

# Garantía de calidad de sistemas de planificación de tratamientos de radioterapia según el documento IAEA-TECDOC-1583: aplicación a PCRT3D

## Quality assurance of computerized planning systems for radiotherapy treatments according the IAEA-TECDOC-1583: application to PCRT3D

Victor Laliena Bielsa<sup>1\*</sup>, Esther Millán Cebrián<sup>1</sup>, Alejandro García Romero<sup>1</sup>, Jesús Cortés Rodicio<sup>1</sup>, David Villa Gazulla<sup>1</sup>, Pablo Ortega Pardina<sup>1</sup>, Javier Jiménez Alberico<sup>2</sup>, Araceli Hernández Vitoria<sup>1</sup>, Miguel Canellas Anoz<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Física y Protección Radiológica, HCU Lozano Blesa, Zaragoza.

<sup>2</sup> Servicio de Física y Protección Radiológica, HCU Miguel Servet, Zaragoza.

Fecha de Recepción: 02/03/2012 - Fecha de Aceptación: 14/07/2012

Se analiza el sistema de planificación de tratamientos de radioterapia PCRT3D siguiendo las especificaciones del IAEA-TECDOC-1583. Los dos algoritmos principales que implementa para fotones, Preciso y Superposición, se comportan bien en presencia de heterogeneidades, especialmente Superposición. La comparación de nuestros resultados con estudios publicados para otros sistemas de planificación con algoritmos de la misma clase pone de manifiesto su buen comportamiento. Es remarcable el hecho de que los dos algoritmos producen mejores resultados para los haces de rayos X de alta energía (15 MV) que para los de baja (6 MV).

**Palabras clave:** sistema de planificación de tratamientos, algoritmos de cálculo, corrección por heterogeneidad, garantía de calidad.

The quality of the PCRT3D radiotherapy treatment planning system is analyzed following the guidelines of IAEA-TECDOC-1583. The two main algorithms for photon beams implemented by the system, Preciso and Superposición, perform well in heterogeneities, especially Superposición. The results are similar to those published for algorithms of the same type. The good performance in heterogeneities for high energy X-ray beams is remarkable: both algorithms perform better for 15 MV than for 6 MV.

**Key words:** treatment planning system, algorithms for absorbed dose calculations, heterogeneity corrections, quality assurance.

## Introducción

La IAEA recomienda en su TECDOC-1583<sup>1</sup> un procedimiento rápido para establecer la garantía de calidad de los sistemas de planificación (SP) de tratamientos de radioterapia, que es una versión simplificada del propuesto en el IAEA Technical Reports Series No 430<sup>2</sup>.

El control consiste en comparar las medidas de dosis absorbida realizadas en un maniquí en condiciones perfectamente especificadas con los correspondientes cálculos efectuados con el sistema de planificación, y está dividido en ocho casos, cada uno de los cuales pone a prueba la calidad de las predicciones del SP en una

situación práctica. El documento IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup> establece un límite superior para las discrepancias aceptables entre la medida y el cálculo que depende de la localización del punto de medida y del haz de radiación analizado.

En este artículo se describe la aplicación del procedimiento al SP PCRT3D v. 6.014 (Técnicas Radiofísicas, S.L.) llevada a cabo en el Servicio de Física y Protección Radiológica del HCU Lozano Blesa de Zaragoza, y se comparan los resultados con los de un estudio piloto internacional financiado por la IAEA y llevado a cabo en 17 hospitales, que supuso el control de 14 algoritmos implementados en SP comerciales<sup>3</sup>.

\* Correspondencia  
Email: lalienavm@gmail.com

## Material y métodos

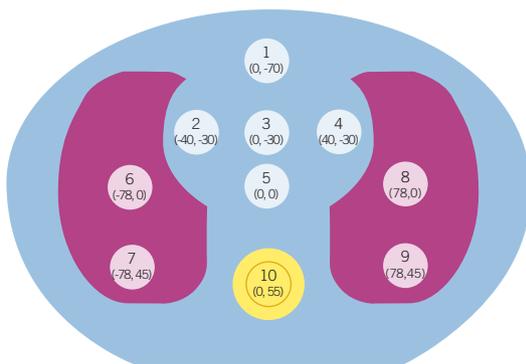
### Maniquí CIRS THORAX 002LCF

El documento IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup> recomienda usar el maniquí CIRS THORAX 002LCF (Computerized Imaging Reference Systems, Inc), que tiene forma de tórax, está compuesto por material sólido equivalente a agua (*Plastic Water*, PW) y contiene heterogeneidades en tres volúmenes: dos con forma de pulmón de un material semejante al tejido pulmonar y otro de material equivalente a hueso, que simula las vértebras. El maniquí dispone de insertos para introducir en su interior instrumentos de medida (cámaras de ionización cilíndricas) en regiones de distinta composición. En la figura 1 se muestra un corte transversal del maniquí y en la tabla 1 algunas características de los materiales que componen

