis. Aunque en ciertos centros de referencia se emplea este montaje de manera habitual para la verificación tratamientos de VMAT, se obtiene una mejor reproducción de las condiciones geométricas y dinámicas de administración de tratamiento con cualquiera de los dos montajes adicionales, que analizaremos pormenorizadamente. Esta es la razón por la que se ha empleado, en todo caso, como complemento a alguno de los ellos, por lo que los resultados no son significativos y no se presentan en el texto.

Montaje 2

La tasa de paso de índice gamma (porcentaje de puntos que cumplen el criterio 3%, 3mm) se presenta en la fig. 5. El promedio es del $(99.02 \pm 1.14)\%$, siendo del 100% en diversas situaciones y en el peor de los casos del 92.90%. En la fig. 6 podemos observar un mapa gamma para un tratamiento de ORL. Esta tasa de paso presenta un excelente acuerdo entre las distribuciones de dosis medidas y calculadas por el sistema de planificación.

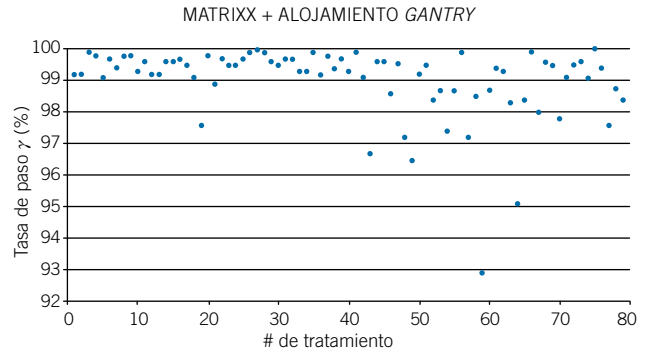


Fig. 5. Porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma (3%, 3 mm) para el montaje correspondiente al detector acoplado al cabezal de la unidad de tratamiento.

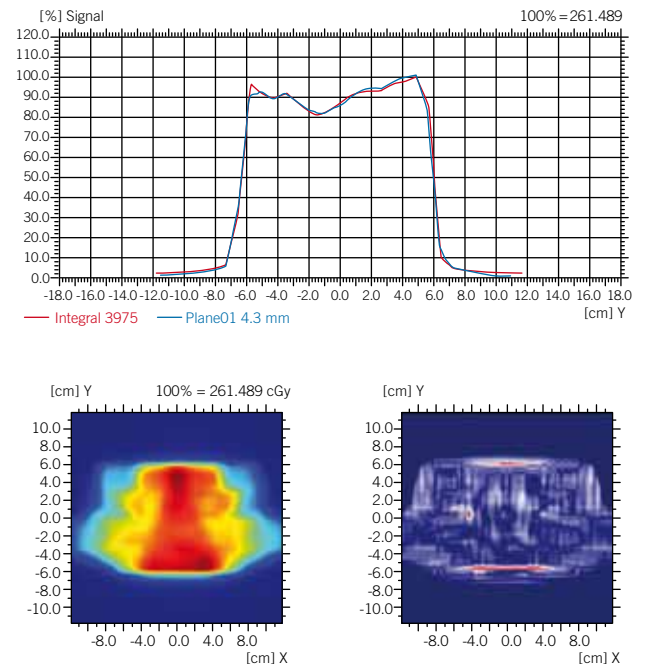
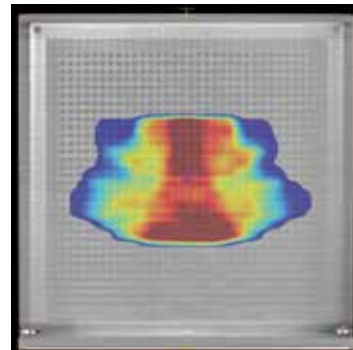


Fig. 6. Distribución calculada en el sistema de planificación y mapa gamma (3%, 3 mm) para un tratamiento de VMAT de cabeza y cuello.

