

# Corrección de la dependencia angular de los detectores del MatriXX Evolution y su impacto en la validación de tratamientos de IMRT y VMAT

## Correction of the angular dependence of MatriXX Evolution detectors and its impact in the IMRT and VMAT treatment validation

Oscar Casares Magaz<sup>1</sup>, Kim Seongheon<sup>2</sup>, José Hernández Armas<sup>1</sup>, Niko Papanikolaou<sup>2</sup>, Alonso N Gutiérrez<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Física Médica. Hospital Universitario de Canarias. La Cuesta–Ofra. La Laguna 38003. Santa Cruz de Tenerife. España.

<sup>2</sup> Department of Radiation Oncology. School of Medicine. Cancer Therapy & Research Center at The University of Texas Health Science Center San Antonio. San Antonio, TX 78229. USA.

Fecha de Recepción: 14/05/2013 - Fecha de Aceptación: 18/02/2014

El propósito del estudio ha sido crear factores de corrección angular para el MatriXX (matriz plana bidimensional de cámaras de ionización), y compararlos con los proporcionados por el fabricante. También se ha evaluado su impacto en el índice gamma utilizando diferentes correcciones.

El factor de corrección se mide irradiando el detector desde distintas incidencias y se define, en función del ángulo, como la razón entre la dosis absorbida esperada y la medida. Para evaluar el impacto se analizan 65 planificaciones, con los criterios: 3%/3 mm, 2%/2 mm, 1%/1 mm.

Existen diferencias (7%) entre los factores predeterminados y los específicos para 6 MV, las más significativas entre 85° y 95°. Para 10 MV, existen diferencias (1%) cuando se evalúan los valores medios de los factores de diferentes regiones. Se realizan dos correcciones con los factores obtenidos, observándose diferencias en el índice gamma hasta del: 1.5%, 4.2% y 4.1% ( $p < 0.01$ ) para 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm, respectivamente.

Se observan diferencias entre los factores predeterminados y los calculados para 6 MV. El aumento en la prueba del índice gamma observado es hasta del 4.2%. El porcentaje de puntos con índice gamma  $< 1$  aumenta empleando el factor promedio respecto a usar los factores específicos.

**Palabras clave:** dependencia angular, matriz bidimensional de cámaras de ionización, VMAT, índice gamma.

The purpose of the study was to create detector element-specific angular correction factors for each detector of the MatriXX planar ion chamber array and compare them to vendor-default angular correction factors. Additionally, the impact of both factors on gamma index was quantified using two corrections.

The correction factor of each element is determined irradiating the detector at different incidences by the ratio of the calculated expected dose to the MatriXX measured dose as a gantry angle function. To evaluate its impact, sixty-five pre-irradiated patient-specific dose validations were re-analyzed using the gamma index with: 3%/3 mm, 2%/2 mm, 1%/1 mm criteria.

The factors for 6 MV were found to differ (7%) from the default ones for specific angles –particularly for 85° to 95°. For 10 MV, differences (1.0%) existed when correction factors were created using various ROI's. Two corrections were proposed, absolute differences for 3%/3 mm, 2%/2 mm, and 1%/1 mm were up to 1.5%, 4.2% & 4.1% ( $p < 0.01$ ), respectively.

Large differences in the default and specific factors were noted for 6 MV and lead to improvement of the absolute gamma index value of up to 4.2%. In general, gamma index value increases for patient specific dose validations when using device specific factors.

**Key words:** angular dependence, 2D ionization chamber array, VMAT, gamma index.

## Introducción

Con la introducción de la técnica de radioterapia de intensidad modulada (IMRT), se han conseguido elaborar tratamientos con un alto grado de conformación. Esta técnica se basa en utilizar haces de fotones en los que la posición del cabezal no varía, y se utiliza un colimador multilámina (MLC) para crear las distribuciones deseadas de dosis absorbida, en adelante dosis.<sup>1</sup> Esto permite, mediante algoritmos de optimización, aumentar la dosis depositada en el volumen blanco, respetando las tolerancias establecidas para los órganos de riesgo y tejido sano en general.<sup>2,3</sup> En el año 2008 apareció la técnica de arcoterapia modulada volumétrica (VMAT), en la cual se utilizan arcos en vez de campos fijos, de modo que, combinado con el movimiento del MLC, se varía la velocidad de giro de cabezal y la tasa de dosis.<sup>4</sup>

Este tipo de tratamientos conllevan un extenso programa de control de calidad. Existen publicaciones de organizaciones nacionales e internacionales que dan pautas para asegurar su correcta impartición.<sup>5,6</sup> En general se recomienda la verificación individual de cada tratamiento. Normalmente esta verificación consiste en una comparación entre la dosis calculada por el sistema de planificación y la medida. Para realizarla se aplica el mismo plan (haces, trayectorias de las láminas del colimador y unidades de monitor) procedente del cálculo sobre el paciente, a un maniquí al que previamente se le ha realizado una tomografía computarizada. El maniquí es entonces irradiado de acuerdo con el plan creado y durante su irradiación se mide la distribución de dosis en el mismo.

Existen diferentes métodos para realizar la verificación, así como distintos tipos de dispositivos para medir la distribución de dosis, considerando tanto la disposición de los detectores, como el tipo de detectores que utilizan.<sup>7</sup> Inicialmente lo más común era medir mediante una película, radiográfica o radiocrómica, la distribución espacial de la dosis en términos relativos a un punto en el que se medía la dosis absorbida mediante una cámara de ionización. En los últimos años se han desarrollado diferentes sistemas de matrices de cámaras de ionización gaseosa<sup>8-11</sup> y de diodos.<sup>12-14</sup> También se ha extendido el uso de dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) para realizar estas verificaciones.<sup>15-17</sup>

Uno de los sistemas más utilizados para la verificación de tratamientos de IMRT y VMAT es la matriz de detectores de cámaras de ionización gaseosa. Existen estudios en los que se caracteriza este tipo de detectores y se analiza su utilidad para dichas verificaciones.<sup>8-11,18</sup> Una de las desventajas de su uso es que su respuesta frente a la radiación posee dependencia angular. En este estudio se ha utilizado el MatriXX Evolution, una matriz bidimensional de cámaras de ionización. Dobler

et al.<sup>18</sup> concluyen en su artículo que puede usarse el MatriXX para la verificación de tratamientos mediante el índice gamma (IG), en concreto establecen la tolerancia en un 3% para la diferencia relativa de dosis y 3 mm para la distancia a la concordancia (DTA por sus siglas en inglés).

