

# Análisis dosimétrico y verificación de tratamientos VMAT en aceleradores gemelos

## Dosimetric analysis and verification measurement of VMAT treatment in twins linacs

**Alba Obesso de Diego, Carlos Ferrer Gracia, Concepción Huertas Martínez, Ana Morcillo García, Rodrigo Plaza Núñez**

Servicio de Radiofísica y Radioprotección, Hospital Universitario la Paz, Paseo de la Castellana, 261, 28046 Madrid

Fecha de Recepción: 29/07/2020 - Fecha de Aceptación: 07/01/2021

La gestión de los tratamientos en radioterapia se ve mejorada si existe la posibilidad de tratar a un paciente indistintamente en diferentes aceleradores sin necesidad de realizar cambios en el plan de tratamiento. Para que esto sea posible, las características dosimétricas y mecánicas de los aceleradores deben ser suficientemente semejantes. El objetivo de este trabajo es verificar que los aceleradores lineales de electrones Elekta Synergy e Infinity, ambos instalados en nuestro centro, con haces de fotones de 6 MV de energía, filtro aplanador y cabezal Agility, pueden considerarse gemelos. Para ello, se miden distintos parámetros dosimétricos en el acelerador Infinity para compararlos posteriormente con los obtenidos previamente en la puesta en marcha del acelerador Synergy. También se evalúa la calidad de varios tratamientos VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) a través del análisis gamma (3%/2 mm). La diferencia obtenida fue menor de un 2% en todos los parámetros de calidad del haz y menor de un 3% entre los análisis gamma de los tratamientos VMAT medidos en ambos aceleradores. Se confirma la posibilidad de utilizar el mismo modelado para ambos aceleradores lo que permite impartir un tratamiento en uno u otro indistintamente.

**Palabras clave:** Emparejamiento, verificación dosimétrica, tratamientos VMAT, análisis gamma.

The management of radiotherapy treatments is improved if there is the possibility of treating a patient indistinctly in different linacs without having to make changes to treatment plan. To make this possible, the dosimetric and mechanical characteristics of the linacs must be the same. The purpose of this work was to verify that the Elekta Synergy and Infinity linacs, both with 6 MV photon beam, flattening filter and Agility treatment head, can be considered twins. For this purpose, different dosimetric parameters were measured in the Infinity which were compared later with the Synergy linac acceptance tests. Finally, the quality of the VMAT (*Volumetric Modulated Arc Therapy*) treatments was evaluated through gamma analysis (3%/2 mm). A good concordance has been observed regarding the dosimetric parameters analyzed and the gamma analysis of the VMAT treatments. Specifically, the difference obtained was < 2% in all the beam quality parameters and < 3% in all the VMAT treatments. The possibility of using the same modeling for both linacs is confirmed, which allows to treat in one or the other interchangeably.

**Key words:** Beam matching, dosimetric verification, VMAT treatments, gamma analysis.

## Introducción

El aumento de la carga de trabajo de los servicios de Radioterapia causado principalmente por el envejecimiento de la población y por haberse convertido en la primera vía de tratamiento de distintas patolo-

gías, motiva a los hospitales a ampliar el número de unidades de tratamiento.<sup>1</sup> Los avances tecnológicos de estos equipos, así como de la complejidad de los tratamientos de radioterapia, provoca un aumento del tiempo requerido para realizar los diferentes controles de calidad lo que, unido a posibles averías, puede

\*Correspondencia: ALBA.OBESSODEDIEGO@osakidetza.eus

<https://doi.org/10.37004/sefm/2021.22.1.002>

provocar la interrupción de los ciclos de tratamiento.<sup>2</sup> Contar con dos aceleradores lineales de electrones gemelos, con el mismo sistema de planificación (TPS, *Treatment Planning System*) y misma red de registro y verificación, será de gran utilidad para los servicios de Oncología Radioterápica, de tal manera que si alguno de ellos sufre una avería repentina no sea necesaria la interrupción de todos los tratamientos, sino que estos se derivarán a la máquina que continúe disponible.

Recientemente fue instalado en el centro hospitalario un acelerador Infinity (Elekta AB, Estocolmo, Suecia). Durante la puesta en marcha, se decidió realizar un emparejamiento con el acelerador Synergy también de Elekta\*, ya en uso en el Servicio, de manera que su modelado en el sistema de planificación para el cálculo dosimétrico fuera válido en ambos aceleradores. Con este propósito, se recopilaron numerosas publicaciones relacionadas con el emparejamiento de aceleradores,<sup>2-9</sup> siendo cada una de ellas sutilmente diferentes. Autores como Sjöström *et al.*<sup>2</sup> realizaban un análisis de dosimetría física y clínica únicamente para campos de tamaños estándar ( $> 5 \times 5 \text{ cm}^2$ ).<sup>2,6,7</sup> Otros como Bhangle *et al.*<sup>4</sup> realizaban también ambos análisis pero centrándose en tratamientos de IMRT (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) o 3DRT (Radioterapia Conformada en Tres Dimensiones),<sup>2,3</sup> y aún en el caso de evaluar tratamientos VMAT como Fenoglietto *et al.*,<sup>5</sup> empleaban únicamente detectores 2D para sus verificaciones.<sup>2-7,9</sup> Por último, los dos artículos más actuales encontrados fueron el de Xu *et al.*,<sup>8</sup> en el cual se realiza un amplio análisis del emparejamiento en dosimetría física y clínica, analizando tratamientos VMAT con un detector en 3D, pero centrándose exclusivamente en el estudio de campos pequeños ( $\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$ );<sup>10</sup> y el trabajo de Latala *et al.*,<sup>9</sup> que valora la posibilidad de emparejar un acelerador TrueBeam con dos Clinacs (V4 y V5) empleando campos predefinidos por el fabricante de los mismos (Varian Medical System, Palo Alto CA, EEUU).

En este trabajo se comprueba el emparejamiento de nuestros aceleradores realizando un análisis similar al trabajo de Xu *et al.*,<sup>8</sup> pero contando con un mayor número de tratamientos, así como con un mayor rango en el tamaño de los campos y lesiones evaluadas. Por lo tanto, hasta donde sabemos, es el primer trabajo que evalúa tanto la dosimetría física como clínica en un rango completo de tamaños de campo, midiendo y evaluando en ambos aceleradores con un detector 3D campos predefinidos y tratamientos muy diversos planificados en VMAT.