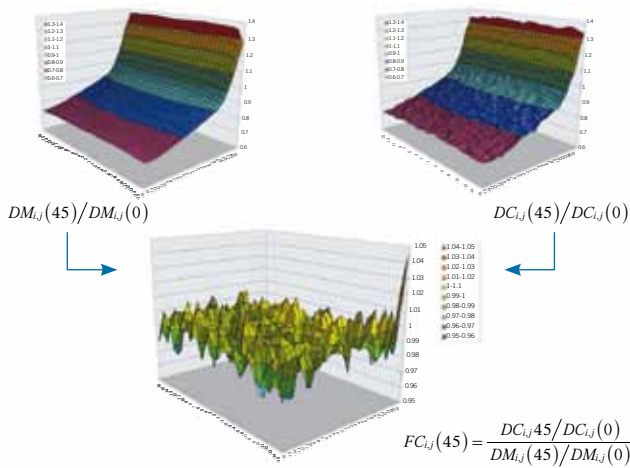


Fig. 7. Proceso de extracción de los factores de corrección angulares para $\theta = 45^\circ$. El cociente normalizado a la incidencia normal de los valores de dosis calculadas y medidas para cada uno de los detectores que componen las cámaras proporciona el valor para cada $FC_{i,j}(45)$.

Montaje 3

Para el análisis gamma de las distribuciones medidas con este montaje es necesaria la aplicación previa de los factores de corrección angulares $FC_{i,j}(\theta)$, obtenidos según el procedimiento descrito anteriormente. La fig. 7 recoge el caso para un ángulo particular (45°). La fig. 8 muestra el promedio de los factores para cada ángulo de incidencia, tanto de todas las cámaras, como de las cuatro centrales del detector. Se han observado desviaciones de hasta el 18% y 7% para 90° y 180° , respectivamente.

Podemos observar los planos coronales y sagitales calculados con el sistema de planificación en la fig. 9. Aplicando los $FC_{i,j}(\theta)$ correspondientes a cada situación, obtenemos la tasa de paso de índice gamma que se muestra en la fig. 10. El promedio es $(99.05 \pm 0.67)\%$

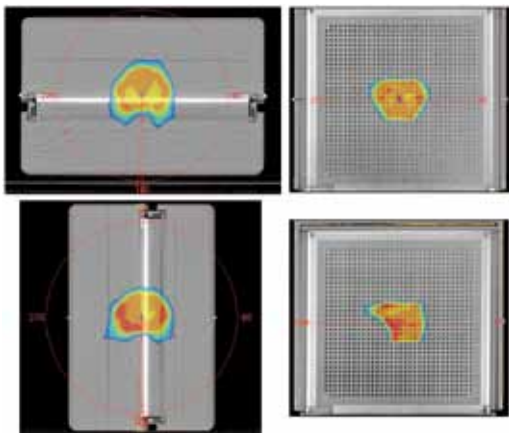


Fig. 9. Planos de dosis coronales y sagitales calculados por el sistema de planificación sobre el conjunto MatrixX + MultiCube.

