

# Verificación de dosis absorbida en un punto para planes de arcoterapia volumétrica modulada. Estudio comparativo entre microcámara de ionización y matriz de cámaras

## Point absorbed dose verification for volumetric modulated arc therapy plans. A comparative study between ionization microchamber and chamber array

**Fernando Caudepón Moreno,<sup>1</sup> Fernando Pizarro Trigo,<sup>2</sup> Javier Sánchez Jiménez,<sup>2</sup> Lara Núñez Martínez,<sup>2</sup> Juan Morillas Ruiz,<sup>2</sup> Rubén Palomo Llinares<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Complejo Hospitalario de Navarra, Pamplona, España.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Burgos, Burgos, España.

**Fecha de Recepción: 23/10/2015 - Fecha de Aceptación: 26/01/2016**

Según las recomendaciones internacionales, en los tratamientos de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) o Arcoterapia Volumétrica Modulada (VMAT) se deben realizar una serie de verificaciones de cada tratamiento antes de ser impartido al paciente. Como parte de dichas verificaciones, se han realizado medidas de dosis absorbida en un punto con microcámara y en el volumen con una matriz de cámaras para tratamientos específicos de pacientes.

El propósito de este trabajo consiste en comparar las medidas de dosis entre estos dos tipos de detectores para un total de 105 casos. Se tomará como referencia el cálculo realizado con el sistema de planificación.

En un análisis estadístico se muestra que existe una correlación lineal significativa entre los conjuntos de medidas. De la alta correlación observada, se concluye la posibilidad de derivar la información proporcionada por la microcámara de aquella obtenida con la matriz, con un bajo riesgo estadístico. Como consecuencia, se podría prescindir de la medida con cámara, con el consiguiente ahorro de tiempo, en el proceso de verificación sin merma en la calidad del mismo.

**Palabras clave:** dosis absorbida, cámara PinPoint®, matriz de cámaras, VMAT.

According to the international recommendations a quality control must be made for IMRT treatments before these can be delivered. These recommendations are applied to volumetric modulated arc therapy treatments in our Department. As a part of the verifications chain, measurements of absorbed dose in a phantom point and in the phantom volume are made for a specific patient with ionization chamber and ionization chambers array, respectively.

The aim of this issue is to compare measurements of absorbed dose between these two kinds of detectors. The predictions of absorbed dose from Treatment Planning System are taken as the reference one. The differences among these measurements and the reference are calculated for 105 specific patients.

A statistical analysis shows that the measurements of absorbed dose with chamber and array are strongly correlated. This result allows us to eliminate from our verifications chain the measurements of absorbed dose in a phantom point with ionization chamber because these ones are included in measurements of absorbed dose in the volume with a very small statistic risk. As a result, much time can be saved in the verifications process without any lack of quality.

**Key words:** absorbed dose, PinPoint® chamber, chambers array, VMAT.

## Introducción

Desde junio de 2014, en el Hospital Universitario de Burgos se realizan tratamientos de VMAT<sup>1</sup> mediante la técnica de *RapidArc*<sup>TM</sup> (RA)<sup>2</sup> (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA). Los tratamientos mediante RA son mucho más complejos que los realizados mediante campos conformados en 3D y suelen venir acompañados de una escalada de dosis, de modo que un posible error en la impartición del tratamiento conduciría a consecuencias importantes para la salud y seguridad del paciente. Esto exige realizar un control de calidad individual de cada uno de los planes de tratamiento diseñados.

Existen recomendaciones de distintos organismos internacionales y múltiples publicaciones acerca de las pruebas que se deben realizar como control de calidad pre-tratamiento en casos de IMRT y VMAT.<sup>3-10</sup> En nuestro centro se decidió hacer una medida de dosis absorbida (en adelante dosis) en un punto, una medida volumétrica de dosis y, por último, una medida del mapa de fluencia con el Equipo Electrónico de Imagen Portal (EPID, siglas en inglés) como pruebas de control de calidad pre-tratamiento. El número de tratamientos con VMAT en el Servicio de Radioterapia de nuestro centro ha crecido considerablemente y, consecuentemente, el tiempo invertido en realizar dichas verificaciones.

El objetivo de este trabajo consiste en estudiar una posible correlación entre las medidas realizadas con cámara de ionización para dosis en un punto y las realizadas con la cámara central de una matriz de cámaras utilizada en la medida de dosis en el volumen. Si existe dicha correlación y ésta es importante, podemos suprimir la medida con cámara de ionización para dosis en un punto ya que, inherentemente, esta medida estaría contenida en la matriz de dosis que se obtendría con la matriz de cámaras. Con ello se podría reducir el número de pruebas de tres a dos sin perder calidad en el control de dichos tratamientos.