**Tabla 1.** Algunas propiedades de los materiales que componen los insertos del maniquí CIRS.

Composición	Densidad	Densidad electrónica por $\text{cm}^3 \times 1023$	Densidad electrónica relativa al agua
Pulmón	0.21	0.69	0.207
Hueso	1.60	5.03	1.506
Músculo	1.06	3.48	1.042
Adiposo	0.96	3.17	0.949

Extraído del Manual Imrt Phantoms CIRS. [www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com)



**Fig. 1.** Sección transversal del maniquí CIRS. La región de color turquesa está compuesta de *plastic water* (PW), que simula tejido blando; las de color rosa están compuestas de un material que simula pulmón; y la de color amarillo, por un material semejante a hueso. Los círculos numerados son cavidades cilíndricas en las que se puede insertar un instrumento de medida (una cámara de ionización cilíndrica). La numeración de los círculos corresponde a los números con los que en el texto se refieren los puntos de medida. En cada círculo se muestran las coordenadas de su centro, medidas en mm.

los insertos\*. En ella aparecen numerados los puntos en los que pueden colocarse los insertos y sus coordenadas en milímetros respecto al centro del maniquí. En el texto, los puntos de medida se identifican mediante los números asignados en la figura 1. Por otra parte, pulmón y hueso deberán entenderse como heterogeneidad semejante a pulmón y hueso, respectivamente.

### Algoritmos de cálculo

Los cálculos se realizaron a partir de las imágenes obtenidas mediante tomografía computerizada (TC) del maniquí CIRS. Se usaron dos algoritmos para fotones implementados en el SP PCRT3D v. 6.014: Preciso y Superposición. Preciso es un algoritmo basado en la interpolación de medidas experimentales, en el que los campos irregulares se tratan con un método de tipo Clarkson mejorado y las correcciones por heterogeneidad con una aproximación de tipo Batho, mientras que Superposición es un algoritmo de tipo superposición/convolución de *kernel* puntual que usa la aproximación de cono colapsado<sup>4</sup>. Por consiguiente, es previsible que Superposición proporcione resultados más exactos que Preciso, sobre todo en presencia de heterogeneidades.

### Medidas experimentales

Las medidas se realizaron para haces de RX de energías de 6 MV y 15 MV de un acelerador ONCOR Impression (Siemens Medical Solutions), que dispone de un sistema de colimación multilámina (CML) Optifocus. Se utilizaron cámaras de ionización de  $0.01 \text{ cm}^3$  CC01 de Wellhöfer (IBA Dosimetry) introducidas en los distintos puntos de medida del maniquí CIRS mediante los insertos correspondientes. La carga se recogió con los electrómetros *Unidos* y *Multidos* (PTW Freiburg GmbH).

Los equipos de medida usados están calibrados en dosis absorbida en agua, y ésta es la magnitud que vamos a estudiar en este trabajo. Respecto al SP, el algoritmo Preciso calcula dosis absorbida en agua, pero Superposición calcula dosis absorbida en medio. Por tanto, para compararla de forma rigurosa con las medidas experimentales, la dosis absorbida calculada con Superposición debe transformarse a dosis absorbida en agua. El propio SP dispone de una herramienta que transforma la dosis absorbida en medio a dosis absorbida en agua. La transformación consiste únicamente en multiplicar la dosis absorbida en medio por el cociente de poderes de frenado agua-medio promediado al espectro de electrones generado por el haz de fotones. Conviene hacer notar que la diferencia entre dosis absorbida en agua y en medio sólo es significativa en medios similares a hueso.