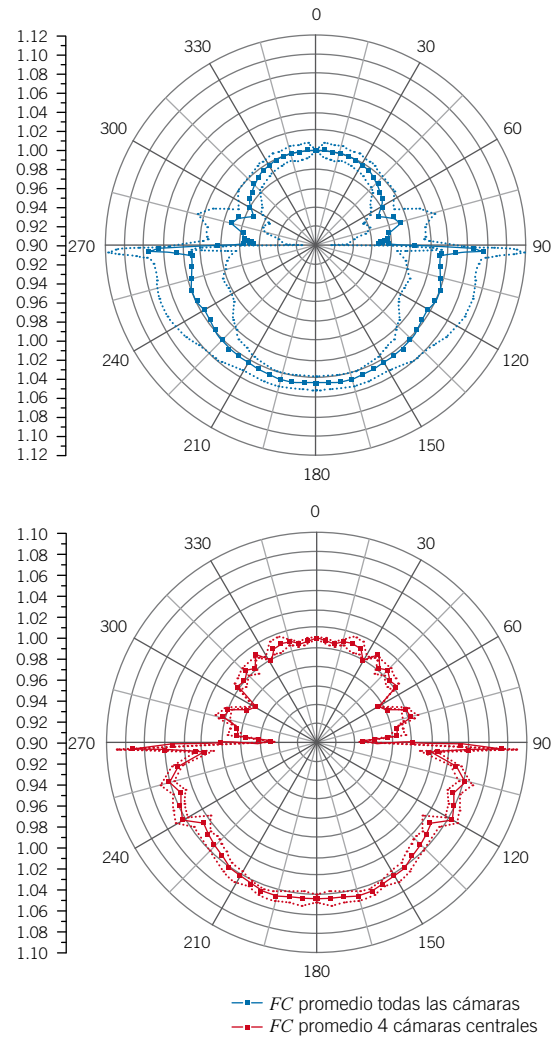


Fig. 8. Factores de corrección angulares establecidos para el montaje del detector insertado en el maniquí MultiCube. A la izquierda se muestra el promedio para todas las cámaras de la matriz, y a la derecha para las cuatro cámaras centrales, junto con la desviación estándar.

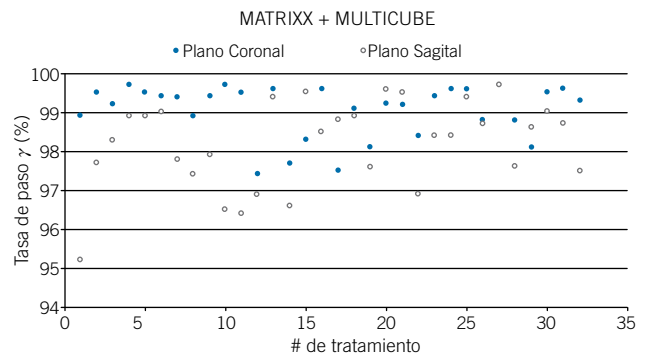


Fig. 10. Porcentaje de puntos que cumplen el criterio gamma (3%, 3 mm) para el montaje MatrixX + MultiCube. Podemos observar los datos para cada una de las dos orientaciones posibles, coronal y sagital.

para las distribuciones coronales, mientras que para las sagitales obtenemos $(98.19 \pm 1.10)\%$. El peor porcentaje observado es del 95.22%, para un plano sagital.

Verificación adicional mediante películas radiocrómicas

Los resultados son los ya conocidos de la dosimetría con películas. Se pretende que tal verificación complemente a las anteriores. En la fig. 11 se muestra el análisis de un tratamiento de próstata de alto riesgo, y la comparación con el cálculo (tasa de paso gamma del 97.4%).

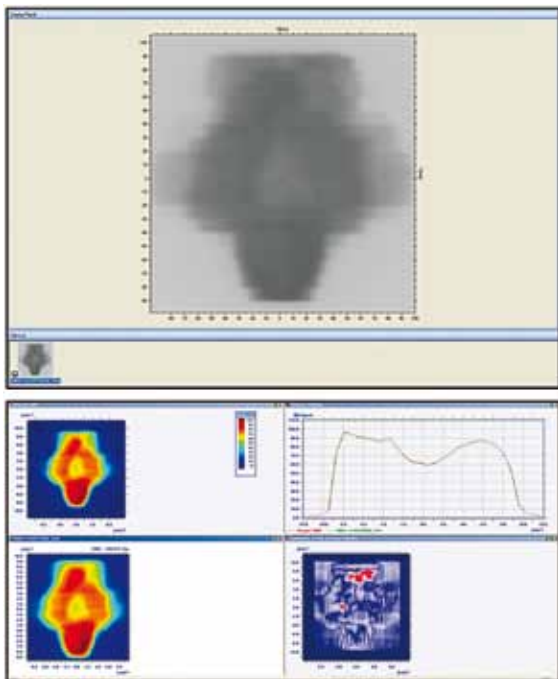


Fig. 11. Se ha pretendido que la dosimetría mediante películas radiocrómicas sea un complemento para el empleo de los detectores estudiado. Se presenta en la parte superior de la figura el escaneado y en la parte inferior el análisis de una película correspondiente a un tratamiento de próstata de alto riesgo que incluye la irradiación de ganglios pélvicos.