## Material y métodos

Para realizar los tratamientos de RA se dispone de un acelerador *Varian 2300 iX* (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA) provisto de un colimador multilámina (MLC) de 120 láminas. Las 80 láminas centrales de este MLC tienen una anchura de 0.5 cm proyectadas en el isocentro, y permiten definir un campo de 20 cm × 20 cm, mientras que las láminas restantes tienen una anchura de 1 cm proyectadas en el isocentro.

Los cálculos se llevan a cabo usando el sistema de planificación de tratamientos (SPT) *Eclipse* versión 11.05 (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA) con el algoritmo *Analytical Anisotropic Algorithm* (AAA) v11.0.31 y una rejilla de cálculo de 2.5 mm de resolución.

Para realizar las pruebas de control de calidad se crean planes de verificación que consisten en calcular el plan de tratamiento sobre el CT del maniquí elegido para realizar las verificaciones pre-tratamiento. Se realizan dos planes de verificación, uno calculado sobre un maniquí y otro sobre el EPID del acelerador. A continuación se exporta la matriz de dosis del resultado de esos cálculos en formato DICOM para la posterior comparación con los resultados de las medidas.

Para la medida de dosis en el volumen se dispone del maniquí *OCTAVIUS*<sup>®</sup> 4D (PTW-FREIBURG).<sup>11</sup> Este es un maniquí cilíndrico de 320 mm de diámetro y 343 mm de largo, fabricado en un material de densidad cercana a la del agua (1.05 g/cm<sup>3</sup>), con un alojamiento central donde situar el detector. La matriz de detectores utilizada es *OCTAVIUS*<sup>®</sup> Detector 729 (PTW-FREIBURG). Esta matriz bidimensional (matriz 2D) cuenta con 729 cámaras de ionización, 27 en cada dirección. Cada cámara de ionización tiene un volumen activo de 0.125 cm<sup>3</sup> (5 mm × 5 mm × 5 mm) y una separación entre cámaras de 1 cm de centro a centro. El punto efectivo de medida de cada cámara está a 7.5 mm por debajo de la superficie de la matriz. Las marcas externas del maniquí permiten centrar la matriz en el punto efectivo de medida de su cámara central. El maniquí *OCTAVIUS*<sup>®</sup> 4D cuenta con un inclinómetro que le permite girar de manera solidaria al brazo del acelerador, manteniendo el plano de detectores perpendicular al haz de radiación mientras se realiza la medida. La reconstrucción de la dosis absorbida en 3D se realiza según se describe en el trabajo de Allgaier B, et al.<sup>12</sup>

Los resultados se analizan con ayuda del software *Verisoft*<sup>TM</sup> versión 6.1 (PTW-FREIBURG) que permite, por un lado, generar una matriz de dosis a partir de las lecturas de las cámaras y mostrarla en forma de tablas y, por otro, realizar una comparación gamma tridimensional con el plan de dosis generado por el SPT. Los criterios de aceptación de la verificación gamma que se siguen son, utilizando una gamma global, que el 95% de los puntos cumplan el criterio de diferencia de dosis menor que el 3% y una distancia al acuerdo (DTA, siglas en inglés) menor que 3 mm, con un umbral de discriminación del 5%.

Para la medida de dosis puntual se ha utilizado una cámara de ionización *PinPoint 3D*,<sup>13</sup> modelo 31016 de PTW-FREIBURG. Esta cámara de ionización tiene un volumen activo del 0.016 cm<sup>3</sup>. Se utiliza una lámina del mismo material del maniquí con alojamiento para cámara que se inserta en el centro del maniquí *OCTAVIUS*<sup>®</sup> 4D. La cámara alojada en esa lámina queda centrada en su punto efectivo de medida. La lectura de la medida se realiza con el electrómetro Unidos Webline de PTW-FREIBURG.

Con el fin de evitar las fluctuaciones del acelerador, previa a la comparación, se realiza una corrección del valor de la cámara de ionización y de la cámara central

de la matriz por el valor de referencia del acelerador obtenido del SPT. Para ello se utiliza la dosis que calcula el SPT para un campo de 10 cm × 10 cm sobre dicho maniquí. La medida del SPT está debidamente trazada con la calibración del equipo en agua cuya comprobación se realiza de manera periódica.

Se han realizado medidas de dosis absorbida en un punto con cámara de ionización y medidas de dosis absorbida en el volumen del maniquí con la matriz de cámaras para 105 tratamientos, clasificados en función de su localización anatómica en los siguientes grupos: cerebro, próstata, pulmón, cabeza y cuello (ORL) y otros. Los volúmenes y esquemas de irradiación de las localizaciones estudiadas siguen, en su mayoría, las recomendaciones de la *Radiation Therapy Oncology Group* (RTOG) y/o *The European Organisation for Research and Treatment of Cancer* (EORTC). La radiación utilizada en todos los casos fue la debida a haces de fotones de 6 MV de energía nominal. El punto elegido para realizar la medida es, en principio, el isocentro del tratamiento. Si este punto coincide con una zona de alto gradiente de dosis o una zona de baja dosis debida a radiación dispersa o de transmisión del MLC, se elige otro punto diferente donde la dosis sea más homogénea. Por sencillez y de acuerdo a la geometría del maniquí OCTAVIUS® 4D, siempre se elige un punto en el que se mantienen fijas las coordenadas lateral y vertical, modificándose sólo la coordenada longitudinal.