## Materiales y métodos

El hospital cuenta con los aceleradores Synergy e Infinity de Elekta, ambos provistos de cabezal Agility (80 pares de láminas de 5 mm de anchura), sistema operativo Integrity R3.0, energía de fotones de 6 MV y filtro aplanador. Los datos obtenidos durante la puesta en marcha<sup>11</sup> del acelerador Synergy fueron seleccionados como referencia para realizar el emparejamiento con el Infinity. Se compararon las características del haz tanto para campos pequeños como estándar de ambos aceleradores, empleando los valores de tolerancias recomendadas por la AAPM TG-142.<sup>12</sup> A continuación, debido a la complejidad de los tratamientos de VMAT frente a los de IMRT o 3DCRT, fueron verificados con un detector 3D la precisión de los aceleradores Synergy e Infinity a la hora de realizar un tratamiento clínico optimizado,<sup>13</sup> teniendo en cuenta todo tipo de lesiones y técnicas implantadas en el centro hospitalario (radioterapia esterotáctica corporal, próstatas, pulmones, etc.). Para realizar las comparaciones y las representaciones gráficas del presente artículo fue empleado el programa Microsoft Excel (2010).

## Análisis dosimétrico

Para realizar el emparejamiento dosimétrico, se realizaron en el acelerador Infinity, las medidas que en su momento fueron necesarias para la realización del modelado del sistema de planificación<sup>†</sup>. Para ello, se midieron en haces de fotones de 6 MV: rendimientos de dosis en profundidad (PDD, *Percentage Depth Dose*) de 12 campos de tamaños comprendidos entre  $1 \times 1 \text{ cm}^2$  y  $35 \times 35 \text{ cm}^2$ , perfiles de 5 campos con tamaños comprendidos entre  $2 \times 2 \text{ cm}^2$  y  $30 \times 30 \text{ cm}^2$  a diferentes profundidades, dosis de referencia, factor de cuña, factores de campo, y la transmisión de las láminas.

Los PDDs y perfiles fueron medidos utilizando el maniquí de agua Blue Phantom y *software* OmniPro Accept 7.4 (IBA Dosimetry, Schwarzenbruck, Alemania), cuya resolución es de 0.1 mm para PDDs y 0.01 para el cálculo del índice de calidad. Los PDDs de tamaños de campo menores o iguales de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  se midieron con el diodo sin blindaje EFD<sup>3G</sup> (IBA Dosimetry) de 0.06 mm de volumen activo, mientras que para tamaños mayores de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  se empleó una cámara plano-paralela PPC40 (IBA Dosimetry)<sup>14</sup> de  $0.4 \text{ cm}^3$  de volumen activo<sup>‡</sup>. La calidad del haz fue evaluada a partir del índice de calidad  $Q_i$  o  $\text{TPR}_{20/10}$

\* *Precise Treatment System Customer acceptance test part no 4513370187004*. Stockholm, Sweden: Elekta Oncology System limited, Elekta UK; 2003. *Elekta Digital Linear Accelerator, Customer Acceptance Tests for: Elekta Infinity, Document ID: 1503568 02*.

† *Monaco Beam Data Collection Worksheets*.

‡ *For Relative and Absolute Dosimetry Ionization Chambers and Diode Detectors iba-dosimetry.com*.

(de las siglas en inglés *Tissue-Phantom Ratio*) medido en agua, para un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , a una distancia fuente superficie de 100 cm y definido en el TRS-398<sup>15</sup> como:

$$Q_i = 1.2661 \cdot \frac{\text{PDD}_{20}}{\text{PDD}_{10}} - 0.0595 \quad (1)$$

siendo  $\text{PDD}_{20}$  y  $\text{PDD}_{10}$  los valores del PDD a las profundidades de 20 y 10 cm.

Para las medidas de los perfiles se utilizó en todos los tamaños de campo y profundidades el diodo EFD<sup>3G</sup> y se evaluaron tanto la planitud como la simetría de cada uno de ellos. Las medidas de la dosis absorbida en condiciones de referencia y el factor de cuña se realizaron con una cámara de ionización tipo Farmer sumergible en agua FC65G con  $0.65 \text{ cm}^3$  de volumen activo (IBA Dosimetry). Ambos equipos están calibrados para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , una distancia fuente superficie de 100 cm de tal manera que 100 UM equivalgan a 100 cGy a la profundidad de máxima dosis. El factor de cuña fue medido para 3 tamaños de campo diferentes ( $10 \times 10$ ,  $20 \times 20$  y  $30 \times 30 \text{ cm}^2$ ).

Los factores de campo del acelerador Infinity fueron medidos para 12 tamaños de campo cuadrados y con diferentes equipos de medida para poder realizar una comparación entre estos. Se utilizaron diodos de fotones con blindaje PFD<sup>3G</sup> y sin blindaje EFD<sup>3G</sup> (IBA Dosimetry), las cámaras de ionización FC65G (volumen activo de  $0.65 \text{ cm}^3$ ), CC01 (volumen activo de  $0.01 \text{ cm}^3$ ), CC04 (volumen activo de  $0.04 \text{ cm}^3$ ) y CC13 (volumen activo de  $0.13 \text{ cm}^3$ ) (IBA Dosimetry), y por último película radiocrómica<sup>16</sup> Gafchromic RTQA2<sup>TM</sup> (International Specialty Products, NJ, USA)<sup>§</sup>. Para la lectura dosimétrica de películas radiocrómicas se empleó el *software* FilmQA Pro 2016 (Ashland Inc., NJ, USA). En el caso de campos considerados campos pequeños ( $\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$ ) se introdujo el factor de corrección<sup>10</sup> correspondiente a cada detector empleado ( $K$ ) y la corrección por la medida del  $S_{cp}$  del campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ :

$$S_{cp} = S_{cp \ 5 \times 5 \text{ CC13}} \cdot \frac{q_i}{q_{5 \times 5}} \cdot K \quad (2)$$

donde  $S_{cp \ 5 \times 5 \text{ CC13}}$  es el factor de campo medido con la cámara CC13 en el campo de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$ ,  $q_i$  la carga recolectada en el campo con el detector  $i$  y  $q_{5 \times 5}$  la carga recolectada en el campo  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  con el detector  $i$ . En el Synergy, los  $S_{cp}$  en campos menores o iguales a  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  fueron medidos con el diodo IBA EFD<sup>3G</sup> y para tamaños de campo mayores a  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  con la

cámara de ionización CC13. Por lo tanto, para realizar la comparación entre aceleradores, fueron recopilados los resultados obtenidos de manera equivalente en el Infinity.

El tamaño de campo de radiación se verificó con el equipo MapCheck<sup>TM</sup> (Sun Nuclear Corporation, Melbourne FL, EEUU) cuya resolución es de 0.7 mm.

Por último, se midió la transmisión del colimador multilamina irradiando con el campo abierto ( $40 \times 40 \text{ cm}^2$ ) 300 UM y con el campo cerrado 3000 UM sobre una película radiocrómica situada bajo 1.5 cm de RW3 (Poliestireno equivalente al agua).