\* Manual Imrt Phantoms CIRS. [www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com)

Dado que existe cierta confusión en la bibliografía acerca de si los algoritmos de tipo superposición/convolución calculan dosis absorbida en agua o en medio, tal vez merezca la pena aclarar aquí como la calcula el algoritmo Superposición de PCRT3D. Superposición es un algoritmo de tipo *kernel* puntual que calcula dosis absorbida en el medio. Los *kernels* se calculan en agua y para aplicarlos a otros medios se escalan las distancias mediante la razón de poderes de frenado medio/agua adecuadas, y se multiplica el *kernel* por el cociente de poderes de frenado correspondiente al *voxel* en el que se deposita la energía (cf. fórmula 15 de Ahnesjo<sup>5</sup>). El hecho de corregir el *kernel* por dicho factor asegura que se mantiene la conservación de la energía<sup>5</sup>, lo que resulta conveniente desde el punto de vista teórico. Es posible que algoritmos de tipo superposición/convolución implementados en otros SP no multipliquen los *kernels* por el cociente de poderes de frenado medio/agua y por tanto calculen dosis absorbida en agua directamente.

Para tener en cuenta la respuesta del acelerador en el momento de medida, se realizó en cada turno de medidas una en condiciones de referencia sobre el propio maniquí CIR: tamaño de campo de 10 cm x 10 cm; distancia fuente-superficie de 100 cm; profundidad de 10 cm (punto 5 del maniquí), y cada medida se corrigió por el factor correspondiente. Las medidas de referencia se realizaron en el seno de PW y se transformaron a dosis absorbida en agua en seno de agua mediante el factor calculado por Ramaseshan et al.<sup>6</sup>

## Casos propuestos en el documento IAEA-TECDOC-1583

La tabla 2 recoge los parámetros que definen cada uno de los ocho casos de prueba, incluyendo la discrepancia máxima aceptable en cada punto de medida y para cada haz, sugerida por el documento IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup>. Hay que tener presente que la nomenclatura que identifica las características geométricas de los haces puede depender del acelerador que se utilice. Esto afecta particularmente a los casos 6 y 7.

Nótese que aunque la tabla A.10 del documento IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup> indica que el ángulo de colimador para el caso 5 es 45°, las instrucciones que siguen a dicha tabla y la figura A.11 del documento señalan que el ángulo de colimador debe ser 0° en el caso 5. Como además no apreciamos razón alguna por la que el colimador en el caso 5 deba estar girado 45°, nuestras pruebas han sido realizadas con el colimador a 0°, y así lo recoge la tabla 2.

No es posible reproducir exactamente en todos los casos las condiciones propuestas. Por ejemplo, en el caso 6 se pretende bloquear mediante el CML un rectángulo de dimensiones 6 cm x 12 cm de un campo de

10 cm x 20 cm, dejando abierto un campo en forma de L. El CML Optifocus, con el giro de colimador que especifica el TECDOC-1583<sup>1</sup> (90°), no permite bloquear una región de dimensión 6 cm x 12 cm. Debido a la anchura de las láminas (1 cm en el isocentro), la zona bloqueada puede ser bien 5.5 cm x 12 cm o 6.5 cm x 12 cm. Como la anchura del campo afecta sustancialmente al gradiente de dosis absorbida en los puntos de medida, hemos optado por medir con el colimador a 0° de forma que la zona bloqueada tendrá dimensión 6 cm x 11.5 cm.

## Simulación Monte Carlo

Con objeto de estudiar mejor los casos que presentan mayor discrepancia entre el cálculo con el algoritmo Superposición y la medida, se realizó una simulación Monte Carlo usando el paquete de programas *Beamnrc*<sup>7</sup>. Se lanzaron dos espacios fase, calculados previamente de forma que reproducen los datos experimentales de referencia del acelerador Oncor Impression, correspondientes a campos 10 cm x 10 cm de los haces de 6 MV y de 15 MV, sobre un modelo *voxelizado* del maniquí realizado a partir de su imagen TC mediante el programa *ctcreate*. La dosis absorbida en el maniquí se calculó con el programa *dosxyznrc*, con una incertidumbre estadística del 2%.

Monte Carlo calcula dosis absorbida en el medio. Para comparar con las medidas experimentales y con los cálculos del SP, la dosis absorbida en medio se transformó en dosis absorbida en agua utilizando la herramienta que proporciona PCRT3D. Previamente, mediante *software* desarrollado por los autores, se convirtió la matriz de dosis proporcionada por *dosxyznrc* a un formato adecuado para PCRT3D.

## Metodología de análisis

El documento IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup> recomienda establecer una escala para la variación de la dosis absorbida designando un punto de referencia para cada caso (ver tabla 2), en el que se prescribe la dosis a impartir. Para cada punto de medida y cada haz de radiación, se calcula la discrepancia entre la dosis absorbida medida y la planificada mediante la ecuación (1).

$$Error[\%] = 100 \times (D_{calc} - D_{med}) / D_{med,ref} \quad (1)$$

donde  $D_{calc}$  y  $D_{med}$  son respectivamente las dosis absorbidas calculada con el SP y medida, para el haz en el punto de medida considerado, y  $D_{med,ref}$  es la dosis absorbida medida para el haz considerado en el punto de referencia correspondiente al caso analizado. Así, la discrepancia en dosis absorbida es relativa al punto de referencia y no al de medida.