El programa *VeriSoft* permite obtener los datos de la medida de dosis en el volumen de tratamiento realizados con el OCTAVIUS® Detector 729 en forma de matriz 3D. Los datos son presentados con una resolución de 2.5 mm (igual a la resolución de cálculo utilizada con el SPT).

Para la realización de las medidas de mapas de fluencias se ha utilizado el EPID<sup>14</sup> que trae incorporado el acelerador Varian 2300iX. Este EPID es un equipo de detección indirecta de silicio amorfo (aSi) (*Varian Portal Vision aS1000*) unido al acelerador mediante un brazo robótico que se posiciona remotamente con gran exactitud y reproducibilidad<sup>15</sup> (*Portal Vision Exact Arm*). El dispositivo *Portal Vision aS1000* tiene una superficie de detección de 40 cm × 30 cm, con una matriz de 1024 × 728 píxeles (resolución espacial: 0.392 mm/píxel). La comparación de las imágenes adquiridas con el EPID y las obtenidas al realizar el cálculo del tratamiento sobre el estudio de CT del *Portal Vision aS1000*, se analizó con la aplicación *Portal Dosimetry* (*Varian Medical Systems*, Palo Alto, CA). La comparación de las imágenes se realizó mediante un análisis gamma global donde el 97% de los puntos debían cumplir el criterio de diferencia de dosis menor del 3% y una DTA de 3 mm, donde el área de puntos con valores gamma mayor que 1 sea menor que el 10%.

En el estudio comparativo entre las medidas de dosis con cámara y matriz 2D parece trivial pensar

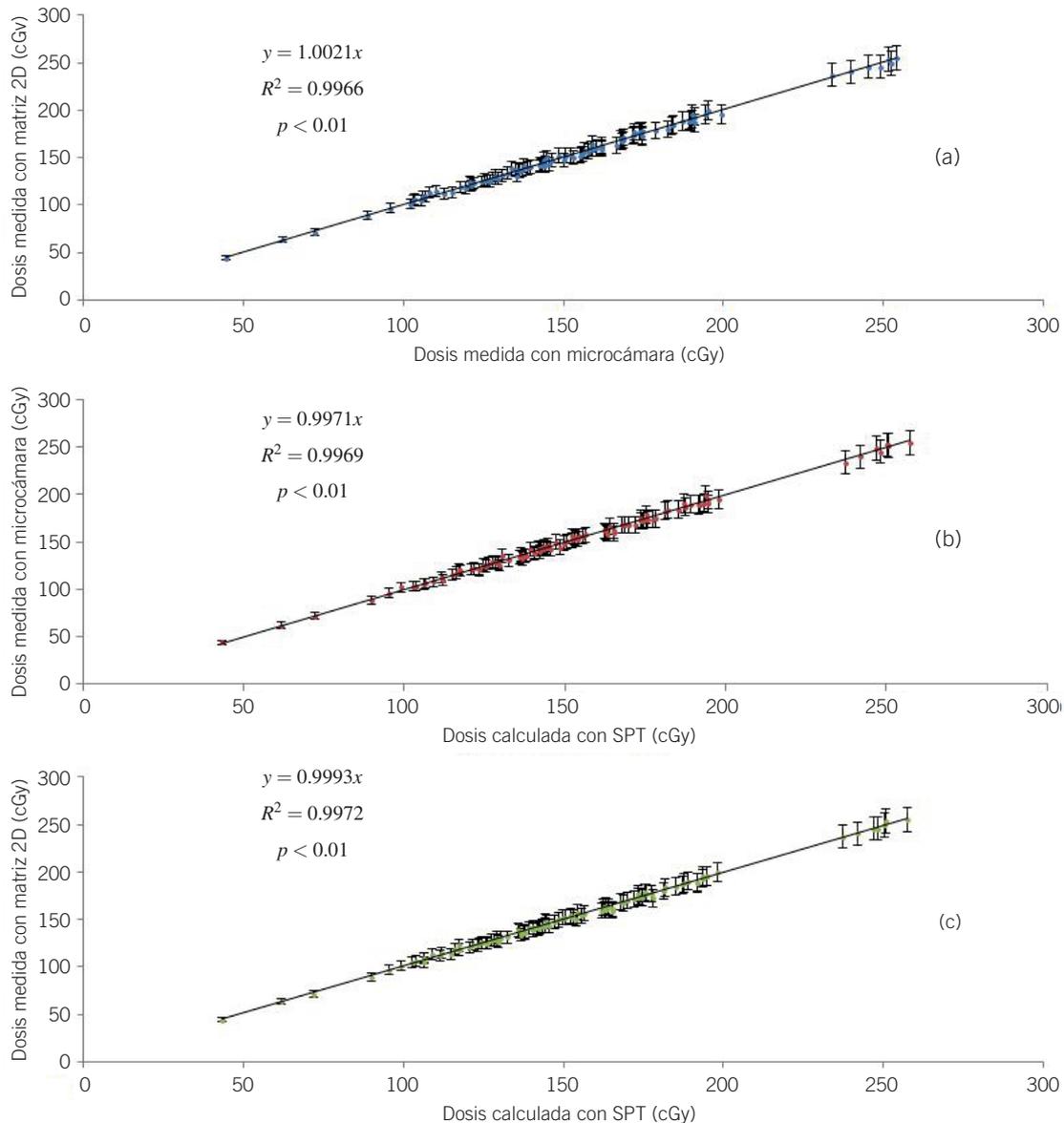
que debe existir algún tipo de relación entre ambas medidas. Lo que no es trivial es decidir si un conjunto de medidas tomadas con la matriz 2D puede sustituir a las medidas tomadas con cámara. Este estudio, que se aborda desde la inferencia estadística, parte de la hipótesis nula de que no existe relación entre dichas medidas. En la prueba de contraste de la hipótesis se asumirá un nivel de significación del 5% ( $\alpha = 0.05$ ), riesgo límite desde el cual no se está dispuesto a asumir el rechazo de dicha hipótesis. Esto significa que si los datos muestrales apoyan la hipótesis nula se hace en función de la probabilidad, grado de significación ( $p$ ); si éste es menor que el nivel de significación ( $p < \alpha$ ) entonces la hipótesis nula será rechazada. Por el contrario, si esta probabilidad es mayor que el error que se está dispuesto a asumir entonces no se podrá rechazar la hipótesis nula.<sup>16</sup>