Discusión

Se han presentado los resultados obtenidos para las verificaciones con detectores puntuales, así como el análisis de las distribuciones de dosis medidas con una matriz de cámaras de ionización. Los resultados mostrados se refieren a número de tratamientos, no de pacientes. Es habitual el empleo del *boost* integrado o concomitante en el caso de los tumores de ORL y próstata, e incluso en el caso de pulmón, pero no siempre es así. En ocasiones, cada una de las fases se planifica y verifica independientemente. Se ha comprobado que el

empleo de la técnica VMAT, en general, redundará en una disminución de los tiempos de tratamiento frente a la IMRT convencional, manteniendo las distribuciones de dosis que en ella se observan. La eficiencia de las unidades de monitor (UM) administradas es generalmente mejor en el caso de VMAT. El caso de próstata es probablemente el más claro en cuanto a la disminución de tiempos de tratamiento. Casos complejos, como algunos tratamientos puntuales de ORL, sin embargo, requieren del empleo de más de un arco, lo que no redundará en una mejora sustancial de los tiempos de tratamiento frente a la IMRT tradicional. Por ello se prosigue con el empleo de ambas técnicas de forma simultánea.

En lo referido a las desviaciones encontradas en las medidas realizadas con cámara, la mayor discrepancia observada corresponde a un tratamiento de mesotelioma (-3.53%). Este es un ejemplo en el que obtener un punto de referencia para la medida puede ser una tarea no trivial. El volumen blanco en este caso es una envoltura del pulmón afectado, sin incluirlo. Es por ello que, aunque dicho tratamiento sobrepasa la tolerancia establecida para la prueba, el porcentaje de puntos que satisface el criterio gamma, empleando el segundo montaje, es del 98.7%, por lo que podemos argumentar que el tratamiento es correcto. A la vista de los buenos resultados obtenidos, se puede afirmar que la hipótesis de partida en lo referido a la identificación de los tratamientos de VMAT como una forma adicional de IMRT es válida. Puede apreciarse una tendencia sistemática en las medidas hacia dosis inferiores a las calculadas. La versión 2.03 de Monaco sobreestima la dosis transmitida a través de los bordes de las láminas, hecho reportado y conocido por Elekta y los usuarios de esta versión. Esto se traduce en diferencias del 3% al 5% entre la dosis calculada y la medida para tratamientos VMAT. El problema se soluciona con un reescalado adecuado de las UM. El procedimiento seguido en nuestro centro, basándose en criterios de seguridad y repetibilidad entre usuarios (así como las incertidumbres derivadas del proceso de medida con cámara de ionización) establece un reescalado a la baja de las UM, con valores enteros o semienteros (por ejemplo, una discrepancia de un -3.7% se somete a un reescalado de un 3.5%, un -2.3%, a un 2%, etc.). Se establece la discrepancia en una primera medida, y se comprueba la bondad del reescalado en una segunda. Este procedimiento puede ser el causante de la desviación sistemática hacia bajas dosis observada en los resultados presentados.