## Verificación tratamientos VMAT

Con el objetivo de evaluar el correcto modelado y funcionamiento del colimador multilamina y la correcta realización de tratamientos VMAT, se simularon diferentes campos en el sistema de planificación Monaco v. 5.11.02 (Elekta), a partir del modelado realizado para el acelerador Synergy. Posteriormente, fueron medidos en ambas máquinas con el maniquí cilíndrico ArcCheck<sup>TM</sup> (Sun Nuclear Corporation) cuya resolución en 1D es de 1 cm y en 3D es de 0.8 mm, y comparados con los campos planificados a través del análisis gamma<sup>13</sup> (3%/ 2 mm y 10% de umbral en dosis absoluta). El programa de análisis utilizado fue SNC Patient versión 6.1. (Sun Nuclear Corporation).

En primer lugar, fueron verificados 8 campos predefinidos en el acelerador: 3ABUT, 7SEC, FOURL, DMLC, HIMRT y HDMLC<sup>¶</sup>;  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ;  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ . Y en segundo lugar, fueron medidos 43 tratamientos completos de pacientes: 6 SBRT (*Stereotactic Body Radiotherapy*), 9 próstatas, 10 ORL (lesiones tumorales derivadas de otorrinolaringología), 9 pulmones, 5 cérvix, 1 columna, 1 hígado, 1 inguinal y 1 radiocirugía.

En la tabla 1 se indica un resumen del equipamiento empleado en cada una de las medidas, junto con la geometría de estas.

## Resultados

### Análisis dosimétrico

A continuación, se muestran los resultados de la comparación de los datos medidos durante la puesta en marcha del acelerador Infinity respecto a los obtenidos en las medidas del estado de referencia inicial del acelerador Synergy.

<sup>§</sup> Gafchromic<sup>TM</sup> RTQA2 film. State-of-the-art processor-less film for QA and commissioning of equipment in the contemporary RT environment.

<sup>¶</sup> Monaco Technical Reference. Post Modeling Adjustment of MLC Parameters. Document ID: LRMMON0003.

**Tabla 1.** Resumen del equipamiento empleado en las medidas, junto con la geometría de éstas.

Medida	Equipamiento	Geometría		
		SSD (cm)	Profundidad (cm)	Tamaños de campo (cm <sup>2</sup> )
<b>PDD</b>	Diodo: EFD3G (campos $\leq 5 \times 5$ cm <sup>2</sup> ) Cámara: PPC40 (campos $> 5 \times 5$ cm <sup>2</sup> )	100	—	1 $\times$ 1; 2 $\times$ 2; 3 $\times$ 3; 4 $\times$ 4; 5 $\times$ 5; 10 $\times$ 10; 15 $\times$ 15; 20 $\times$ 20; 25 $\times$ 25; 30 $\times$ 30; 35 $\times$ 35
<b>Perfiles</b>	EFD <sup>3G</sup>	100	1.5; 10; 20; 30	2 $\times$ 2; 5 $\times$ 5; 10 $\times$ 10; 20 $\times$ 20; 30 $\times$ 30
<b>Dosis absorbida</b>	Cámara Farmer: FC65-G Electrómetro: Wellhofer-Scanditronix.DOSE1	100	10	10 $\times$ 10
<b>Factor de cuña</b>	Cámara Farmer FC65-G Electrómetro: Wellhofer-Scanditronix.DOSE1	100	10	10 $\times$ 10; 20 $\times$ 20; 30 $\times$ 30
<b>Factores de campo</b>	Diodos: PFD <sup>3G</sup> ; EFD <sup>3G</sup> Cámaras: FC65-G; CC01; CC04; CC13 Película radiocrómica: GafChromic RTQA2 Electrómetro: Wellhofer-Scanditronix.DOSE1	100	10	0.5 $\times$ 0.5*; 1 $\times$ 1**; 2 $\times$ 2; 3 $\times$ 3; 4 $\times$ 4; 5 $\times$ 5; 7 $\times$ 7; 10 $\times$ 10; 15 $\times$ 15; 20 $\times$ 20; 30 $\times$ 30; 40 $\times$ 40
<b>Tamaños de campo de radiación</b>	MapCHECK 3 - Sun Nuclear Corporation			5 $\times$ 5; 10 $\times$ 10; 20 $\times$ 20
<b>Factor de transmisión</b>	Película radiocrómica: GafChromic RTQA2	100	1.5	40 $\times$ 40 y cerrado
<b>Verificación de campos VMAT</b>	ArcCHECK & 3DVH - Sun Nuclear Corporation			

\*El campo 0.5  $\times$  0.5 cm<sup>2</sup> sólo se mide con película radiocrómica.

\*\*En el documento TRS-483<sup>10</sup> no se indica el factor de corrección para el campo de 1  $\times$  1 cm<sup>2</sup> con la cámara CC13 por lo que no se ha incluido el correspondiente valor de S<sub>cp</sub> en el trabajo.

## PDDs

En la tabla 2 se muestran los resultados numéricos obtenidos. Analizando los índices de calidad Q<sub>i</sub> se obtiene una diferencia media de -0.14% en todos los campos, encontrando una mayor diferencia de -0.67% para el campo de 3  $\times$  3 cm<sup>2</sup>. En el caso del PDD<sub>10</sub> se obtiene una diferencia promedio de 0.23%, siendo todas < 1%. La tolerancia indicada en el TG-142<sup>12</sup> para ambas magnitudes es de  $\pm$  1%.

## Perfiles

Fueron evaluadas tanto la planitud como la simetría de cinco campos cuadrados: 2  $\times$  2, 5  $\times$  5, 10  $\times$  10, 20  $\times$  20 y 30  $\times$  30 cm<sup>2</sup>, a las profundidades de 1.5, 10, 20 y 30 cm. Se observa una discrepancia en todos los campos, ejes y profundidades menor de 1.5% en la planitud, y de 1% en la simetría, obteniendo una diferencia promedio de 0.4% y 0.3% respectivamente. Las tolerancias recomendadas son de  $\pm$  1%<sup>12</sup> para ambas