La prueba estadística a la que se someten estas medidas o variables pretende confirmar si la variabilidad de un conjunto de medidas se relaciona, de alguna manera, con la variabilidad del otro conjunto, es decir, si existe algún tipo de variación conjunta. Para ello el índice que se utiliza es el de correlación lineal simple de Pearson ya que se cumplen los supuestos para la aplicación del mismo en cuanto a escala cuantitativa, dos variables y relación lineal entre las mismas.<sup>17</sup>

## Resultados y discusión

En este estudio se han comparado las medidas obtenidas con la cámara de ionización y la cámara central de la matriz 2D en la verificación pre-tratamiento de 105 casos de RA, además de la comparación entre ambos conjuntos de medidas con la predicción del SPT (en adelante, referencia).

En la fig. 1(a) se muestran las medidas de dosis obtenidas con la microcámara y la cámara central de la matriz 2D con sus respectivas barras de error que expresan un porcentaje del 5%. En la tabla 1 se muestran las fuentes de incertidumbre más importantes y sus estimaciones. En esta tabla se indican las incertidumbres en tres bloques: el primero está relacionado con la medida de dosis, el segundo se relaciona con la exactitud con la que se imparte el tratamiento dinámico, básicamente las desviaciones en UM y posiciones de brazo del acelerador con respecto a los valores teóricos programados por el SPT y, por último, con la posible ubicación de las cámaras en posiciones de alto gradiente. Como límite recomendado<sup>18</sup> se ha tomado como incertidumbre expandida ( $k = 2$ ) el valor 5%, de modo que si la diferencia de dosis entre las medidas y la referencia supera dicho límite, entonces se considera como prueba no aceptable. En este caso, si el punto de medida ocupa una zona de alto gradiente se busca otro punto más favorable. En el caso de que el punto de