Respecto del empleo de matrices de cámaras de ionización en la verificación de distribuciones de dosis, se han analizado tres posibles montajes. El primero de ellos (detector situado sobre la mesa de tratamiento) supone colapsar todos los segmentos a un único ángulo de *gantry*. Al hacerlo, las posibles variaciones derivadas de la naturaleza dinámica del tratamiento (movimiento y pandeo de *gantry*, efectos de la gravedad sobre el movimiento/

posicionamiento de las láminas y las mandíbulas, variaciones de parámetros dosimétricos con el movimiento del brazo, entre otros) quedan enmascaradas. Este montaje no se considera como adecuado para la aceptación de tratamientos de VMAT, por lo que, en todo caso, puede emplearse como complemento de alguno de los otros. En el segundo montaje (detector acoplado al *gantry*) se mantiene la administración dinámica del tratamiento, lo que posibilita que variaciones dosimétricas y/o mecánicas derivadas de la misma puedan verse reflejadas en la medida. No obstante, la información continúa siendo escasa en caso de discrepancia, ya que la medida integrada en planos perpendiculares al eje de radiación sigue enmascarando el origen del problema. Además de estas limitaciones, podemos encontrar otras asociadas al tamaño, posición y distribución del volumen a tratar, que puede verse no incluido dentro del área activa del detector. La razón es que el detector queda fijo dentro del aditamento acoplado al cabezal, impidiendo los desplazamientos laterales y longitudinales. Esto puede ocurrir cuando la dimensión longitudinal del volumen a tratar excede los límites del detector, o la posición del isocentro del tratamiento no está promediada respecto de esta dimensión. Esta técnica se ha implementado como estándar en muchos centros para la verificación de tratamientos de VMAT. Necesitamos, aún así, extraer información además de la que ofrece un plano puramente perpendicular al eje de radiación. El tercer montaje (detector insertado en maniquí cúbico) proporciona esta información al permitir la verificación no solo de planos coronales, sino sagitales. La información recogida por el sensor de ángulos es útil a la hora de implementar una corrección angular a las medidas tomadas inicialmente, sin la cuál, a la vista de los valores obtenidos para los $FC_{i,j}(\theta)$, el método no podría ser validado. Como se sugirió, las mayores dependencias aparecen para incidencias tangenciales, cercanas a 90° y 270° , donde los factores pueden introducir una corrección cercana, en promedio, al 8%.

Nótese que para el cálculo sobre maniqués, se ha tomado una rejilla de cálculo de 3 mm y una varianza de un 2%. El sistema de planificación exporta los perfiles de dosis con una resolución de 1 mm, como ya se dijo. Los valores recomendados para la varianza se sitúan entre el 1% y el 3%. Atendiendo a la bibliografía, por debajo del 1% no se observa diferencia apreciable en los análisis gamma. Entre un 1% y un 2%, la variación de los resultados gamma se sitúa entorno al 1%³⁵. La influencia de dicho parámetro no es, por tanto, decisiva. En todo caso escogemos el valor más adecuado para mantener el compromiso entre obtener distribuciones de dosis calculadas con el menor ruido posible y el tiempo de cálculo de las mismas.

Se ha considerado conveniente apoyar el empleo de estos detectores en un sistema adicional. Las comprobaciones mediante películas radiocrómicas presentan la ventaja de obtener una mayor resolución espacial,

aunque el proceso de medida y análisis supone un mayor coste en tiempo frente al empleo de los detectores estudiados. Se busca que la dosimetría con películas sirva como sistema redundante, comprobando periódicamente la validez del método basado en matrices de detectores, revistiendo de robustez al mismo.