**Tabla 2.** Casos definidos por el TECDOC-1583<sup>1</sup> de la IAEA para la garantía de calidad de sistemas de planificación de tratamientos de radioterapia.

Caso	Número Haces	Tipo	Tamaño campo (cm x cm)	G	C	Acc	Pto medida	Discrep. Max.
1	1	DFS	10x10	0°	0°	Nada	1	2%
							3 (ref)	2%
							5	2%
							9	4%
10	3%							
2	1	Iso (1)	15x10	90°	90°	VW45	1 (ref)	3%
3	1	DFS	10x10	0°	45°	CML	3 (ref)	3%
4	4	Iso (5)	15x10	0°	0°	Nada	5(ref)	2%
							6	4%
							10	3%
			15x10	180°	0°	Nada	5 (ref)	3%
							6	4%
							10	3%
			15x8	90°	0°	Nada	5 (ref)	3%
							6	3%
							10	4%
			15x8	270°	0°	Nada	5 (ref)	3%
							6	3%
							10	4%
5	1	Iso (2)	CML	0°	0°	CML	2 (ref)	2%
7	4%							
6	1	Iso (5)	L	45°	90°	CML	3 (ref)	3%
7	4%							
10	5%							
7	3	Iso (3)	10x12	0°	0°	Nada	5 (ref)	2%
			10x6	90°	90°	VW30	5(ref)	4%
			10x6	270°	270°	VW30	5 (ref)	4%
8	3	Iso (5)	4x16	90°	330°	Nada	5 (ref)	3%
			4x16	270°	30°	Nada	5 (ref)	3%
			4x4	30°	0°	Nada	5 (ref)	3%

## Observaciones

A lo largo del trabajo surgieron una serie de dificultades que fueron resueltas de forma satisfactoria, pero que es conveniente tener presentes.

En primer lugar, el TC del maniquí se realizó situando tres marcas radiopacas (perdigones) sobre su superficie, para marcar su centro en las imágenes. En la planificación las marcas producen atenuación de los haces que inciden sobre ellas, lo que supone que el SP proporciona un déficit de dosis absorbida en comparación con las medidas, que se realizaron sin las marcas. El problema se resolvió eliminando las marcas visibles

en las imágenes mediante la herramienta de cambio local de número TC del SP.

Por otra parte, la tabla de conversión de número TC a densidad electrónica del material relativa al aire ( $\rho$ ) que usaba inicialmente el SP daba resultados imprecisos en el entorno de TC=0, ya que para TC=0 daba un valor  $\rho=1.002$  en lugar de  $\rho=1$ . Esto suponía que se asignaba al PW una  $\rho$  ligeramente superior a la real, lo que implicaba errores en la dosis absorbida de cerca de un 0.5%. Con los niveles de exigencia del IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup> este error es significativo. El problema se resolvió reajustando la tabla de conversión de TC a  $\rho$ , forzando a la recta de ajuste a pasar por el punto TC=0,  $\rho=1$ .

## Resultados y discusión

Las tablas 3 y 4 recogen, para 6 MV y 15 MV respectivamente, la discrepancia entre la media de las dosis absorbidas medidas y las calculadas con los dos algoritmos estudiados.

Para 6 MV (véase la tabla 3) la discrepancia con Superposición es menor que la máxima recomendada en el TECDOC-1583<sup>1</sup> en el 93% de los casos (28 dentro de tolerancia y 2 fuera), mientras que Preciso supera el test en el 67% de los casos (20 dentro de tolerancia y 10 fuera). Para 15 MV (véase la tabla 4) Superposición pasa holgadamente todos los test (100% de los casos) y Preciso sólo falla en tres casos, todos ellos correspondientes a medidas en pulmón.

Como es de esperar, la diferencia entre Preciso y Superposición se aprecia fundamentalmente en las heterogeneidades, y, sorprendentemente, es más notable en el caso de 6 MV. No obstante, debemos resaltar que, en general, aun en los casos en los que supera el test, con Preciso se obtienen discrepancias respecto a la medida superiores a las que se obtienen con Superposición.