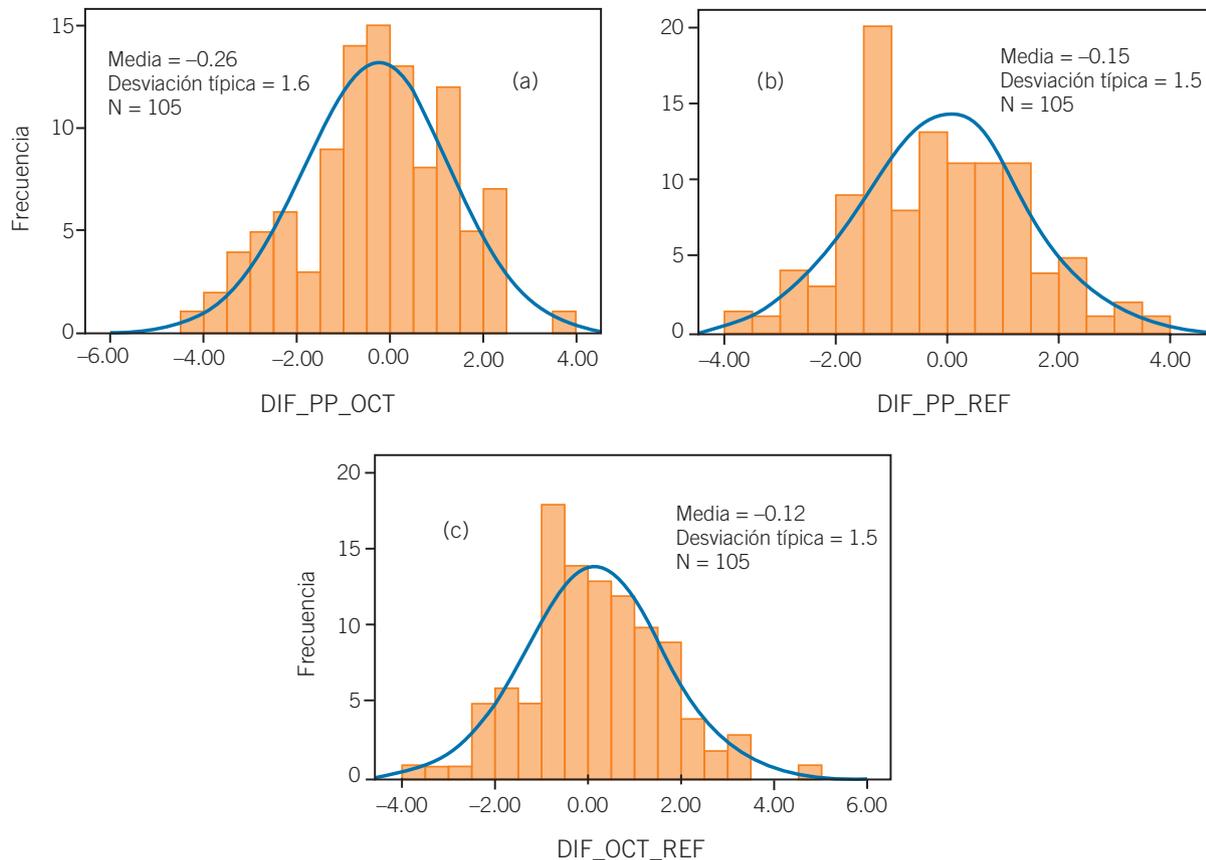


**Fig. 1.** (a) Medidas de dosis con microcámara frente a las medidas con matriz 2D. Las barras de error se expresan en porcentaje del 5%. (b) Medidas de dosis con microcámara frente a las calculadas con el planificador (SPT). Las barras de error se expresan en porcentaje del 5%. (c) Medidas de dosis con la cámara central de la matriz 2D frente a las calculadas con el SPT. Las barras de error se expresan en porcentaje del 5%.

medida sea favorable y la discrepancia supere el límite establecido, entonces se busca en la planificación la posible fuente de error y, si fuese necesario, se procedería a modificar dicho plan. Para los casos estudiados en la fig. 1 no fue necesaria la modificación del plan y, aquellos puntos de medida en isocentro que superaron el límite establecido, se resolvieron con la búsqueda de otro punto modificando sólo la coordenada longitudinal para seguir aprovechando la sencillez en la medida que ofrece la simetría cilíndrica del maniquí. Pocos fueron los casos en los que se tuvo que modificar la posición. De las fuentes de incertidumbre que se muestran en

la tabla 1, las dos primeras mantienen valores prácticamente fijos para todas las medidas, sólo la incertidumbre asociada al gradiente de dosis es un valor variable, dependiente de cada plan. Esto implica que la imposición de un límite del 5% permite que, como máximo, se acepte un valor de 2.1% ( $k = 1$ ) para esta incertidumbre asociada al gradiente de dosis.

En las fig. 1(b) y fig. 1(c) se muestran los valores de dosis medidos por la cámara y la matriz 2D frente a los valores calculados por el SPT, respectivamente. Tanto en estas figuras como en la fig. 1(a), se ha aplicado un ajuste lineal donde aparecen calculados los coefi-