Conclusiones

Este trabajo recoge el procedimiento seguido en nuestro centro para la verificación individualizada de los tratamientos de VMAT. Se han presentado los resultados para el control de calidad individualizado de 111 pacientes tratados con la técnica VMAT. La verificación de dosis absoluta puntual presenta discrepancias entre la dosis medida y calculada inferiores al 1.5% en la mayor parte de los casos. Respecto a los análisis gamma, los distintos métodos arrojan tasas de paso superiores al 97%, excepto en un reducido número de los tratamientos medidos. Se ha evaluado el empleo de las matrices bidimensionales de cámaras de ionización con varios montajes, incluyendo la dependencia angular de dichos detectores cuando se ven inmersos en maniqués homogéneos, extrayendo los factores de corrección correspondientes. Partiendo de la suposición que podemos emplear las mismas herramientas que en la IMRT convencional, se ha llegado a resultados semejantes, por lo que tales métodos son válidos. La técnica VMAT requiere de un control más exigente debido a la naturaleza dinámica de todos los parámetros involucrados en la técnica, especialmente del MLC dinámico, la tasa de dosis y la velocidad de *gantry* variables. Se requiere por tanto una mayor implicación de los métodos tradicionales, sumándose al reto que supone un tratamiento puramente dinámico. Las matrices bidimensionales de cámaras de ionización, empleadas tradicionalmente en control de calidad rutinario de los aceleradores de uso clínico y las verificaciones de los tratamientos de IMRT, pueden sumarse de la misma manera a las técnicas VMAT con la ayuda de elementos externos, como maniqués y aditamentos especiales, que permitan extraer una mayor cantidad de información con el mismo diseño de detectores empleados en la IMRT tradicional. Estos detectores facilitan el control de calidad individualizado de los tratamientos, permitiendo que dicho control se adapte al flujo de tiempos presente en una unidad de tratamiento con dedicación exclusiva a este tipo de técnicas, pues de otra manera, la verificación supondría un tiempo excesivo frente al total de uso diario del acelerador.

Bibliografía

1. Staffurth J. A review of the clinical evidence for intensity-modulated radiotherapy. Clin Oncol 2010;22:643-57.
2. Bortfeld T, Webb S. Single-Arc IMRT? Phys Med Biol 2009; 54:N9-20.