Algunos estudios determinan la dependencia angular del MatriXX.<sup>19-22</sup> En el artículo de Shimohigashi et al.<sup>19</sup> se generan unos factores de corrección basados en las medidas recogidas por distintos conjuntos de cámaras de ionización del MatriXX, agrupadas según diferentes regiones de interés. El estudio se realiza para 6 MV y 10 MV, y se analizan las verificaciones de los tratamientos en función de dos correcciones diferentes. En el estudio de Boggula et al.<sup>20</sup> se realiza la corrección de la dependencia angular de cada una de las cámaras de ionización del MatriXX para la energía de 6 MV. Otros estudios<sup>21,22</sup> analizan un factor de corrección global mediante cámaras de ionización situadas en el centro del maniquí.

En este trabajo se ha calculado el factor de corrección angular (FCA) específico de cada una de las cámaras de ionización que componen el MatriXX Evolution para las energías de fotones de 6 MV y 10 MV. Se ha realizado un análisis de los FCA en función del ángulo y de la energía. Y se ha evaluado el impacto que puede tener la dependencia angular en el IG mediante tres correcciones: la debida a los FCA proporcionados por el fabricante, la debida a los FCA específicos de cada cámara de ionización y la debida a realizar la corrección con un FCA promedio para cada ángulo. Para la evaluación del IG el estudio se ha extendido sobre 65 tratamientos.

## Material y métodos

### Material utilizado

El dispositivo para el que se han calculado los FCA es el MatriXX Evolution (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Germany), que consiste en una matriz de 1020 cámaras de ionización dispuestas en el mismo plano, cuyos centros están separados 0.762 cm. Esta matriz de detectores se ha colocado en el interior del maniquí MULTICube Lite (IBA Dosimetry), el cual está hecho de Agua Plástica® y sus dimensiones son 31.4 cm (largo), 34 cm (ancho) y 22 cm (alto). Las medidas de distribución de dosis en el dispositivo se han tomado en el modo película con una frecuencia de muestreo de 200 ms/fotograma. El proceso se han llevado a cabo usando un acelerador lineal de electrones 2100 EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, CA USA) con colimador multilámina 120-Millennium MLC para el potencial de aceleración de 6 MV y un acelerador lineal de electrones Novalis Tx (Varian Medical Systems-

BrainLab) con colimador multilámina de alta definición (HD120 MLC) para 10 MV. Las distribuciones de dosis han sido calculadas usando el sistema de planificación Pinnacle<sup>3</sup> (versión 9.2, Philips) con el algoritmo *Adaptive Convolve* y una rejilla de cálculo de 2 mm<sup>3</sup>. Los resultados del análisis de las distribuciones de dosis mediante el índice gamma se han obtenido con el programa OmniPro-I'mRT (versión 1.7 b, IBA Dosimetry). Para el análisis estadístico de los resultados obtenidos del IG de los tratamientos analizados se ha utilizado el programa OriginPro (OriginLab, Northampton, MA USA).

### Cálculo de los factores de corrección angular específicos de cada cámara de ionización

Siguiendo las instrucciones del manual de usuario del dispositivo\* se han obtenido los FCA específicos de cada una de las 1020 cámaras de ionización que forman el *MatriXX Evolution* para las energías de fotones de 6 MV y 10 MV. El FCA para cada uno de los detectores viene dado como la razón entre la dosis de referencia y la dosis medida, en función del ángulo de cabezal, según la siguiente expresión:

$$C_{ij}(\gamma) = N_{ij} \frac{D_{ij}^{referencia}(\gamma)}{D_{ij}^{medida}(\gamma)} \quad (1)$$

donde  $\gamma$  es el ángulo de cabezal,  $D_{ij}^{referencia}$  es la dosis calculada por el sistema de planificación para la cámara de ionización que se encuentra en la posición  $ij$ ,  $D_{ij}^{medida}$  es la dosis medida por la cámara de ionización que se encuentra en la posición  $ij$  y  $N_{ij}$  es el factor de normalización de la cámara de ionización  $ij$ , que se establece de forma que  $C_{ij}(0^\circ) = 1$ . Por lo tanto:

$$N_{ij} = \frac{D_{ij}^{medida}(0^\circ)}{D_{ij}^{referencia}(0^\circ)} \quad (2)$$

Las dosis de referencia ( $D_{ij}^{referencia}$ ) se han obtenido con el sistema de planificación mediante la creación de un punto de interés (POI, del inglés "point of interest") en el centro de la región sensible de cada detector. El esquema de la disposición de los POI se muestra en la fig. 1. Estas dosis de referencia se han calculado para las energías de fotones de 6 MV y 10 MV con campos abiertos de 27 cm × 27 cm y 25 cm × 25 cm respectivamente. En todos ellos la dosis impartida es la correspondiente a 100 unidades de monitor (MU), con una tasa de dosis de 600 MU/min. Para determinar la dependencia angular se han calculado las dosis en incrementos de ángulo de 5° de la posición del cabezal

en los intervalos de 0° a 85° y de 95° a 180°, y en incrementos de ángulo de 1° en el intervalo de 85° a 90°. Se asume simetría bilateral para la dependencia angular en el intervalo de 180° a 360°. Posteriormente se han exportado las dosis calculadas de cada POI a archivos tipo *.txt* utilizando el estándar de imagen digital y comunicaciones en medicina (Estándar Digital Imaging and Communications in Medicine-DICOM).

Las dosis medidas ( $D_{ij}^{medida}$ ) se han recogido para los mismos tamaños de campo y posiciones de cabezal que las dosis de referencia, con la salvedad, de que a fin de evitar posibles errores debido a la atenuación producida por la mesa, las medidas correspondientes al intervalo de 90° a 180° se realizaron con el dispositivo girado 180° respecto su eje longitudinal y misma posición del isocentro. Por lo tanto estas medidas corresponden a las posiciones de cabezal de 270° a 360°. Posteriormente las medidas se han exportado en archivo *.txt* utilizando el programa OmniPro-I'mRT. Para crear la tabla de los FCA se ha utilizado el programa MS Excel (Microsoft) donde se han realizado los cálculos dados por las expresiones (1) y (2) para cada cámara. Finalmente el archivo se ha guardado en formato *.csv* (formato texto de valores separados por comas).