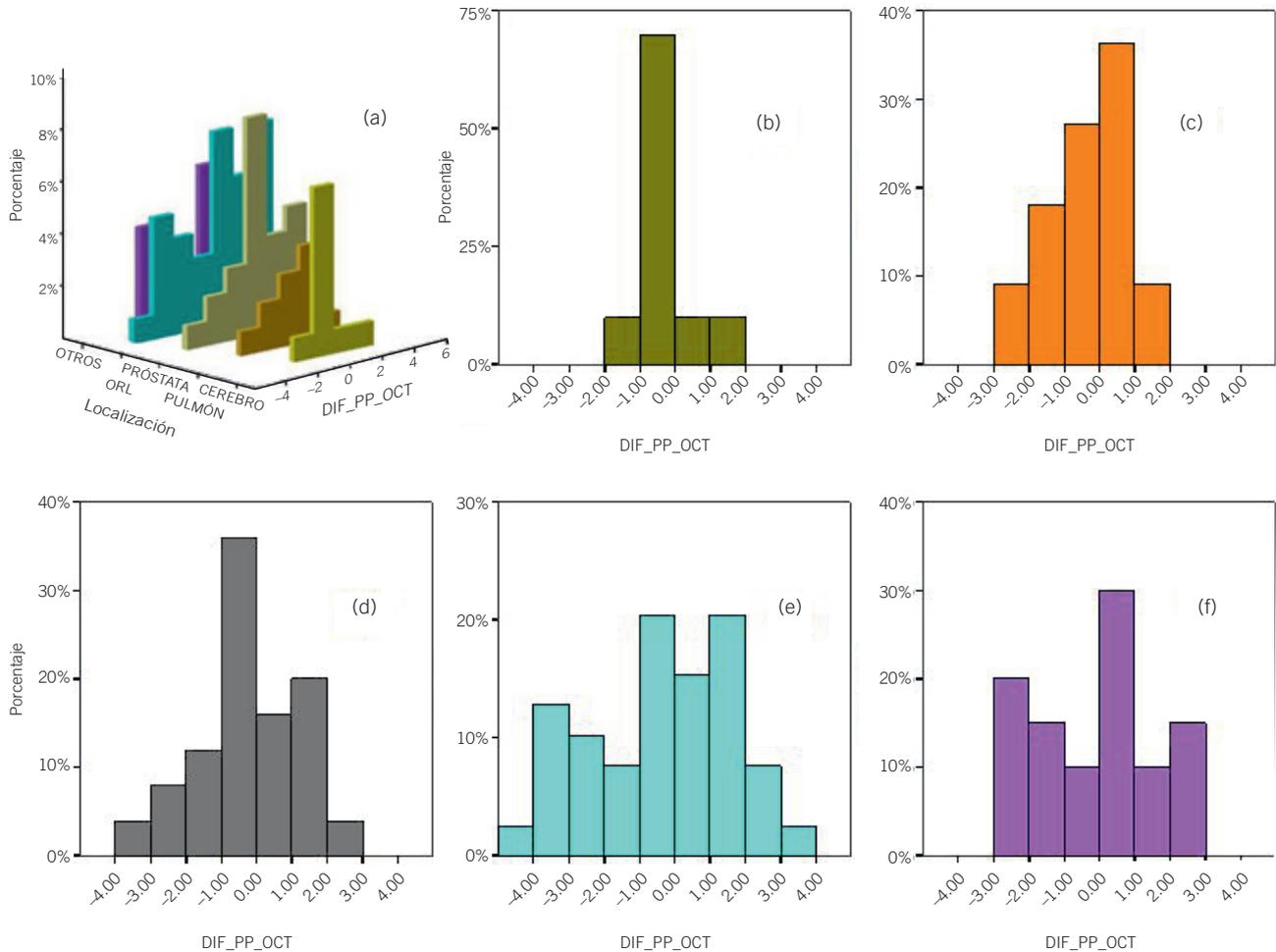
**Fig. 2.** (a) Distribución de las diferencias relativas de dosis entre microcámara y matriz 2D. Se realiza un ajuste a una curva normal con una media de  $-0.26\%$  y desviación típica de  $1.6\%$ . (b) Distribución de las diferencias relativas de dosis entre microcámara y la referencia. Se realiza un ajuste a una curva normal con una media de  $-0.15\%$  y desviación típica de  $1.5\%$ . (c) Distribución de las diferencias relativas de dosis entre matriz 2D y la referencia. Se realiza un ajuste a una curva normal con una media de  $0.12\%$  y desviación típica de  $1.5\%$ .

cientos de correlación lineal de Pearson al cuadrado y el grado de significación estadística (cálculo realizado con la aplicación SPSS v15.0).<sup>17</sup> En los tres casos se ha obtenido un valor del grado de significación (p) menor que el nivel de significación asumido ( $\alpha = 0.05$ ). Por tanto, se puede decir que esta relación, de manera muy probable, no es una cuestión del azar en la población de origen y, en términos de inferencia estadística, se rechaza la hipótesis de nulidad que dice que no existe relación entre dichas variables y se acepta la alternativa que afirma la existencia de una correlación lineal entre ambos conjuntos de variables.

En la fig. 2 se muestran las distribuciones de las diferencias en las medidas entre cámara-matriz 2D, cámara-referencia y matriz 2D-referencia, respectivamente (a), (b) y (c). En estas figuras también se muestran los parámetros de un ajuste realizado a una distribución normal. Las medias de estas distribuciones están casi centradas en el cero, como era de esperar. En la tabla 2 se muestran los promedios de las diferencias existentes (junto a los promedios de las

incertidumbres propagadas) entre los distintos equipos de medida y la referencia, según la localización de tratamiento. Por localizaciones, también se observa el mismo comportamiento de centrado alrededor del cero. En la fig. 3 se muestran las distribuciones de las diferencias entre microcámara y matriz 2D (en la leyenda del eje aparece como DIF\_PP\_OCT). En este gráfico se puede apreciar que la distribución para la localización “Cabeza y Cuello” (ORL) muestra la mayor dispersión y que la distribución denominada OTROS (Oído, Esófago, Estómago, Vejiga, Recto y Útero) es la que menos centralizada se encuentra, más cercana a una distribución uniforme.