Del análisis de los resultados se concluye que los dos algoritmos tienden a subestimar las dosis absorbidas en pulmón para 6 MV. De hecho, los dos únicos fallos obtenidos con Superposición se producen en este tipo de heterogeneidad.

Asimismo se observa que la atenuación en hueso está subestimada para ambas energías, como se aprecia en el haz de 180° del caso 4 midiendo en el punto 5

**Tabla 3.** Resultados del test para 6MV.

Caso	Nº Meds	Pto medida	Haz	Discrep. Max.	Discrep. Superp.	Pasa test Superp.	Discrep. Preciso	Pasa test Preciso
1	1	1	AP	2%	-0.31	SÍ	-0.11	SÍ
		3 (ref)	AP	2%	-1.12	SÍ	-1.17	SÍ
		5	AP	2%	-0.69	SÍ	-0.59	SÍ
		9	AP	4%	0.55	SÍ	-1.38	SÍ
		10	AP	3%	2.14	SÍ	3.87	NO
2	1	1 (ref)	90°	3%	2.07	SÍ	4.96	NO
3	4	3 (ref)	AP	3%	-2.43	SÍ	-1.71	SÍ
4	4	5 (ref)	0°	2%	-1.53	SÍ	-0.15	SÍ
			180°	3%	-1.50	SÍ	4.13	NO
			90°	3%	-1.21	SÍ	-0.63	SÍ
			270°	3%	0.17	SÍ	0.38	SÍ
		6	0°	4%	0.31	SÍ	0.42	SÍ
			180°	4%	0.00	SÍ	-1.14	SÍ
			90°	3%	-2.11	SÍ	-6.35	NO
			270°	3%	-3.95	NO	-8.06	NO
		10	0°	3%	0.56	SÍ	4.08	NO
			180°	3%	0.29	SÍ	6.35	NO
			90°	4%	0.29	SÍ	4.15	NO
			270°	4%	0.24	SÍ	4.32	NO
5	1	2 (ref)	AP	2%	0.40	SÍ	1.50	SÍ
		7	AP	4%	-4.95	NO	-4.43	NO
6	2	3 (ref)	45°	3%	-0.15	SÍ	0.70	SÍ
		7	45°	4%	-1.22	SÍ	-0.56	SÍ
		10	45°	5%	1.27	SÍ	0.72	SÍ
7	2	5 (ref)	0°	2%	-1.48	SÍ	-0.99	SÍ
			90°	4%	-0.35	SÍ	-1.40	SÍ
			270°	4%	1.25	SÍ	-0.25	SÍ
8	2	5 (ref)	90°	3%	0.47	SÍ	-0.15	SÍ
			270°	3%	1.43	SÍ	-2.34	SÍ
			30°	3%	-1.12	SÍ	-1.04	SÍ

Tabla 4. Resultados del test para 15 MV.

Caso	Nº Meds	Pto medida	Haz	Discrep. Max.	Discrep. Superp.	Pasa test Superp.	Discrep. Preciso	Pasa test Preciso
1	1	1	AP	2%	-0.44	SÍ	1.31	SÍ
		3 (ref)	AP	2%	0.04	SÍ	0.04	SÍ
		5	AP	2%	0.28	SÍ	0.33	SÍ
		9	AP	4%	0.90	SÍ	-3.85	SÍ
		10	AP	3%	0.71	SÍ	-0.09	SÍ
2	2	1 (ref)	90°	3%	1.86	SÍ	2.33	SÍ
3	3	3 (ref)	AP	3%	-1.33	SÍ	-1.38	SÍ
4	3	5 (ref)	0°	2%	-0.95	SÍ	-0.78	SÍ
			180°	3%	-0.58	SÍ	2.91	SÍ
			90°	3%	-1.31	SÍ	-1.54	SÍ
			270°	3%	-0.09	SÍ	-1.11	SÍ
		6	0°	4%	0.12	SÍ	-1.45	SÍ
			180°	4%	-1.12	SÍ	-5.04	NO
			90°	3%	1.20	SÍ	-3.70	NO
			270°	3%	1.69	SÍ	-1.25	SÍ
		10	0°	3%	-1.05	SÍ	-1.01	SÍ
			180°	3%	-0.04	SÍ	-1.73	SÍ
			90°	4%	1.20	SÍ	0.83	SÍ
			270°	4%	1.69	SÍ	1.12	SÍ
5	1	2 (ref)	AP	2%	-0.05	SÍ	0.20	SÍ
		7	AP	4%	-1.93	SÍ	3.48	SÍ
6	2	3 (ref)	45°	3%	0.54	SÍ	2.52	SÍ
		7	45°	4%	0.72	SÍ	4.60	NO
		10	45°	5%	0.10	SÍ	-0.08	SÍ
7	2	5 (ref)	0°	2%	-1.05	SÍ	-1.16	SÍ
			90°	4%	1.38	SÍ	-0.29	SÍ
			270°	4%	0.07	SÍ	-1.72	SÍ
8	1	5 (ref)	90°	3%	0.82	SÍ	-0.33	SÍ
			270°	3%	1.81	SÍ	-0.37	SÍ
			30°	3%	-0.87	SÍ	-1.29	SÍ