### Cálculo de los factores de corrección angular promedio

A partir de la tabla de los FCA específicos se ha creado otra tabla para cada una de las energías en las que el FCA de todas las cámaras de ionización que forman el *MatriXX* es el promedio de los FCA específicos. Para la energía de 6 MV, se han utilizado la totalidad de los FCA, mientras que para la energía de 10 MV se ha utilizado el promedio de los FCA específicos de la parte central del dispositivo (15 cm × 15 cm). Esta tabla, al igual que las anteriores, se ha guardado en formato *.csv*.

### Medida del impacto de la corrección en la validación de dosis de tratamientos

Una vez creadas, las tablas de los FCA se han importado al programa OmniPro-I'mRT para su posterior utilización en la verificación de los tratamientos, estos FCA son un factor multiplicativo a la dosis medida por el *MatriXX*. Los mapas de dosis se generan en el sistema de planificación y se exportan al programa OmniPro-I'mRT en formato *.asc*. Se ha comparado la distribución de dosis calculada y la medida con el *MatriXX* mediante el índice gamma a los criterios de 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm aplicando cada una de las tres correcciones angulares, la específica de cada detector, la creada con el promedio y la proporcionada por defecto por el fabricante. Para realizar la comparación entre los dos mapas de dosis ambos se normalizan al máximo de la distribución de dosis generada por el sistema de plani-

\* IBA Dosimetry. OmniPro-I'mRT System Version 1.7b User's Guide, P-07-002-510-001 07. Schwarzenbruck, Germany: IBA Dosimetry GmbH.

ficación y se analizan los píxeles que reciben una dosis por encima del 10% de la dosis máxima.

En el caso de los tratamientos de 10 MV el programa OmniPro-I<sup>m</sup>RT permite realizar una corrección angular mediante interpolación de las dos tablas de FCA que tiene almacenadas por defecto el programa (6 MV y 18 MV), de esta forma se compara el IG para esta tabla interpolada y las dos tablas de FCA calculadas: la específica de cada cámara de ionización y la promedio de los FCA. La comparación se ha realizado sobre un total de 65 tratamientos, 50 correspondientes a tratamientos de 6 MV, y 15 correspondientes a 10 MV. Posteriormente los resultados han sido tabulados para su análisis estadístico con el programa OriginPro.

## Resultados

### Factores de corrección

En la fig. 2 se muestra el valor medio de los FCA específicos de cada detector y los valores de los FCA predeterminados por el fabricante, para la energía de 6 MV. En general, los valores medios de los FCA específicos muestran menor anisotropía que los estándares. Los FCA calculados muestran, respecto a los FCA estándar, una diferencia negativa máxima del 7%, para 93° de la posición de cabezal, y una diferencia positiva máxima del 4% para 88° de la posición de cabezal.

En la fig. 3 se muestran los valores medios de los FCA específicos para la energía de 10 MV y las regiones de interés analizadas. En rojo se muestran los valores promedio de los FCA de la región central del dispositivo, 15 cm × 15 cm. En azul se muestran los valores promedio de los FCA de la totalidad de los detectores, 25 cm × 25 cm. Se puede ver que en función del área del detector analizada los valores promedio de los FCA varían, observándose una disminución de los mismos en la región periférica. Estas diferencias llegan a ser de hasta un 0.7%, siendo máximas en el intervalo de 85° a 95°.

En la fig. 4 se muestra la dispersión obtenida para los FCA específicos de la energía de 6 MV. Puede observarse una mayor dispersión de los valores en ángulos próximos a 90°. En la fig. 5 se muestra la dispersión obtenida de los FCA específicos de la región central (15 cm × 15 cm) del MatrixX, para la energía de 10 MV. Puede verse que la dispersión para esta energía aumenta respecto a la energía de 6 MV. En ambas energías se observa un aumento de la dispersión en 90°, disminuyendo a medida que nos acercamos a 180° o 0° de la posición de cabezal.

En la tabla 1 se recogen, para diferentes ángulos, los valores promedio de los FCA y la desviación típica de cada uno de ellos. En el caso de 6 MV se muestra también el FCA predeterminado por el fabricante para cada ángulo. Para la energía de 10 MV los valores mos-

trados corresponden a la región central del dispositivo (15 cm × 15 cm).

### Impacto en el índice gamma

El promedio de los resultados obtenidos del análisis del IG para las tres correcciones angulares de los tratamientos de 6 MV se muestran en la tabla 2. La corrección angular realizada con los FCA específicos de cada cámara de ionización ha supuesto un aumento del porcentaje de puntos con IG < 1 respecto a la corrección angular realizada con los FCA predeterminados. Este aumento ha sido de: 0.9%, 2.5% y 1.8% para los criterios de 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm respectivamente. Todos ellos con una significación estadística  $p < 0.01$ . El aumento en el valor medio del porcentaje de puntos con IG < 1 para la corrección angular realizada con los FCA promedio frente a la realizada con los FCA predeterminados ha sido de: 1.5%, 4.2% y 4.1% para los criterios de 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm respectivamente. Con significación estadística  $p < 0.01$  en todos ellos.

Para la energía de 10 MV los resultados obtenidos del análisis del IG para las tres correcciones angulares se muestran en la tabla 3. El aumento en el valor medio del porcentaje de puntos con IG < 1 para la corrección angular realizada con los FCA específicos frente a la realizada con la interpolación de los FCA no tiene significación estadística. Sin embargo el aumento en el valor medio del porcentaje de puntos con IG < 1 para la corrección angular con los FCA promedio frente a la realizada con la interpolación de los FCA ha sido de: 6.5%, 7.9% y 5.7% para los criterios de 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm respectivamente. Con significación estadística  $p < 0.01$ .