Por otro lado, de la tabla 1, se observa que la incertidumbre combinada de las dos primeras fuentes, que se consideran constantes independientemente del tratamiento, alcanza un valor aproximado del  $1.4\%$ . Las diferencias registradas entre las diferentes medidas que superen este indicador se pueden relacionar con un valor alto del gradiente de dosis para la posición de medida (aunque siempre menor que el  $2.1\%$  especi-



**Fig. 3.** (a) Distribución de las diferencias relativas de dosis entre microcámara y matriz 2D por localización. (b) Distribución para Cerebro. (c) Distribución para Pulmón. (d) Distribución para Próstata. (e) Distribución para Cabeza y Cuello (ORL). (f) Distribución para Otros (Oído, Mama, Esófago, Estómago, Vejiga, Recto y Útero).

cado anteriormente). En la fig. 4 se muestra la frecuencia, por localización, con la que se sobrepasó esta dife-

rencia entre microcámara y SPT, de tal forma que las planificaciones de ORL son aquellas que ofrecen mayor homogeneidad de dosis en la posición de medida.

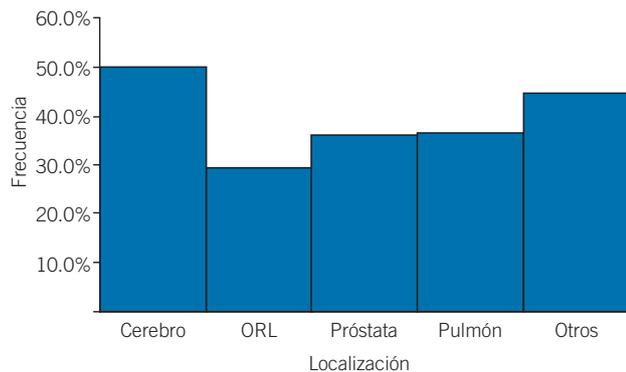
Los valores de dosis absorbida, medidos con la cámara de ionización PinPoint 3D y con la cámara central del OCTAVIUS® Detector 729 presentan, en general, unas desviaciones, respecto al valor de referencia, por debajo del 3.5%; valor que se recomienda en el documento ICRU 83.<sup>5</sup> En el caso de la cámara de ionización PinPoint, únicamente el 1.9% de las medidas exceden el 3.5% recomendado, mientras que en el caso de la matriz de cámaras sucede en el 2.9% de las medidas. Las máximas desviaciones se encuentran para las medidas realizadas con la matriz de cámaras. Esto queda justificado comparando los volúmenes efectivos de medida de los diferentes conjuntos. El volumen efectivo de medida de la cámara PinPoint 3D (0.016 cm<sup>3</sup>) es muy cercano al volumen de los elementos de la malla de cálculo utilizado por el SPT (0.0156 cm<sup>3</sup>), mientras

**Tabla 1.** Fuentes más importantes de incertidumbre del proceso de medida.

Fuentes de incertidumbre	Incertidumbre
Medida de dosis absorbida en agua sólida	1.4%
Precisión del tratamiento dinámico	0.1%
Gradiente de dosis	2.1%
Incertidumbre combinada =	2.5%
Incertidumbre expandida ( $k = 2$ ) =	5.0%

**Tabla 2.** Promedio de las diferencias de dosis por localización entre los distintos equipos de medidas.

Localización	OCT4D-REF	OCT4D-CAMARA	CAMARA-REF	Nº pacientes
CEREBRO	-1.2 ± 5.1	+0.2 ± 5.3	-1.3 ± 5.1	10
ORL	+0.6 ± 5.6	+0.4 ± 5.6	+0.2 ± 5.6	41
PRÓSTATA	-0.4 ± 3.7	+0.3 ± 3.8	-0.6 ± 3.7	25
PULMÓN	+0.5 ± 6.9	+0.2 ± 6.7	+0.3 ± 6.9	11
OTROS	+0.2 ± 5.0	+0.1 ± 5.0	+0.1 ± 5.0	18

**Fig. 4.** Frecuencia de casos por localización donde la diferencia de dosis supera el 1.4%.

que el de la cámara central de la matriz bidimensional es de 0.125 cm<sup>3</sup>.

## Conclusiones

De este estudio se deriva que existe una fuerte correlación entre las medidas de dosis en un punto realizadas con los diferentes equipos. Esta correlación encontrada en la muestra de medidas puede inferirse a la población con una medida del riesgo insignificante. En general, las diferencias de dosis entre los diferentes equipos de medidas están por debajo del 3.5%. Por localizaciones se encuentra que los casos de ORL ofrecen, en general, mayor homogeneidad de dosis en la posición de medida, pero este dato no es decisivo para descartar posiciones de medida de mayor heterogeneidad de dosis, siempre y cuando no se superen los límites impuestos.