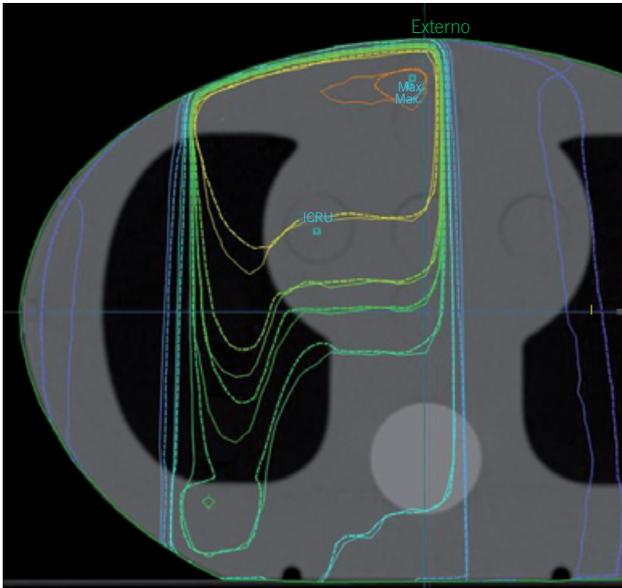
(equivalente a agua). Dicho haz atraviesa hueso antes de llegar al punto de medida. A pesar de ello, sólo el resultado de Preciso para 6 MV está fuera de tolerancia.

En cuanto a medidas en hueso (punto 10), Preciso solamente pasa el test en un caso para 6 MV, mientras que para 15 MV lo pasa en todos. Por otra parte, Superposición se comporta muy bien y pasa el test en todos los casos para ambas energías.

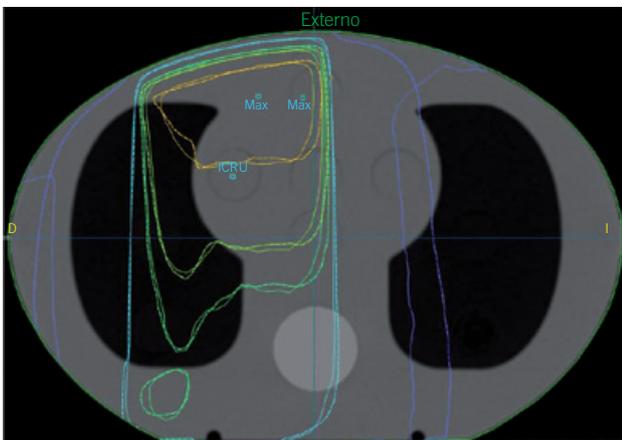
Preciso falla el test para 6 MV en el caso 2, que prueba el comportamiento del algoritmo en situaciones de déficit de dispersión con haces tangenciales. Para 15 MV, en cambio, supera la prueba. Superposición no presenta problemas en este caso.

Los dos únicos fallos de Superposición se dan en puntos de pulmón para 6 MV. Uno de ellos, el punto 7

del caso 5, ha sido señalado por otros autores como el que más problemas ha ocasionado a los algoritmos<sup>3</sup>: para los de la clase de Superposición la discrepancia media es inferior al 4%, pero los datos analizados muestran gran dispersión, que se manifiesta en las barras de error de la figura 4 de Gershkevitch et al.<sup>3</sup> Para los algoritmos de tipo Clarkson las discrepancias publicadas alcanzan el 24%. Con el objeto de controlar este caso hemos realizado una simulación Monte Carlo usando el código BEAMnrc. La dosis absorbida en medio que calcula BEAMnrc se transformó en dosis absorbida en agua usando una herramienta del SP. El resultado confirma las medidas experimentales. Las figuras 2 y 3 muestran las líneas de isodosis correspondientes a la magnitud dosis absorbida en agua en el plano axial central calculadas con Monte Carlo y con