## Discusión

### Factores de corrección

En este estudio se tiene que para la energía de 6 MV los factores de corrección se encuentran en el intervalo [0.97, 1.08]. El valor mínimo viene dado para el ángulo de 65°, mientras que el valor máximo viene dado para 180°. Además se ha visto que la diferencia con los FCA proporcionados por el fabricante está entre el -7% y el 4%, encontrándose estas diferencias máximas en el intervalo de 85° a 95°. En el estudio de Shimohigashi et al.<sup>19</sup> se mide la dependencia angular con campos abiertos (10 cm × 30 cm) en incrementos del ángulo de cabezal de 10° en el intervalo de 0° a 180° y cada 1° en el intervalo de 90° a 110°. En concreto calculan los FCA para diferentes regiones de interés, los valores obtenidos se encuentran dentro del intervalo [0.85, 1.06], y los valores máximos y mínimos

**Tabla 1.** Valores promedio y desviación típica de los FCA específicos de la totalidad de los detectores que forman el MatriXX y los valores correspondientes dados por defecto para la energía de 6 MV. Valores promedio de los FCA específicos y desviación típica correspondientes a los detectores de la región central del MatriXX (15 cm × 15 cm) para la energía de 10 MV.

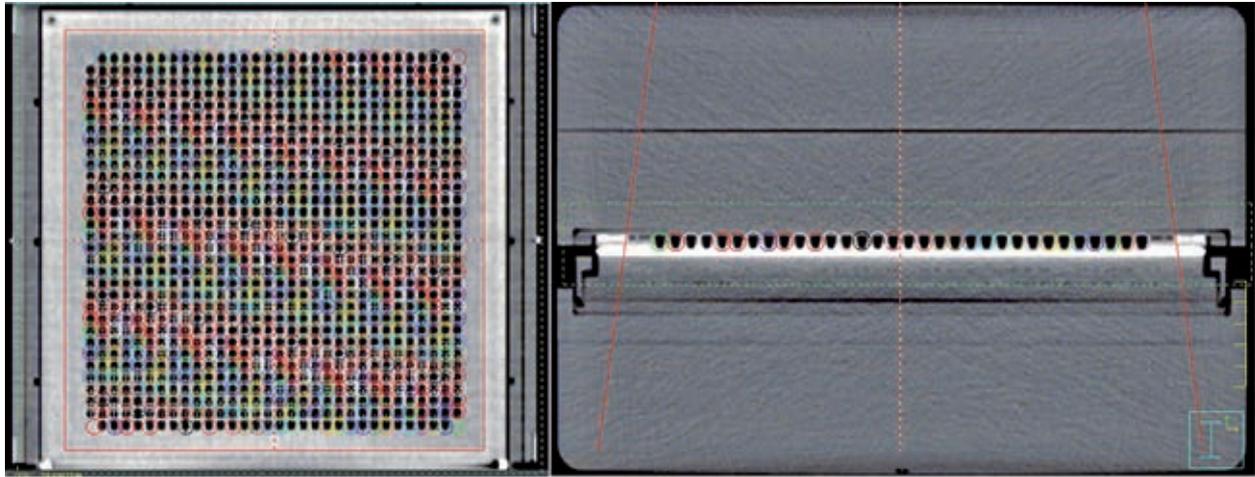
Ángulo (°)	6 MV			10 MV	
	FCA específico	$\sigma$	FCA predeterminado	FCA específico	$\sigma$
15	0.996	0.006	0.999	0.994	0.006
30	0.993	0.006	0.998	0.982	0.006
45	0.982	0.015	0.999	0.963	0.007
60	0.972	0.015	0.995	0.946	0.033
75	0.973	0.020	0.992	0.955	0.039
85	0.984	0.019	0.981	0.973	0.039
90	0.991	0.028	0.977	0.995	0.044
95	1.020	0.023	1.064	0.977	0.039
105	1.019	0.020	1.044	0.978	0.042
120	1.033	0.021	1.057	0.985	0.034
135	1.052	0.015	1.047	1.003	0.007
150	1.072	0.009	1.055	1.029	0.007
165	1.081	0.008	1.059	1.042	0.006
180	1.082	0.008	1.059	1.042	0.006

se presentan en torno a 90°. En el estudio de Boggula et al.<sup>20</sup> se calculan los FCA específicos de cada detector para la energía de 6 MV utilizando campos abiertos de 28 cm × 28 cm. El intervalo en el que se hallan los FCA es [0.96, 1.07], donde el máximo se sitúa en 180° y el mínimo en 90°. Wolfsberger et al.<sup>21</sup> calculan los FCA para campos abiertos de 10 cm × 10 cm, con incrementos del ángulo de cabezal de 10° entre 0° y 360°, y con incrementos de 1° en los intervalos de 90° a 110° y

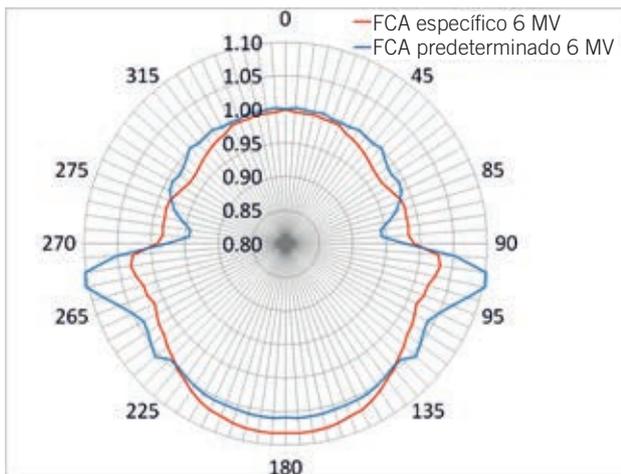
de 270° a 260°. Los resultados obtenidos para los FCA están en el intervalo [0.88, 1.01], el valor máximo se presenta para 60° y el mínimo para 95°. En el artículo de Mayo et al.<sup>15</sup> los FCA se han calculado con campos abiertos de 10 cm × 10 cm irradiando el dispositivo con un arco de 359° con velocidad de giro de cabezal constante. Los resultados obtenidos de los FCA se encuentran en el intervalo [0.96, 1.06] y el mínimo y el máximo en el intervalo de 85° a 95°.

**Tabla 2.** Valores promedio, desviación estándar, mínimo y máximo del porcentaje de puntos con IG < 1 para las tres correcciones realizadas y para tres criterios analizados, de los tratamientos de 6 MV.