Apoyados en este estudio, en nuestro Servicio se ha decidido que la medida de dosis en un punto con cámara se excluya de la rutina de verificaciones pre-tratamiento de RA ya que la información que aporta está incluida, con un riesgo estadístico muy bajo, en aquella ofrecida por la matriz 2D. Esto supone una reducción

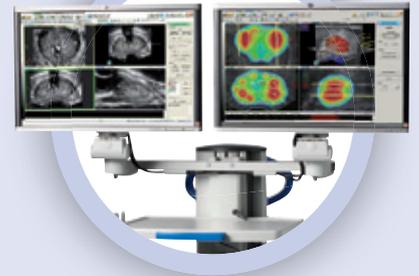
considerable del tiempo necesario para las verificaciones sin merma alguna en la calidad de las mismas.

## Bibliografía

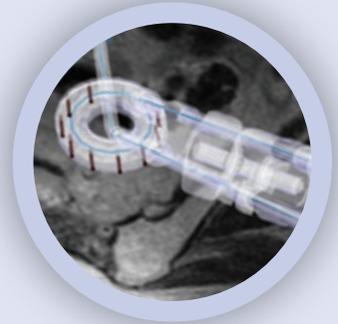
1. K.Otto. Volumetric modulated arc therapy: IMRT in a single arc. *Med Phys.* 2008;35:310-7.
2. Ling C, Zhang P, Archambault Y, Bocanek J, Grace G, Phil M et al. Commissioning and quality assurance of RapidArc radiotherapy delivery system. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;72:575-81.
3. Kutcher G, Coia L, Gillin M, Hanson W. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994;21:581-618.
4. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G. AAPM Radiation Therapy committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25:1773-829.
5. Grégoire V, Mackie R, De Neve W, Gospodarowicz M, Purdy J, van Herk M et al. Prescribing, recording and reporting Photon beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). *Journal of the ICRU Vol 10 No 1 (2010) Report 83.* Oxford University Press.
6. Ezzell G, Burmeister J, Dogan N, LoSasso T, Mechalakos J, D Mihailidis et al. Report from AAPM Task Group 119: IMRT commissioning. *Med Phys* 2003;8:2089-115.
7. Ezzell G, Galvin J, Low D, Palta J, Rosen I, Sharpe M et al. Clinical implementation of IMRT. *Med Phys* 2009;36:5359-73.
8. Esch V, Bohsung J, Sorvari P, Tenhunen M, Paiusco M, Iori M et al. Acceptance test 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.
9. LoSasso T, Chui C, Ling C. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys* 2001;28:2209-19.
10. Van Esch A, Huyskens D, Behrens C, Samsøe E, Sjölin M, Bjelkengren U et al. Implementing RapidArc into clinical routine: A comprehensive program from machine QA to TPS validation and patient QA. *Med Phys* 2011;38:5146-66.

11. 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;35:3825-37.
12. Allgaier B, Schüle E, Würfel J. Dose reconstruction in the Octavius 4D phantom and in the patient without using dose information from the TPS. White Paper October 2013. PTW-Freiburg Physikalisch Werkstätten; D913.200.06/00.
13. Martens C, De Wagter C, De Neve W. The value of the PinPoint ion chamber for characterization of small field segments used in intensity-modulated radiotherapy. *Phys Med Biol* 2000;45:2519-30.
14. Nelms B, Rasmussen K, Tomé W. Evaluation of a fast method of EPID-based dosimetry for intensity-modulated radiation therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2010;11:3185.
15. Grattan M, McGarry C. Mechanical characterization of the Varian Exact-arm and R-arm support systems for eight aS500 electronic portal imaging devices. *Med Phys*. 2010;37:1707-13.
16. Canavos G. Probabilidad y Estadística. Aplicaciones y Métodos. Editorial McGraw Hill. 2003.
17. Manzano V. Inferencia Estadística. Aplicaciones con SPSS/PC+. Editorial Ra-Ma. 1995.
18. Podgorsak EB. Review of Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA. Vienna 2003.

# Committed to Brachytherapy, today and for the future



● **Prostate Solution**  
Seamless integration



● **Oncentra® Brachy 4.1**  
Right on target, right every time



● **Vaginal CT/MR  
Multi Channel Applicator**  
Precise Dose Delivery Solution



## There's more to Nucletron

Nucletron's commitment to brachytherapy ensures you have the latest innovations in precision radiotherapy treatment for your patients. Our aim is to provide you with all-in-one solutions for many body sites, alongside a full range of service and support.

[www.aboutbrachytherapy.com](http://www.aboutbrachytherapy.com) [www.nucletron.com](http://www.nucletron.com)



**Nucletron**  
AN ELEKTA COMPANY