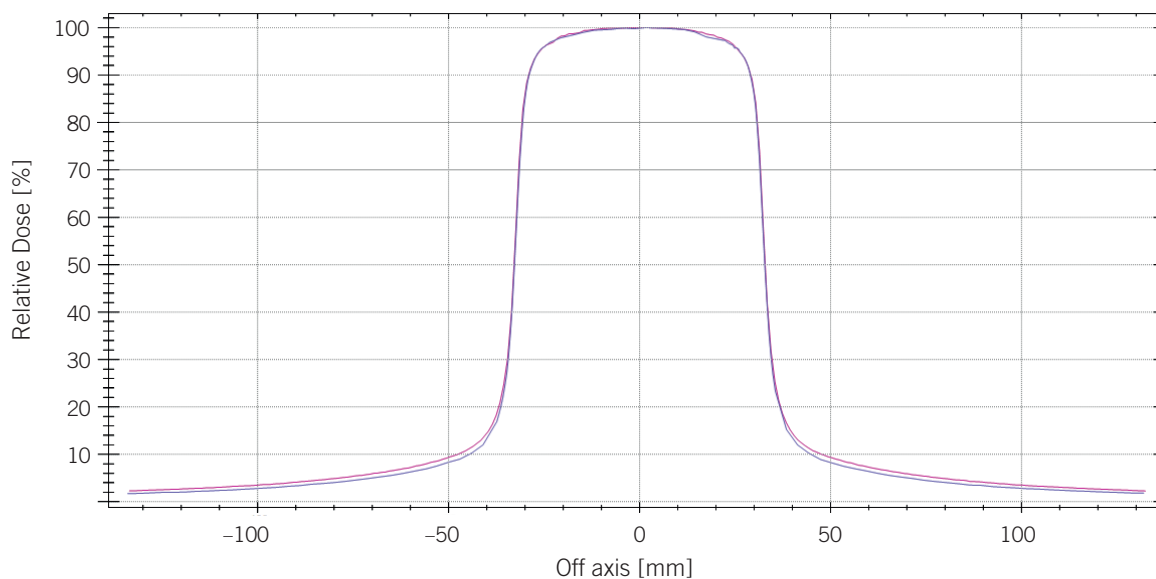
**Tabla 2.** Resultados de las medidas de PDD<sub>10</sub> (%) y Q<sub>i</sub>.

Campo (cm <sup>2</sup> )	PDD <sub>10</sub> (%)			Q <sub>i</sub>		
	Infinity	Synergy	Diferencia (%)	Infinity	Synergy	Diferencia (%)
1 × 1	59.30	58.60	0.7	0.6301	0.6264	-0.60
2 × 2	60.30	60.70	0.4	0.6276	0.6267	-0.14
3 × 3	62.20	62.20	0.0	0.6389	0.6346	-0.67
4 × 4	63.80	63.60	0.2	0.6452	0.6432	-0.31
5 × 5	64.80	64.60	0.2	0.6517	0.6480	-0.57
7 × 7	65.80	66.00	0.2	0.6623	0.6637	0.21
10 × 10	67.50	67.60	0.1	0.6836	0.6822	-0.21
15 × 15	69.20	69.30	0.1	0.7053	0.7060	0.10
20 × 20	70.20	70.40	0.2	0.7232	0.7264	0.44
25 × 25	70.80	71.10	0.3	0.7345	0.7347	0.03
30 × 30	71.50	71.60	0.1	0.7420	0.7433	0.17
35 × 35	71.80	72.00	0.2	0.7521	0.7512	-0.13

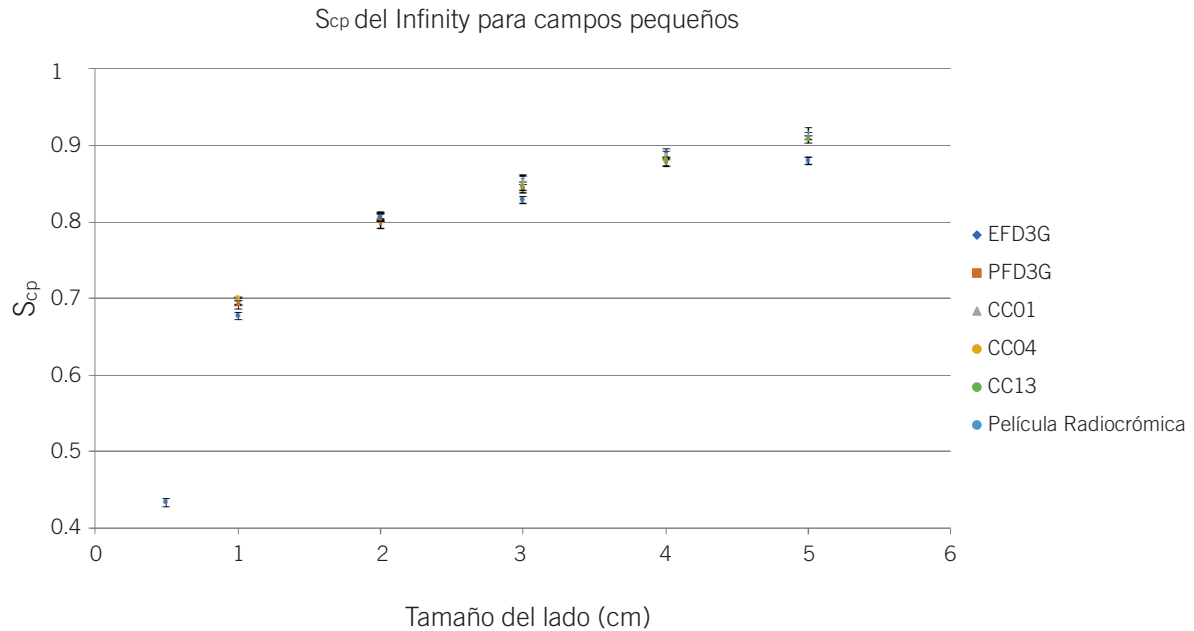
magnitudes, por lo tanto en el caso de la planitud los resultados están ligeramente fuera de tolerancia para algunos tamaños de campo. En la Fig. 1 se muestran los perfiles en ambos aceleradores del campo de 5 × 5 cm<sup>2</sup> en dirección longitudinal a 30 cm de profundidad.

**Factor de cuña**

Se obtiene una diferencia entre aceleradores de < 0.5% con cuña de 60°, siendo la tolerancia de un ± 2%.<sup>12</sup>



**Fig. 1.** Superposición de perfiles normalizados del campo de 5 × 5 cm<sup>2</sup>, en dirección longitudinal y profundidad de 30 cm. En rosa se representa el resultado de la medida en el Infinity y en azul la del Synergy.