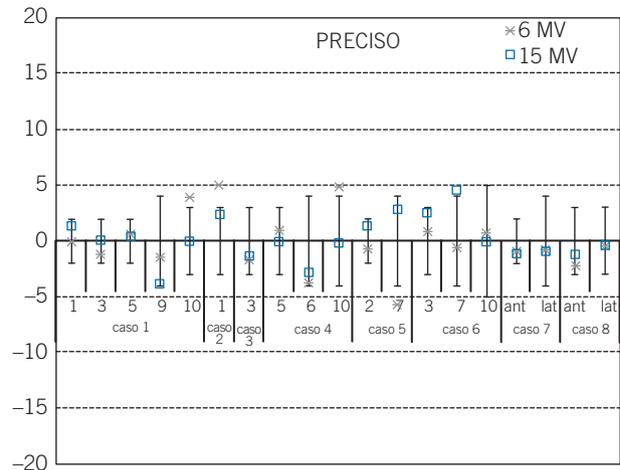
**Fig. 2. Caso 5, isodosis del haz de 6 MV en el plano axial central.** Líneas continuas: cálculo de Monte Carlo. Líneas discontinuas: algoritmo Superposición de PCRT3D.



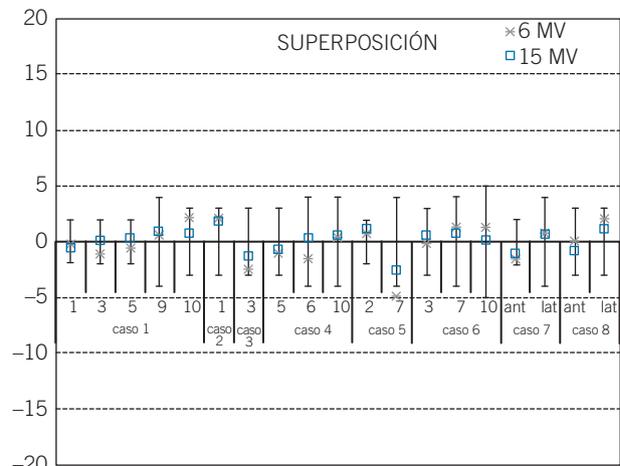
**Fig. 3. Caso 5, isodosis del haz de 15 MV en el plano axial central.** Líneas continuas: cálculo de Monte Carlo. Líneas discontinuas: algoritmo Superposición de PCRT3D.

Superposición, para 6 y 15 MV respectivamente. Se aprecia la discrepancia en pulmón para 6 MV y la excelente concordancia para 15 MV.

Es interesante comparar los resultados aquí presentados con los del estudio piloto internacional financiado por la IAEA. Éste es el propósito de las figuras 4 y 5, que deben compararse respectivamente con las figuras 2 y 4 de Gershkevitch et al.<sup>3</sup> La figura 4 muestra que Preciso proporciona resultados semejantes a los de los algoritmos de su tipo analizados en Gershkevitch et al.<sup>3</sup> La comparación de la figura 5 con la figura 4 de



**Fig. 4. Resultados para Preciso.** Los puntos indican la discrepancia entre cálculo y medida, y las barras la discrepancia máxima aceptable sugerida por el IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup>.



**Fig. 5. Resultados para Superposición.** Los puntos indican la discrepancia entre cálculo y medida, y las barras la discrepancia máxima aceptable sugerida por el IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup>.

Gershkevitch et al.<sup>3</sup> evidencia que los resultados para el algoritmo de superposición de nuestro SP son muy buenos para las dos energías, especialmente para 15 MV.

Es remarcable que tanto Preciso como Superposición dan mejores resultados comparativos en las heterogeneidades para el haz de 15 MV que para el de 6 MV, sobre todo teniendo en cuenta que una conclusión del estudio de la IAEA es que en general los algoritmos que analiza dan peores resultados para los haces de alta energía. Análisis anteriores de algoritmos que realizan la corrección por heterogeneidad a la manera de Preciso

mostraron que los resultados en heterogeneidades de baja densidad empeoran notablemente al aumentar la energía de los haces<sup>8-12</sup> contrariamente a lo que hemos observado en este estudio. En cuanto a Superposición, el presente trabajo corrobora análisis anteriores que indicaron que los cálculos en heterogeneidades de baja densidad son más acordes con las medidas en el caso de haces de alta energía que en el de baja<sup>4</sup>.