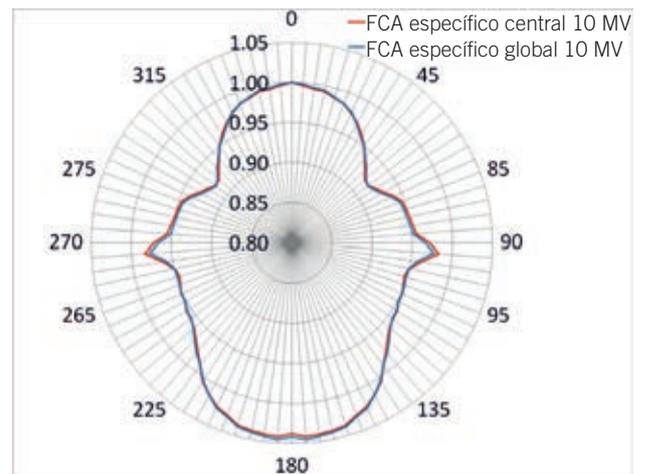
N = 50	Porcentaje de puntos con IG < 1 para tratamientos de VMAT de 6 MV								
	FCA predeterminado			FCA específico			FCA promedio		
	3%/3mm	2%/2mm	1%/1mm	3%/3mm	2%/2mm	1%/1mm	3%/3mm	2%/2mm	1%/1mm
Media	94.3	78.4	35.1	95.2	80.9	36.9	95.8	82.6	39.1
Desviación típica	3.5	7.0	7.7	2.8	6.8	8.0	2.7	6.5	8.5
Mínimo	80.9	65.0	23.2	85.7	69.2	19.7	85.3	70.0	21.4
Máximo	99.3	92.3	50.7	99.6	94.8	56.6	99.7	94.6	58.9



**Fig. 1.** Plano coronal (izquierda) del maniquí en el plano del isocentro donde aparecen las 1020 cámaras de ionización y en el centro de cada una su correspondiente punto de interés. En la imagen de la derecha se muestra una vista transversal del maniquí.



**Fig. 2.** Valores promedio de los FCA específicos (rojo) y FCA predeterminados por la casa comercial (azul), para la energía de 6 MV, calculados con campos abiertos de 27 cm x 27 cm.



**Fig. 3.** Valores promedio de los FCA específicos para diferentes regiones de interés. En rojo se muestran los valores promedio de los FCA de la región central (15 cm x 15 cm). En azul se muestran los valores promedio de los FCA de la totalidad de la matriz de detectores.

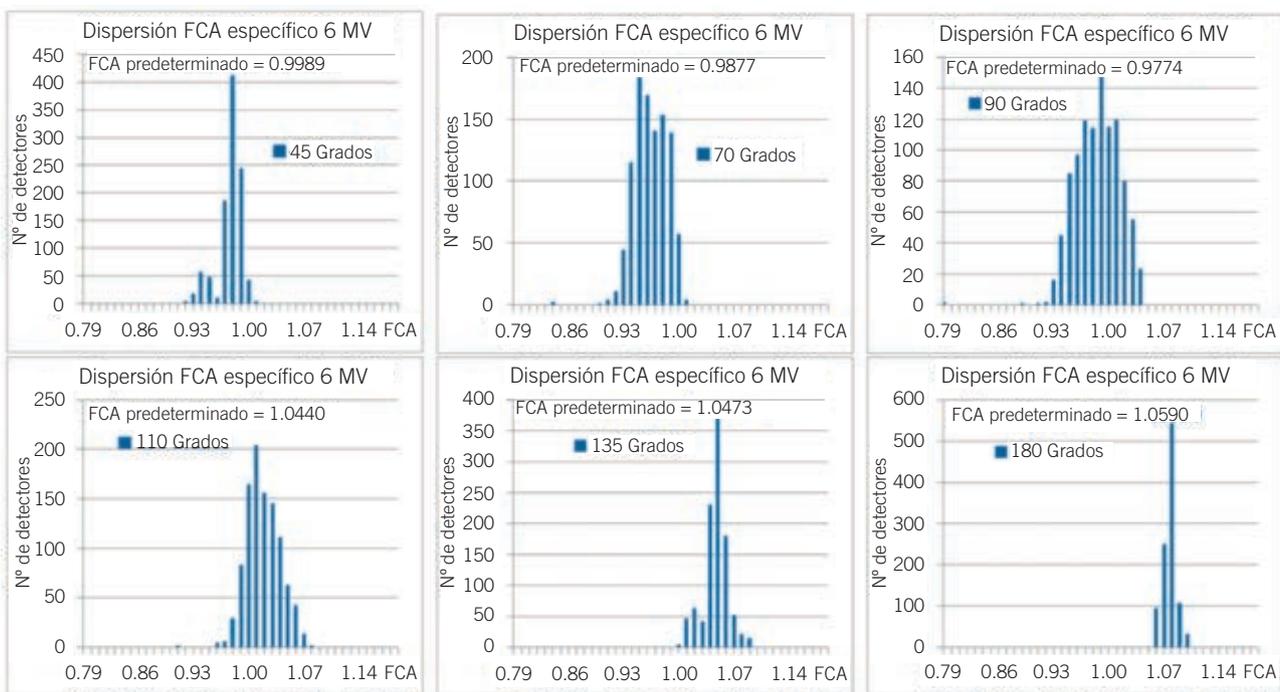
Para la energía de 10 MV se tiene que los FCA calculados se encuentran en el intervalo [0.91, 1.05], donde el valor máximo se encuentra para 175° y el mínimo para 65°. En el estudio de Shimohigashi et al.<sup>19</sup> los valores hallados de los FCA para esta energía se encuentran en el intervalo [0.89, 1.04], y los valores máximos y mínimos están en el intervalo de 80° a 100°. En este trabajo se ha observado que a medida que se aumenta la superficie de la región de interés para la que se calculan los valores medios de los FCA, éstos disminuyen su valor. Estas diferencias llegan a ser de hasta el 0.7% para 91° de la posición de cabezal. Los resultados concuerdan con lo descrito en el estudio de Han et al.<sup>23</sup> en el cual se observa una

sobrerrespuesta en la zona periférica del detector de hasta el 2%. Este hallazgo puede justificar que, tal y como se describe en la expresión (1), la región periférica del detector posea un factor de corrección más bajo que la región central.

La dispersión de los valores de los FCA se ha cuantificado mediante la desviación típica. En la fig. 6 se muestran las desviaciones típicas para los FCA de 6 MV y 10 MV. Puede observarse, para ambas energías, como la desviación típica aumenta en el intervalo de 0° a 90° y disminuye entre 90° y 180°. Se observa simetría entre ambos intervalos, situándose la máxima dispersión en torno a 90°. Tal y como se mostraron los resultados

**Tabla 3.** Valores promedio, desviación típica, mínimo y máximo del porcentaje de puntos con IG < 1 para las tres correcciones realizadas y para tres criterios analizados, de los tratamientos de 10 MV.