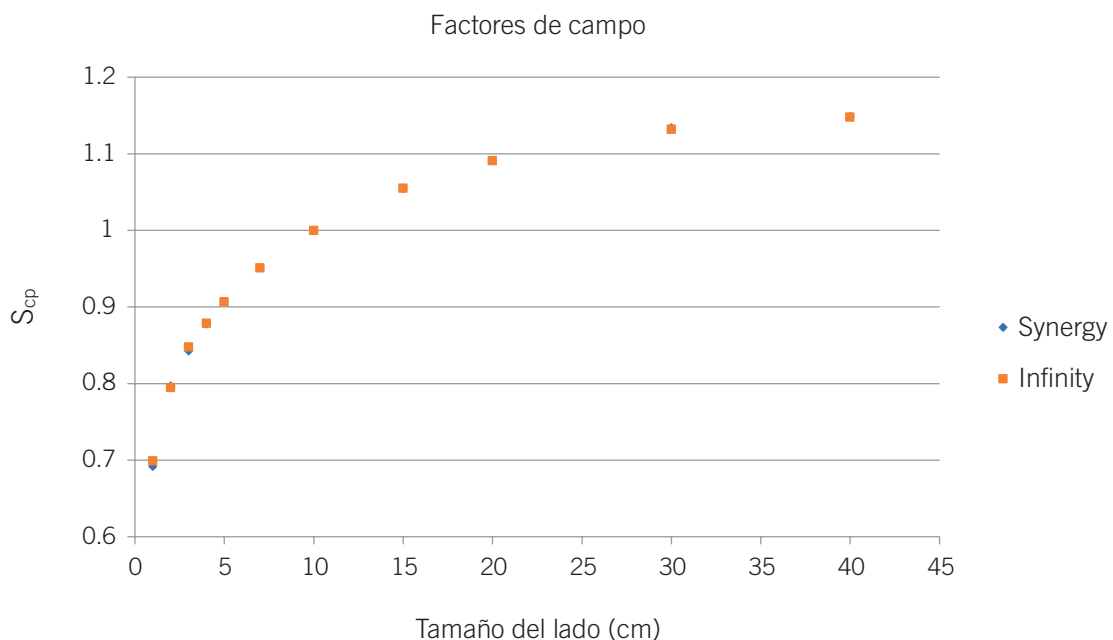


**Fig. 2.** Relación entre los factores de campo del Infinity para campos pequeños y el tamaño del lado del campo cuadrado irradiado.

### Factores de campo

Los factores de campo del acelerador Infinity para campos pequeños ( $\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$ ) junto a sus incertidumbres<sup>18</sup> se muestran en la Fig. 2.

El diodo EFD<sup>3G</sup> es considerado uno de los detectores más indicados para obtener dichos valores,<sup>10</sup> y por tanto su medida fue la empleada como referencia para la comparación con el resto de dispositivos, obteniendo una mayor diferencia con el diodo PFD<sup>3G</sup> ( $< 1.5\%$ ) y una menor con la cámara CC01 ( $< 0.59\%$ ).



**Fig. 3.** Relación entre los factores de campo del Synergy e Infinity respecto del tamaño del lado del campo cuadrado irradiado. Fueron medidos con el diodo EFD<sup>3G</sup> en campos  $\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$  y con cámara de ionización CC13 en el resto de campos.

**Tabla 3.** Resultados de la medida del tamaño de campo de radiación realizadas con MapCHECK.

Campo (cm <sup>2</sup> )	Synergy		Infinity		Diferencia en X (%)	Diferencia en Y (%)
	X (cm)	Y (cm)	X (cm)	Y (cm)		
5 × 5	5.03	5.03	4.99	4.99	0.79	0.79
10 × 10	9.96	10.06	9.97	10.00	-0.10	0.60
20 × 20	19.93	19.97	19.95	19.96	-0.10	0.05

De los dispositivos empleados, la película radio-crómica debido a sus características físicas es el único que permite medir el factor de campo de  $0.5 \times 0.5 \text{ cm}^2$ , obteniendo un valor de 0.43 y una diferencia media en todos los campos menor de 2.66% respecto al diodo de referencia. Sin embargo, este valor no fue medido en la puesta en marcha del Synergy por lo que será objeto de posteriores estudios.

La Fig. 3, muestra los resultados de los factores de campo de ambos aceleradores. La diferencia observada entre ellos, tanto para campos pequeños ( $\leq 5 \times 5 \text{ cm}^2$  medidos con el diodo IBA EFD<sup>3G</sup>) como para el resto (medidos con la cámara de ionización CC13), es menor del 1% en todos los tamaños de campo. Las tolerancias indicadas en el TG-142<sup>12</sup> son de  $\pm 2\%$  para campos menores de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$  y de un 1% para mayores o iguales de  $4 \times 4 \text{ cm}^2$ , por lo tanto los resultados estarían dentro de tolerancia.

### Tamaño del haz de radiación

En la tabla 3 se muestran los resultados de los respectivos tamaños de campo medidos con el equipo MapCheck y las diferencias entre aceleradores. En los tres tamaños de campo evaluados se obtienen diferencias menores del 1% entre ambos aceleradores.

### Transmisión

Se obtiene un factor de transmisión para el acelerador Infinity de 0.6%, que difiere en 0.1% respecto al del Synergy. De nuevo los resultados están dentro de las tolerancias recomendadas en el TG-142 para el factor de transmisión ( $\pm 0.5\%$ ).<sup>12</sup>

### Dosis de referencia

En el acelerador Infinity se obtiene una tasa de dosis en agua de 0.673 cGy/UM que difiere en menos de un 0.9% con la tasa del Synergy, siendo la tolerancia recomendada de  $\pm 1\%$ .<sup>12</sup>

## Verificación de tratamientos VMAT

### Campos predefinidos: 3ABUT; 7SEC; FOURL; DMLC; HIMRT; HDMLC; $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ; $20 \times 20 \text{ cm}^2$

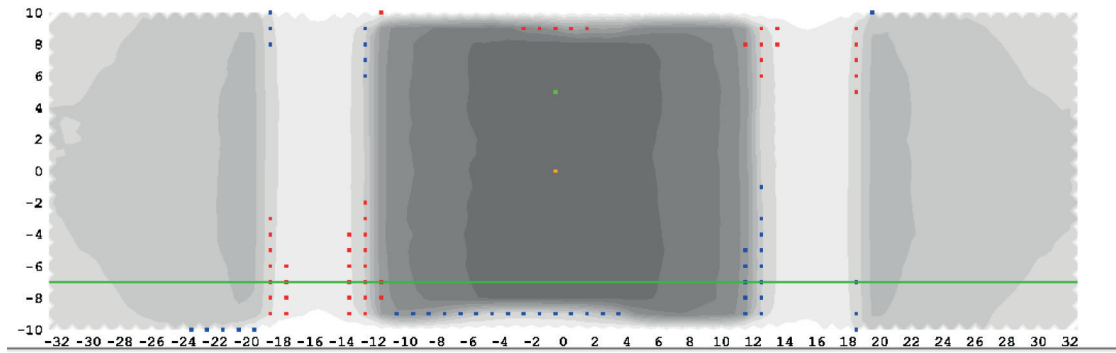
El resultado de comparar las medidas en los aceleradores Synergy e Infinity con los campos planificados en términos de análisis gamma 3%/2 mm es mayor de 93% en todos los casos. Y únicamente en uno de los ocho campos medidos este análisis es mayor en el Synergy que en el Infinity. Por último, existe una buena correlación<sup>19</sup> entre los resultados del análisis gamma entre ambos aceleradores, resultando una correlación de  $R^2 = 0.92$ .