3. Yu C. Intensity-modulated arc therapy with dynamic multileaf collimation: an alternative to tomotherapy. *Phys Med Biol* 1995;40:1435-49.
4. Cao D, Holmes T, Afghan M, Shepard D. Comparison of plan quality provided by intensity-modulated arc therapy and helical tomotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2007;69:240-50.
5. Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35:310-7.
6. Ramsey C, Dube S, Hendee W. It is necessary to validate each individual IMRT treatment plan before delivery. *Med Phys* 2003;30:2271-3.
7. Ezzell G, Galvin J, Low D, Palta J, Rosen I, Sharpe M, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003;30:2089-115.
8. Wu Q, Mohan R, Niemierko A, Schmidt-Ullrich R. Optimization of intensity-modulated radiotherapy plans based on the equivalent uniform dose. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;52:224-35.
9. Fippel M. Fast Monte Carlo dose calculation for photon beams based on the VMC electron algorithm. *Med Phys* 2004;26:1466-75.
10. Alber M, Broggi S, De Wagter C, Eichwurz I, Engström P, Fiorino C, et al. ESTRO Physics Booklet 9: Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO (Belgium): Edited by Georg Mijnheer; 2008.
11. Létourneau D, Gulam M, Yan D, Oldham M, Wong J. Evaluation of a 2D diode array for IMRT quality assurance. *Radiother Oncol* 2004;70:199-206.
12. Zhu X, Jursinic P, Grimm D, Lopez F, Rownd J, Gillin M. Evaluation of Kodak EDR2 film for dose verification of intensity-modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator. *Med Phys* 2002;29:1687-92.
13. Zeidan O, Stephenson S, Meeks S, Wagner T, Willoughby T, Kupelian P, et al. Characterization and use of EBT radiochromic film for IMRT dose verification. *Med Phys* 2006;33:4064-72.
14. Yoda K, Nakagawa K, Shiraishi K, Okano Y, Ohtomo K, Pellegrini R. Dose verification of intensity-modulated arc therapy using ERGO++ treatment planning system and Elekta internal multileaf collimators for prostate cancer treatments. *Br J Radiol* 2009;82:328-31.
15. Syamkumar S, Padmanabhan S, Sukumar P, Nagarajan V. Characterization of responses of 2D array seven29 detector and its combined use with Octavius phantom for the patient-specific quality assurance in rapidArc treatment delivery. *Med Dosim* 2012;37:53-60.
16. Van Esch A, Clermont C, Devillers M, Iori M, Huyskens D. 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.
17. Buonamici F, Compagnucci A, Marrazzo L, Russo S, Bucciolini M. An intercomparison between film dosimetry and diode matrix for IMRT quality assurance. *Med Phys* 2007;34:1372-9.
18. Herzen J, Todorovic M, Cremers F, Platz V, Albers D, Bartels A et al. Dosimetric evaluation of a 2D pixel ionization chamber for implementation in clinical routine. *Phys Med Biol* 2007;52:1197-208.
19. Li J, Yan G, Liu C. Comparison of two commercial detector arrays for IMRT quality assurance. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10:62-74.
20. Schreiber E, Dhakaan A, Elder E, Fox T. Patient-specific quality assurance method for VMAT treatment delivery. *Med Phys* 2009;36:4530-5.
21. Han Z, Ng S, Bhagwat M, Lyatskaya Y, Zygmanski P. Evaluation of MatriXX for IMRT and VMAT dose verifications in peripheral dose regions. *Med Phys* 2010;37:3704-14.
22. Van Esch A, Bohsung J, Sorvari P, Tenhunen M, Pausco 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.
23. Rao M, Yang W, Chen F, Sheng K, Ye J, Mehta V et al. Comparison of Elekta VMAT with helical tomotherapy and fixed field IMRT: plan quality, delivery efficiency and accuracy. *Med Phys* 2010;37:1350-9.
24. Low D, Harms W, Mutic S, Purdy J. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998;25:656-61.
25. Bedford J, Lee Y, Wai P, South C, Warrington A. Evaluation of the Delta4 phantom for IMRT and VMAT verification. *Phys Med Biol* 2009;54:N167-76.
26. Létourneau D, Publicover J, Kozelka J, Moseley D, Jaffray D. Novel dosimetric phantom for quality assurance of volumetric modulated arc therapy. *Med Phys* 2009;36:1813-21.
27. Depuydt T, Van Esch A, Huyskens D. A quantitative evaluation of IMRT dose distributions: refinement and clinical assessment of the gamma evaluation. *Radiother Oncol* 2002;62:309-19.
28. Dobler B, Streck N, Klein E, Loeschel R, Haertl P, Koelbl O. Hybrid plan verification for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) using the 2D ionization chamber array IMRT MatriXX – a feasibility study. *Phys Med Biol* 2010;55:N39-55.
29. Boggula R, Birkner M, Lohr F, Steil V, Wenz F, Wertz H. Evaluation of a 2D detector array for patient-specific VMAT QA with different setups. *Phys Med Biol* 2011;56:7163-77.
30. Wolfsberger L, Wagar M, Nitsch P, Bhagwat M, Zygmanski P. Angular dose dependency of MatriXX TM and its calibration. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11:241-51.
31. McCormack S, Diffey J, Morgan A. The effect of gantry angle on megavoltage photon beam attenuation by a carbon fiber couch insert. *Med Phys* 2005;32:483-7.
32. Poppe B, Chofor N, Rühmann A, Kunth W, Djouguela A, Kollhoff R et al. The effect of a carbon fiber couch on the depth-dose curves and transmission properties for megavoltage photon beams. *Strahlenther Onkol* 2007;183:43-8.
33. Vanetti E, Nicolini G, Clivio A, Fogliata A, Cozzi L. The impact of treatment couch modelling on RapidArc. *Phys Med Biol* 2009;54:N157-66.
34. Feygelman V, Zhang G, Stevens C. Initial dosimetric evaluation of SmartArc – a novel VMAT treatment planning module implemented in a multi-vendor delivery chain. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11:99-116.
35. Alshaikhi J. Influence on different Monte-Carlo variances at the dose calculation and the impact to the commissioning. Thesis. Medical Faculty Mannheim. Ruprecht Karls University (Heidelberg); 2010.