N = 15	Porcentaje de puntos con IG < 1 para tratamientos de VMAT de 10 MV								
	FCA predeterminado			FCA específico			FCA promedio		
	3%/3mm	2%/2mm	1%/1mm	3%/3mm	2%/2mm	1%/1mm	3%/3mm	2%/2mm	1%/1mm
Media	85.6	67.6	26.9	91.4	73.2	30.8	92.1	75.5	32.6
Desviación típica	15.5	19.9	12.9	6.6	12.5	10.2	8.1	14.2	11.5
Mínimo	56.3	38.5	9.5	77.8	46.0	10.5	71.6	45.4	13.0
Máximo	99.9	97.9	52.8	97.9	88.0	45.4	99.7	96.3	48.6



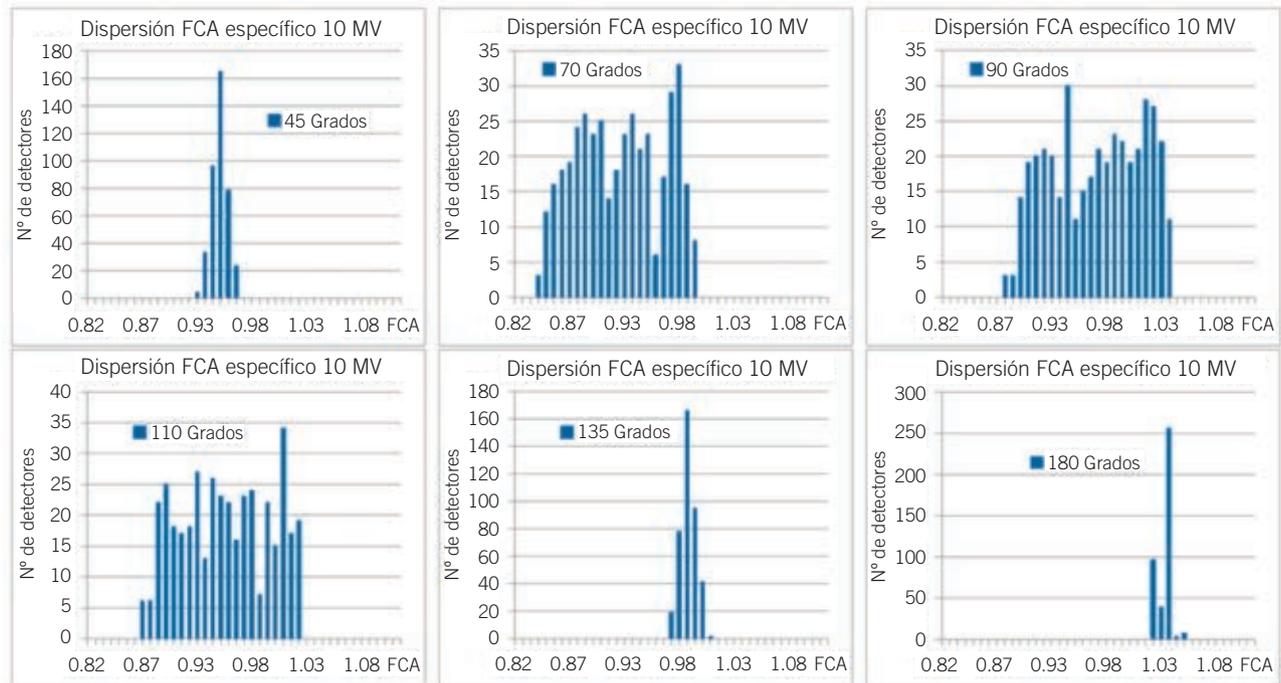
**Fig. 4.** Histogramas de la dispersión de los valores obtenidos de los FCA específicos de la energía de 6 MV. Las diferentes figuras corresponden a los ángulos 45°, 70°, 90°, 110°, 135° y 180° respectivamente. Además se señala también el valor del FCA predeterminado por el fabricante.

en las fig. 4 y fig. 5 la desviación típica de los FCA para la energía de 10 MV es mayor que para 6 MV.

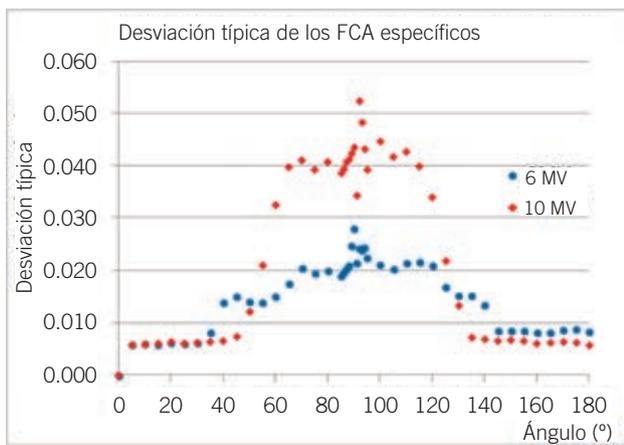
### Impacto en el índice gamma

En el estudio de Shimohigashi et al.<sup>19</sup> se analizan dos tipos de correcciones. La primera es la debida a los FCA calculados para los cuatro detectores centrales de la matriz. La segunda es la correspondiente a los FCA obtenidos para los detectores del eje transversal del dispositivo, en concreto utilizan las filas  $i = 16, 17$ . Analizan las distribuciones de dosis mediante el IG a

los criterios de 3%/3 mm y 2%/2 mm y comparan los resultados de las dos correcciones y los de no realizar corrección angular. Para calcular las distribuciones de dosis en el MatriXX utilizan el sistema de planificación Eclipse (versión 8.6, Varian). Los incrementos del del porcentaje de puntos con IG < 1 llegan al 27% cuando comparan los resultados obtenidos tras realizar la corrección angular frente a los obtenidos sin la corrección angular. La diferencia en el porcentaje de puntos con IG < 1 supone un aumento del 0.8% cuando se utiliza la corrección del eje transversal en vez de la corrección central. En el estudio de Boggula et al.<sup>20</sup>



**Fig. 5.** Histogramas de la dispersión de los valores obtenidos de los FCA específicos en la zona central del detector (15 cm × 15 cm) de la energía de 10 MV. Las diferentes figuras corresponden a los ángulos 45°, 70°, 90°, 110°, 135° y 180° respectivamente.