Para comparar las medidas de los dos aceleradores, el *software* de análisis calcula la diferencia de dosis absoluta entre los resultados de los respectivos diodos de una y otra medida. En este caso la mayor diferencia se da para el campo de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , donde el 93% de los diodos del ArcCheck miden una dosis que difiere en menos de 3%. En el resto de campos comparados, más del 95% de sus diodos miden dosis con una diferencia menor del 3%. En la Fig. 4 se muestra el resultado de la comparación del campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ .

### Tratamientos VMAT de pacientes

Todos los tratamientos excepto uno medido en el Synergy (que representa aproximadamente el 1% del total de tratamientos medidos) cumplen los límites de acción recomendadas en el TG- 218.<sup>13</sup> El 9% de los tratamientos están entre el 90 y 95% en el análisis gamma, mientras que el 90% cumplen el límite de tolerancia (índice gamma  $\geq 95\%$ ).<sup>13</sup> Como se muestra en la Fig. 5, existe una buena correlación<sup>19</sup> entre los resultados del test en ambos aceleradores, obteniendo un  $R^2$  de 0.78. La diferencia máxima del test gamma resultante entre los aceleradores fue de 2.9% para un tratamiento de próstata. Sin embargo, en promedio, la diferencia fue del 0.94% para todos los tratamientos y un 0.72% en el caso únicamente de las SBRT. En la Fig. 6, se representan los resultados del análisis de los





**Fig. 4.** Resultado de la medida realizada con ArcCheck y proporcionada por el *software* SNC Patient. La imagen muestra en un solo plano la superficie cilíndrica del ArcCheck, representado en ambos ejes las coordenadas de los diodos que recorren dicha superficie. En concreto se representa la comparación del campo  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , donde el 93% de los diodos miden dosis  $< 3\%$  de diferencia entre ambos aceleradores. La escala de grises nos indica de más oscuro a más claro la mayor y menor incidencia de radiación. Por último, los puntos rojos y azules representan los diodos que miden más o menos respectivamente de un 3% de la dosis en el Infinity que en el Synergy.

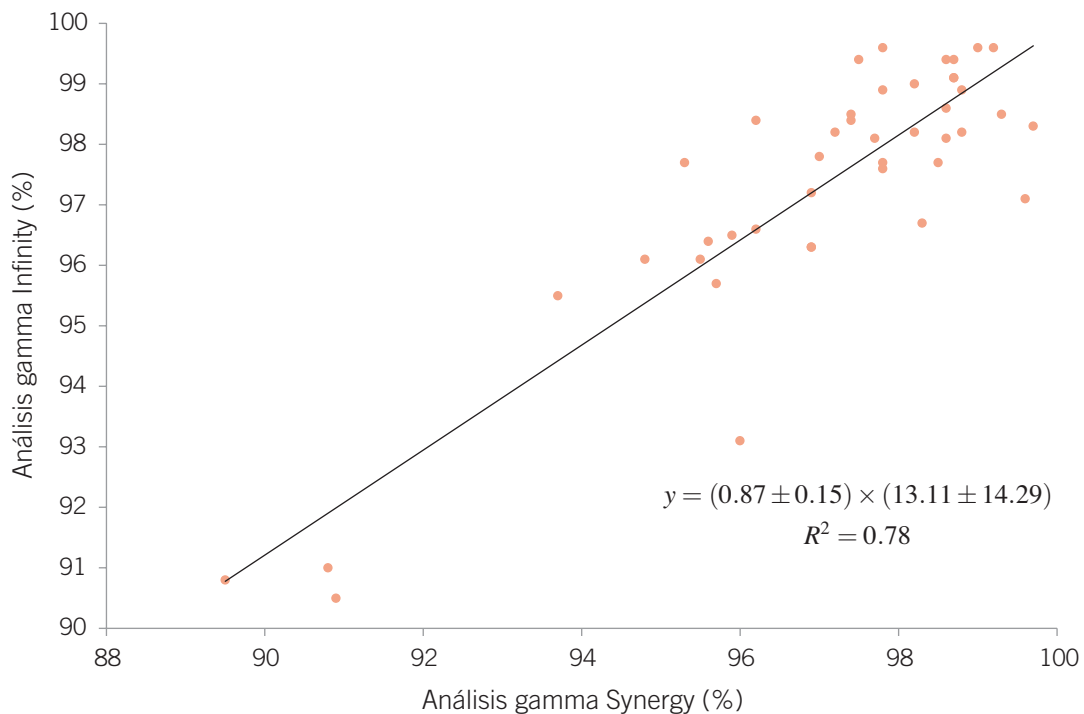
43 tratamientos obtenidos para ambos aceleradores, de los cuales, en el 63% de los casos, el resultado del test es mayor para los medidos en el acelerador Infinity.

## Discusión

En base a la bibliografía existente, se puede considerar que las medidas de dosimetría física realizadas

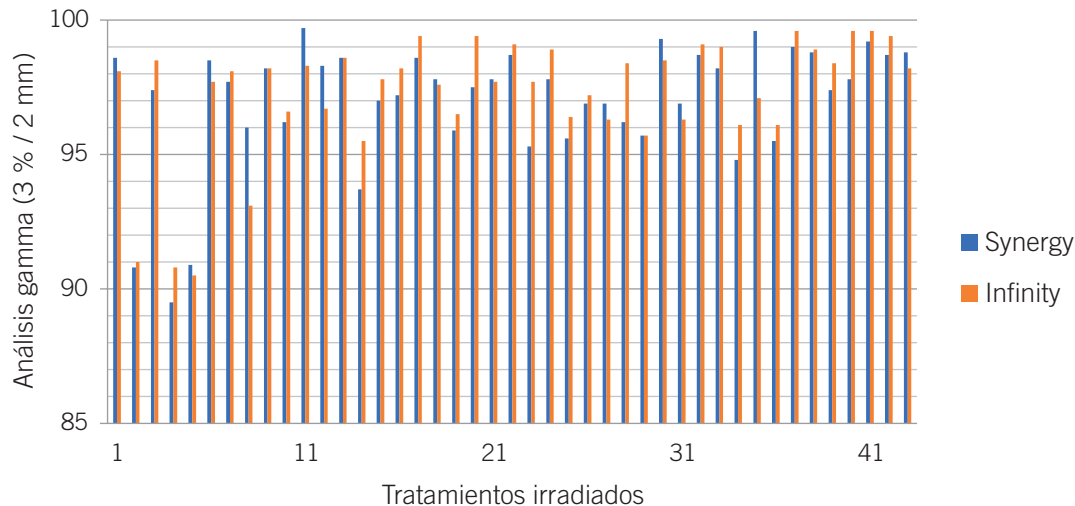
son adecuadas para la comparación de aceleradores lineales, ya que de esta manera se comprueba la similitud de los parámetros físicos involucrados en el modelado del planificador.