No hemos encontrado una explicación clara para estos resultados. Podría pensarse que el haz de 15 MV está mejor modelado en el SP que el de 6 MV, sin embargo, los intentos de mejorar el modelado del haz de 6 MV no han conducido a mejores resultados.

## Conclusiones

El SP PCRT3D pasa satisfactoriamente el test de calidad propuesto en el IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup>.

Una conclusión práctica del presente estudio es que el algoritmo Superposición para 15 MV da muy buenos resultados en presencia de heterogeneidades de baja densidad en los puntos analizados.

Por otra parte, la simulación Monte Carlo del caso 5 (véase la fig. 3) y los resultados de Anhesjö<sup>5</sup> indican que Superposición reproduce de forma adecuada el conocido efecto del ensanchamiento de la penumbra, sobre todo para el haz de 15 MV.

Por consiguiente, la dosimetría clínica en heterogeneidades de baja densidad para campos grandes (del orden de los propuestos en el IAEA-TECDOC-1583<sup>1</sup>) puede reproducirse con suficiente fiabilidad con el algoritmo Superposición. Para campos pequeños es sabido que algunos algoritmos sobrestiman el ensanchamiento de la penumbra<sup>10</sup>. En nuestro caso este problema requiere un estudio detallado que va más allá de los objetivos del presente trabajo.

Aunque Preciso da buenos resultados para 15 MV, su utilización en presencia de heterogeneidades debe hacerse conociendo las limitaciones que presentan este tipo de algoritmos.

Los resultados obtenidos para PCRT3D son similares en cuanto a los niveles de discrepancia entre planificación y medida a los del estudio piloto internacional financiado por la IAEA<sup>3</sup>.

## Agradecimientos

Este trabajo ha recibido ayuda financiera del Programa de Investigación en Salud del Ministerio de Ciencia e Innovación (España), Proyecto PI11/01274.

Los autores agradecen también el apoyo del Proyecto de INFRAESTRUCTURA CIENTIFICO TECNOLOGICA (Ref.UNZA-08-4E-014).

## Bibliografía

- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. Report of the Coordinated Research Project (CRP) on Development of Procedures for Quality Assurance of Dosimetry Calculations in Radiotherapy. IAEA-TECDOC-1583. IAEA, Vienna;2008.
- INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. IAEA TRS-430. IAEA, Vienna;2004.
- Gershkevitch E, Schmidt R, Velez G, Miller D, Korf E, Yip F et al. Dosimetric verification of radiotherapy treatment planning Systems: Results of IAEA pilot study. *Radiother Oncol* 2008;89:338-4.
- García A, Canellas M, Lardies D. Desarrollo y verificación Monte Carlo de un algoritmo de superposición de cono colapsado para cálculo de haces de fotones en radioterapia. *Rev Fis Med* 2009;10:187-96.
- Anhesjö A. Collapsed cone convolution of radiant energy for photon dose calculation in heterogeneous media. *Med Phys* 1989;16:577-92.
- Ramaseshan R, Kohli K, Cao F, Heaton R. Dosimetric evaluation of Plastic Water Diagnostic Therapy. *J Appl Clin Med Phys* 2008;9.
- Rogers D, Faddegon B, Ding G, Ma C, We J. BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units. *Med Phys* 1995;22:503-24.
- Fogliata A, Vanetti E, Albers D, Brink C, Clivio A, Knöös T et al. On the dosimetric behaviour of photon dose calculation algorithms in the presence of simple geometric heterogeneities: comparison with Monte Carlo calculations. *Phys Med Biol* 2007;52:1363-85.
- Du Plessis F, Willemse C, Lötter M, Goedhals L. Comparison of the Batho, ETAR and Monte Carlo dose calculation methods in CT based patient models. *Med Phys* 2001;28:582-9.
- Knöös T, Wieslander E, Cozzi L, Brink C, Fogliata A, Albers D et al. Comparison of dose calculation algorithms for treatment planning in external photon beam therapy for clinical situations. *Phys Med Biol* 2006;51:5785-807.
- Carrasco P, Jornet N, Duch M, Weber L, Ginjaume M, Eudaldo T et al. Comparison of dose calculation algorithms in phantoms with lung equivalent heterogeneities under conditions of lateral electronic disequilibrium. *Med Phys* 2004;31:2899-911.
- Carrasco P, Jornet N, Duch MA, Panettieri V, Weber L, Eudaldo T et al. Comparison of dose calculation algorithms in slab phantoms with cortical bone equivalent heterogeneities. *Med Phys* 2007;34:3323-33.