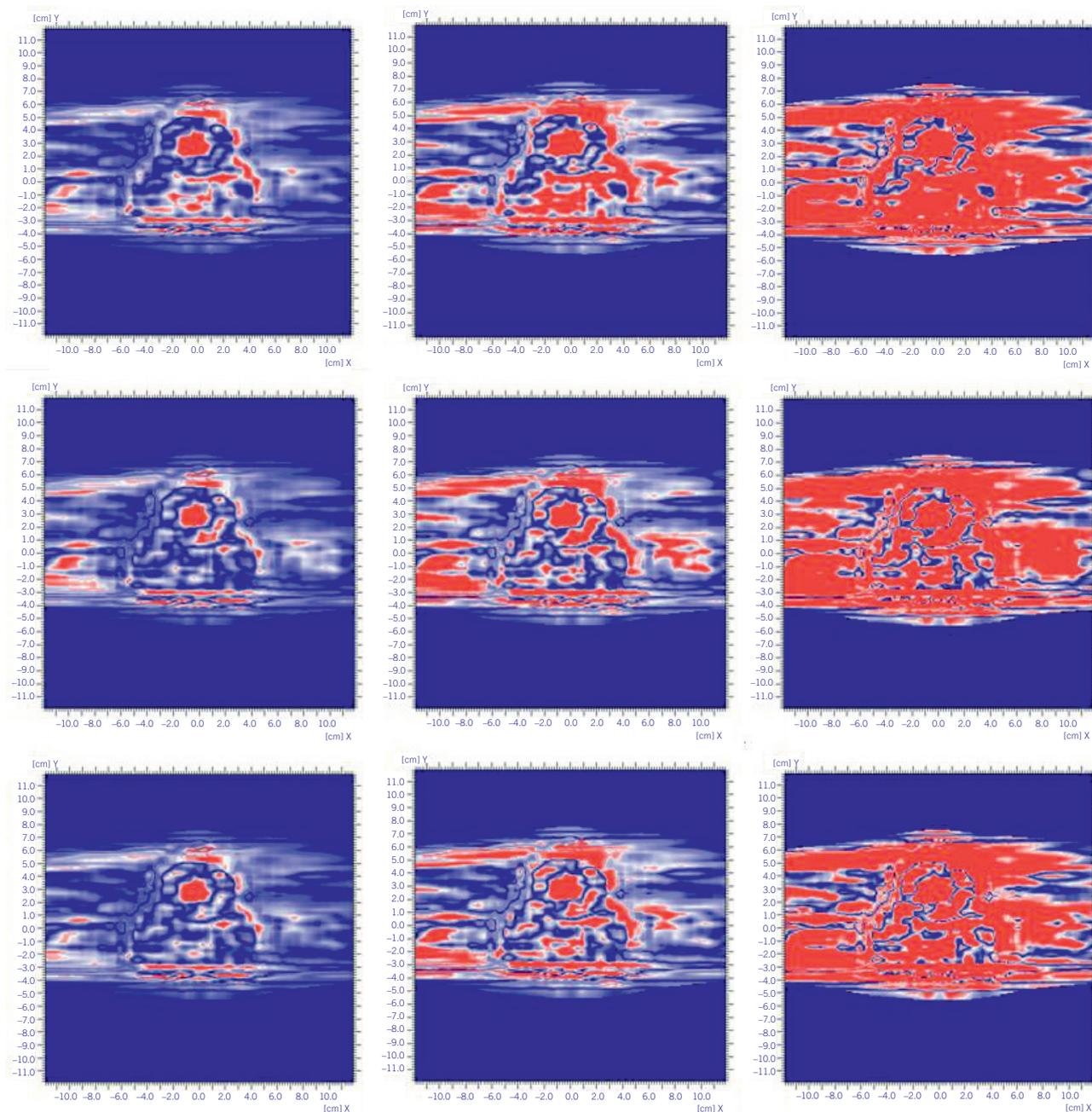
**Fig. 6.** Valores de la desviación típica del conjunto de los FCA específicos de cada ángulo. En azul se muestran las desviaciones típicas de la energía de 6 MV y en rojo las correspondientes a 10 MV.

realizan un corrección para cada una de las cámaras de ionización que forman el dispositivo para la energía de 6 MV y verifican los resultados de los FCA comparando 12 planificaciones calculadas con MONACO, el análisis de estos tratamientos supone un aumento en el IG para el criterio 2%/2 mm del 4.3% y que para el criterio 3%/3 mm el IG pasa de ser 98% a prácticamente el 100%.

En este estudio, para los tratamientos con fotones de 6 MV, se ha visto un incremento en el porcentaje de puntos con  $IG < 1$  al usar la corrección con los FCA específicos respecto a usar la corrección con los FCA predeterminados de: 0.9%, 2.5% y 1.8% para los criterios de 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm respectivamente ( $p < 0.01$ ). El aumento en el porcentaje de puntos con  $IG < 1$  al usar la corrección con los FCA promedio frente a la proporcionada por los FCA predeterminados ha sido: 1.5%, 4.2% y 4.1% para los criterios de 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm respectivamente ( $p < 0.01$ ). En la fig. 7 se muestran como ejemplo los mapas del IG para un tratamiento analizado con las tres correcciones y para los tres criterios del IG.

Para los tratamientos de 10 MV el aumento que supone utilizar la corrección de los FCA promedio frente a la proporcionada por el fabricante (método interpolativo) es de: 6.5%, 7.9% y 5.7% para los criterios de 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm respectivamente ( $p < 0.01$ ). En el estudio de Shimohigashi et al.<sup>19</sup> se comparan las distribuciones de dosis para campos abiertos de 10 cm × 10 cm con ángulo de cabezal 90°. El incremento en el porcentaje de puntos con  $IG < 1$  para el criterio 2%/2 mm es del 9% cuando se compara la corrección realizada con los FCA del eje transversal del dispositivo frente a no realizar corrección.