En el trabajo de la AAPM TG-142<sup>12</sup> se recomiendan tolerancias para la posible deriva respecto del estado de referencia inicial (ERI). En el presente artículo, se ha tomado como referencia el ERI del acelerador Synergy



**Fig. 5.** Relación lineal existente entre los análisis gamma obtenidos de medir con ArcCheck 43 tratamientos reales en ambos aceleradores.





**Fig. 6.** Diagrama de barras que muestra los resultados del análisis gamma para 43 tratamientos medidos en ambos aceleradores. En el eje y se representan los resultados del análisis y en el eje x los 43 tratamientos.

para evaluar el emparejamiento con el acelerador Infinity. La mayoría de los resultados cumplen con las tolerancias del TG-142.<sup>12</sup> Se observan pequeñas desviaciones en la planitud ( $> 1\%$ ), posiblemente debido a que la velocidad de adquisición de los datos en el Infinity fue mayor y por lo tanto más ruidosa. El cambio en la velocidad de adquisición se debió a la disponibilidad de un menor tiempo de medidas ya que los datos no se iban a emplear para modelar el planificador sino únicamente para comparar los resultados con el acelerador Synergy.

Comparando los resultados del análisis de calidad del haz con otros autores observamos que respecto al factor de calidad y los PDDs, Sjöström *et al.*,<sup>2</sup> Attalla *et al.*,<sup>3</sup> Bhangle *et al.*<sup>4</sup> y Xu *et al.*<sup>8</sup> muestran resultados equivalentes a los de este trabajo. Bhangle *et al.*<sup>4</sup> y Xu *et al.*<sup>8</sup> obtienen también una diferencia similar respecto a la planitud y simetría en todos los campos. Las diferencias obtenidas en los factores de campo son mayores que los de Fenoglietto *et al.*,<sup>5</sup> posiblemente debido a los diferentes equipos empleados. Por último, los tamaños del haz de radiación son similares a los resultados de Attalla *et al.*,<sup>3</sup> Treutwein *et al.*<sup>7</sup> y Bhangle *et al.*<sup>4</sup> y un 1% menores que los de Ashokkumar *et al.*,<sup>6</sup> estos porcentajes se ven afectados por los distintos tamaños de campo evaluados en cada artículo y por la resolución de los equipos de medida empleados. En la tabla 4 se muestra un resumen de los resultados reportados por cada autor.

Los resultados de comparar distintos dispositivos con la película radiocrómica al medir el factor de campo para campos menores o iguales a  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  son similares a los de la bibliografía estudiada.<sup>16,20-22</sup> Sin embargo, no se han encontrado resultados publicados

en las condiciones de medida del presente trabajo, es decir, en un maniquí de agua y para campos cuadrados en un acelerador Infinity. A raíz de los resultados presentados y los estudiados en la bibliografía, se puede afirmar que la película radiocrómica se presenta como una buena alternativa para evaluar los campos pequeños y será objeto de posteriores estudios.

Respecto a la comparación entre la planificación de los campos VMAT predefinidos y sus correspondientes medidas, en todos los casos se cumple la tolerancia para el límite de acción recomendado en el TG-218,<sup>13</sup> sin embargo, en la mayoría de los casos se obtiene un mejor resultado en el acelerador Infinity que en el Synergy. Esto indica la necesidad de realizar una revisión más exhaustiva del estado de las láminas del Synergy. Para ello, se ha implementado una prueba de control de calidad mensual para ambos aceleradores, *Picket Fence*, para ángulos de cabezal  $0^\circ$  y  $90^\circ$ . Estos campos están creados previamente en la consola del acelerador y son útiles para verificar la correcta posición y velocidad de las láminas.<sup>23</sup> Respecto a la comparación entre medidas, teniendo en cuenta la ubicación de los puntos azules y rojos de la Fig. 4, se observa un posible error de posicionamiento del ArcCheck en alguno de los dos aceleradores. Sería de interés realizar un examen de reproducibilidad en la medida de tratamientos.

El estudio de los tratamientos VMAT de pacientes se ha centrado en la capacidad de los dos aceleradores para irradiar una distribución de dosis similar del mismo plan, comparando las características dosimétricas y mecánicas de los aceleradores. Los resultados han sido positivos, lo que permite la posibilidad de cambiar a un paciente de un acelerador a otro sin la necesidad de

**Tabla 4.** Tabla comparativa de resultados publicados previamente. Se muestran los porcentajes de variación entre aceleradores de los parámetros: Factor de calidad del haz ( $Q_i$ ), PDD<sub>10</sub>, planitud, simetría, factor de cuña, factores de campo y tamaños de campo.

Autor	$Q_i$ (%)	PDD <sub>10</sub> (%)	Perfiles		Factor de cuña (%)	Factores de campo (%)	Tamaños de campo (%)
			Planitud (%)	Simetría (%)			
Sjöström et al. <sup>2</sup>	< 1	< 1					
Attalla et al. <sup>3</sup>		< 1	1	1		< 1	< 1
Bhangle et al. <sup>4</sup>		< 1	< 1	< 1	< 1.5 (60°)	< 1	< 1
Fenoglietto et al. <sup>5</sup>						< 0.5	
Ashokkumar et al. <sup>6</sup>						< 2.45	< 1.8
Treutwein et al. <sup>7</sup>							< 0.8
Xu et al. <sup>8</sup>		< 0.6	< 1.8	< 0.8		< 1.3	
Este estudio	< 0.7	< 0.7	< 1.5	< 1	< 0.5	< 1	< 0.8

planificar un nuevo tratamiento. Los resultados de la regresión lineal obtenida a partir de los análisis gamma (Fig. 5) serán de gran utilidad en el caso de que el paciente se fuera a tratar en el acelerador en el cual no se ha realizado la verificación del tratamiento, ya que, a partir de esta regresión, se obtendría una estimación de la calidad de éste.

Las principales diferencias observadas entre aceleradores, posiblemente se deban a la dificultad de reproducir exactamente la posición del ArcCheck. McKenzie *et al.*<sup>24</sup> reporta una reproducibilidad de las medidas con ArcCheck del 1% para un análisis gamma 3%/3mm, valor similar a la diferencia entre los aceleradores incluidos en este trabajo (0.94% para un análisis del 3%/2mm). Fenoglietto *et al.*<sup>5</sup> compara tratamientos VMAT medidos con el panel plano (resolución submilimétrica) con un análisis gamma 3%/3 mm y sus  $R^2$  resultantes son similares a los obtenidos en este trabajo. Por último, Xu *et al.*<sup>8</sup> estudia tratamientos de SBRT y SRT comparando 3 aceleradores y midiendo con ArcCheck obteniendo diferencias entre tratamientos menores, sin embargo, el coeficiente de correlación es mucho menor que el obtenido en este trabajo, probablemente debido a que cuentan con aproximadamente la mitad de tratamientos.

Por último, únicamente uno de los 43 tratamientos medidos no cumple la tolerancia recomendada para el límite de acción del TG-218,<sup>13</sup> este corresponde a un tratamiento de SBRT. Probablemente el índice gamma se hubiera visto modificado en el caso de haber realizado una evaluación con doble densidad de puntos de medida ya que de esta manera el equipo de medida ArcCheck proporciona una resolución en 1D de 5 mm y de 0.4 mm en 3D.

## Conclusiones

Los aceleradores Synergy e Infinity han demostrado una buena concordancia respecto al análisis dosimétrico, la calidad del haz y los tratamientos VMAT, confirmando la posibilidad de utilizar el mismo modelado para los dos aceleradores, lo que permite realizar las medidas de control de calidad de los tratamientos y el tratamiento en sí en ambos aceleradores indistintamente, conllevando a una mejora en el flujo de trabajo clínico y en la gestión de los tratamientos de pacientes.

## Bibliografía

- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, Radiation Protection in the Design of Radiotherapy Facilities, Safety Reports Series No. 47, IAEA, Vienna (2006).
- Sjöström D, Bjelkengren U, Ottosson W, Behrens CF. A beam-matching concept for medical linear accelerators. *Acta Oncol* 2009;48(2):192-200.
- Attalla EM, Abou-Elenein HS, Ammar H, Eldesoky I. Dosimetric evaluation of a beam matching procedure. *Chinese-German J Clin Oncol* 2014;13(2):89-93.
- Bhangle JR, Narayanan VK, Kumar NK, Vaitheeswaran R. Dosimetric analysis of beam-matching procedure of two similar linear accelerators. *J Med Phys* 2011;36:176-80.
- Fenoglietto P, Khodri M, Nguyen D, Josserand-Pietri F, Aillères N. Twin machines validation for VMAT treatments using electronic portal-imaging device: a multicenter study. *Radiat Oncol* 2016 Jan 14;11:2.
- Sangaiah Ashokkumar KM, Ramalingam K, Karthikeyan K, Jagadheeskumar N. Dosimetric Validation of Volumetric Modulated Arc Therapy with Three 6MV Beam-Matched Linear Accelerators. *Asian Pac J Cancer Prev.: APJCP* 2017;18(12):3439-44.

7. Treutwein M, Härtl PM, Gröger C, Katsilieri Z, Dobler B. Linac twins in radiotherapy. Evolution of Ionizing Radiation Research 2015; Rijeka: InTech:171-86.
8. Xu Z, Warrell G, Lee S, Colussi V, Zheng Y, Ellis R, et al. Assessment of beam-matched linacs quality/accuracy for interchanging SBRT or SRT patient using VMAT without replanning. J Appl Clin Med Phys 2019;20(1):68-75.
9. Latala A, Fujak E, Walewska A, Kukołowicz P. The comparison of VMAT test results for Clinac 2300C/D and TrueBeam accelerators. Med Dosim 2020 Autumn;45(3):219-24.
10. Palmans H, Andreo P, Huq MS, Seuntjens J, Christaki KE, Meghzifene A. Dosimetry of small static fields used in external photon beam radiotherapy: Summary of TRS-483, the IAEA-AAPM international Code of Practice for reference and relative dose determination. Med Phys 2018;45(11):e1123-45.
11. Palta JR. Linear Accelerator Acceptance Testing and Commissioning. Med Phys 2003;30(6):1356-7.
12. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, Yin FF, Simon W, Dresser S, et al. Task Group 142 report: quality assurance of medical accelerators. Med Phys 2009;36(9):4197-212.
13. Miften M, Olch A, Mihailidis D, Moran J, Pawlicki T, Molineu A, et al. Tolerance limits and methodologies for IMRT measurement-based verification QA: Recommendations of AAPM Task Group No. 218. Med Phys 2018;45(4):e53-83.
14. Tessier F, Kawrakow I. Effective point of measurement of thimble ion chambers in megavoltage photon beams. Med Phys. 2010 Jan;37(1):96-107.
15. Andreo P, Burns DT, Hohlfield K, Huq MS, Kanai T, Laitano F, et al. IAEA TRS-398: Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna, Austria: International Atomic Energy Agency. 2000.
16. Gonzalez Lopez A, Vera Sanchez JA, Lago-Martin JD. Small fields measurements with radiochromic films. J Med Phys 2015 Apr-Jun;40(2):61-7.
17. Kinsella P, Shields L, McCavana P, McClean B, Langan B. Determination of MLC model parameters for Monaco using commercial diode arrays. J Appl Clin Med Phys 2016 Jul 8;17(4):37-47.
18. Casar B, Gershkevitch E, Mendez I, Jurković S, Huq MS. A novel method for the determination of field output factors and output correction factors for small static fields for six diodes and a microdiamond detector in megavoltage photon beams. Med Phys 2019 Feb;46(2):944-63.
19. Cohen J. Statistical power analysis for the behavioral sciences. 2 ed. New York: Psychology Press; 1988.
20. García-Garduño OA, Lárraga-Gutiérrez JM, Rodríguez-Villafuerte M, Martínez-Dávalos A, Celis MA. Small photon beam measurements using radiochromic film and Monte Carlo simulations in a water phantom. Radiother Oncol 2010 Aug;96(2):250-3.
21. Morales JE, Butson M, Crowe SB, Hill R, Trapp JV. An experimental extrapolation technique using the Gafchromic EBT3 film for relative output factor measurements in small x-ray fields. Med Phys 2016 Aug;43(8):4687.
22. Wilcox EE, Daskalov GM. Evaluation of GAFCHROMIC EBT film for Cyberknife dosimetry. Med Phys 2007 Jun;34(6):1967-74.
23. Li Y, Chen L, Zhu J, Wang B, Liu X. A quantitative method to the analysis of MLC leaf position and speed based on EPID and EBT3 film for dynamic IMRT treatment with different types of MLC. J Appl Clin Med Phys 2017;18(4):106-15.
24. McKenzie EM, Balter PA, Stingo FC, Jones J, Followill DS, Kry SF. Reproducibility in patient-specific IMRT QA. J Appl Clin Med Phys 2014;15(3):4741.



## ¿En qué se basa nuestra innovación en iCT? En las necesidades de diagnóstico de más de 6.700 millones de personas.

Del mismo modo que las enfermedades afectan a todos por igual, Brilliance iCT de Philips se adapta a todo tipo de pacientes. Adquiere imágenes nítidas de cualquier parte del cuerpo, desde lactantes de poco peso hasta adultos con



sobrepeso. Los pacientes recibirán el grado de calidad que se merecen en sus exploraciones mediante una dosis baja sin que ello afecte a la calidad de la imagen. Visite nuestra página web en [www.philips.com/CT](http://www.philips.com/CT).

**\*Porque nuestras innovaciones se inspiran en usted.**

**PHILIPS**  
sense and simplicity