En el desarrollo de este trabajo se ha visto que para la energía de 10 MV el aumento del porcentaje de puntos con  $IG < 1$  es mayor cuando se trata de tratamien-



**Fig. 7.** Mapas del IG para las tres correcciones realizadas sobre un tratamiento de 6 MV. De izquierda a derecha se presentan los análisis resultantes utilizando los criterios 3%/3 mm, 2%/2 mm y 1%/1 mm. De arriba abajo se presentan los resultados tras aplicar las correcciones del fabricante, la específica de cada cámara y del promedio. Donde los puntos que aparecen en rojo son los que tienen un IG > 1, los puntos que aparecen el blanco son los que tienen un IG = 1 y los que aparecen en azul los que tienen un IG < 1.

tos en los que se irradia una gran superficie del detector. Generalmente estos tratamientos corresponden con localizaciones en cabeza-cuello o pelvis con nodos linfáticos afectados. El incremento del porcentaje de puntos con IG < 1 llega a ser del 15% ( $n = 5$ , número de pacientes que cumplen estas características) cuando se compara la corrección realizada por defecto por el programa frente a las correcciones realizadas con los

FCA calculados. Por tanto la realización de la corrección angular proporciona mejores resultados cuando se ven implicados más detectores.

La realización de la corrección angular para cada una de las cámaras de ionización del MatriXX supone una mejoría en la prueba del IG para la verificación de tratamientos. Se ha visto además que si se realiza una corrección angular con el promedio de los FCA obtenidos

el resultado es todavía mejor. En el estudio de Amerio et al.<sup>8</sup> se estima que la estabilidad de la respuesta de las cámaras de ionización es de 1.3%. El hecho de que la corrección angular utilizando los FCA promedio proporciona mejores resultados del IG, puede ser explicado debido a que utilizando esta metodología se reducen posibles desviaciones puntuales de cada detector.

En resumen, la determinación de la dependencia angular del dispositivo realizada en condiciones clínicas proporciona mejores resultados para el IG en la verificación de los tratamientos. Las discrepancias en los valores de FCA observadas con otros estudios se deben a ligeras diferencias que puede haber en el equipamiento (sistemas de planificación, dispositivos de medida, aceleradores lineales,...). Por lo tanto es recomendable realizar las medidas de la dependencia angular para cada dispositivo, o conjunto sistema de planificación-acelerador-dispositivo de medida. De esta forma, tanto por la bibliografía publicada, como por las medidas que se han realizado se obtendrán mejores resultados para la prueba del IG.

## Conclusiones

La dependencia angular del MatriXX debe ser calculada por cada institución que lo utilice, ya que se han observado diferencias entre los FCA obtenidos y los calculados por otros autores. Dependencias del acelerador y del dispositivo de detección pueden ser corregidas estableciendo los valores de los FCA. Se ha visto que el uso de los FCA propios del conjunto acelerador-detector de radiación-sistema de planificación conlleva un aumento del porcentaje de puntos con IG < 1.

## Bibliografía

- Williams PC. IMRT: delivery techniques and quality assurance. *Br J Radiol* 2003;76:766-76.
- Webb S. The physical basis of IMRT and inverse planning. *Br J Radiol* 2003;76:678-89.
- Bortfeld T. IMRT: a review and preview. *Phys Med Biol* 2006;51:R363-79.
- Otto K. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single gantry arc. *Med Phys* 2008;35:310-7.
- 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.
- Alber M, Broggi S, Wagter C, Eichwurz I, Engström P, Fiorino C, et al. ESTRO Booklet 9: Guidelines for the verification of IMRT. 2008.
- Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. *Med Phys* 2011;38:1313-38.
- Amerio S, Boriano A, Bourhaleb F, Cirio R, Donetti M, Fidanzi A, et al. Dosimetric characterization of a large area pixel-segmented ionization chamber. *Med Phys* 2004;31:414-20.
- Poppe B, Blehschmidt A, Djouguela A, Kollhoff R, Rubach A, Willborn KC, et al. Two-dimensional ionization chamber arrays for IMRT plan verification. *Med Phys* 2006;33:1005-15.
- Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2005;50:3361-73.
- Martín Martín G, Díaz Fuentes R, Fernández Letón P, Pérez Moreno, Rodríguez R, Rodríguez C, López Fernández A, et al. Caracterización de un array 2D de cámaras de ionización para la verificación de campos de IMRT. *Rev Fis Med* 2006;7:68-76.
- Letourneau 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.
- Sadagopan R, Bencomo JA, Martin RL, Nilsson, Nilsson G, Matzen T, Balter PA. Characterization and clinical evaluation of a novel IMRT quality assurance system. *J Appl Clin Med Phys* 2009;10:104-19.
- Lin MH, Koren S, Veltchev I, Li J, Wang L, Price RA, et al. Measurement comparison and Monte Carlo analysis for volumetric-modulated arc therapy (VMAT) delivery verification using ArcCHECK dosimetry system. *J Appl Clin Med Phys* 2013;14:220-33.
- Wendling M, Louwe R, McDermott L, Sonke J, van Herk M, Mijneer B. Accurate two-dimensional IMRT verification using a back-projection EPID dosimetry method. *Med Phys* 2006;33:259-73.
- van Zijtveld M, Dirx M, de Boer H, Heijmen B. Dosimetric pre-treatment verification of IMRT using an EPID; clinical experience. *Radiother Oncol* 2006;81:168-75.
- Sharma D, Mhatre V, Heigrujam M, Talapatra K, Mallik S. Portal Dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: a comparison with 2D ion chamber array. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11:238-48.
- Dobler B, Streck N, Klein E, Loeschel R, Haertl P, Koelbl O. Hybrid plan verification for intensity-modulated radiation therapy (IMRT) using 2D ionization chamber array IMRT MatriXX – a feasibility study. *Phys Med Biol* 2010;55:39-55.
- Shimohigashi Y, Araki F, Tominaga H, Sakata J, Kawasaki K, Kanetake N, et al. Angular dependence correction of MatriXX and its application to composite dose verification. *J Appl Clin Med Phys* 2012;13:198-214.
- 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.
- 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.
- Mayo C, Fong de los Santos L, Kruse J, Blackwell CR, McLemore L, Pafundi D, et al. Report on use methodology for commissioning and quality assurance of a VMAT system. *PLoS ONE*. 2013;8:e58877. doi:10.1371/journal.pone.0058877
- Han Z, Ng SK, Bhagwat MS, Lyatskaya Y, Zygmanski P. Evaluation of MatriXX for IMRT and VMAT dose verifications in peripheral dose regions. *Med Phys* 2010;37:3704-14.