

# Influencia de la energía del haz en la dosimetría de tratamientos de cáncer de próstata empleando VMAT

## Influence of beam energy on prostate cancer treatment dosimetry using VMAT

Francisco Rafael Lozano Martínez<sup>1,\*</sup>, Alejandro Prado Barragan<sup>1</sup>, Paz García Acilu<sup>2</sup>, Eduardo Cabello Murillo<sup>3</sup>, Luis Carlos Martínez Gómez<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HU 12 de Octubre, Madrid (España).

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, HM Hospitales, Madrid (España).

<sup>3</sup> Servicio de Oncología Radioterápica, sección de Radioterapia, HU 12 de Octubre, Madrid (España).

Fecha de Recepción: 01/02/2017 - Fecha de Aceptación: 20/04/2017

En el presente artículo se estudia la dependencia con la energía en la dosimetría para el caso de cáncer de próstata en técnicas de arcoterapia volumétrica (*VMAT*). Han sido estudiados un total de once casos con pronósticos similares. Para cada caso se han realizado dos planes de tratamiento, siendo estos exactamente iguales salvo la energía (6 MV o 15 MV).

Se lleva a cabo un análisis dosimétrico de los planes de tratamiento generados basado en índices dosimétricos bien establecidos, tales como el índice de homogeneidad (IH) o el factor de conformación (FC). Dichos índices se aplican tanto a los *PTVs* objetivo como a los órganos de riesgo circundantes y al tejido sano.

Los resultados obtenidos se analizan para determinar que no parece existir influencia de la energía en la dosimetría asociada a planes de tratamiento empleando *VMAT*. Los diversos índices estudiados no presentan diferencias significativas al comparar los resultados obtenidos empleando ambas energías.

Para concluir se comenta brevemente las ventajas de emplear máquinas de 6 MV en cuanto a la protección radiológica del personal y al diseño de los blindajes de la sala de tratamiento.

**Palabras clave:** VMAT, próstata, energía, factor de conformación, índice de homogeneidad.

In the present paper the dependence of Volumetric Modulated Arc Therapy (*VMAT*) plans on energy in prostate cancer treatment is reported. Data corresponding to eleven patients with similar prognosis were considered. For each patient two different treatment plans were evaluated. Both plans were almost identical regarding all but energy (6 MV and 15 MV).

A dosimetric study of the treatment plans was carried out based on a few indexes defined throughout the text. Such indexes were applied to every single *PTV* and nearby organ at risk (*OAR*) considered.

The analysis carried out states that the dependence on beam energy of *VMAT* treatment plans is quite low. Indexes related to different energy plans showed no significant statistical variation when compared.

The last section briefly mentions the advantages of using 6 MV machines regarding radiation protection issues as occupational dose received by staff or radiotherapy facility shielding.

**Key words:** VMAT, prostate, energy, conformity index, homogeneity index.

## 1. Introducción

Las innovaciones técnicas en el campo de la modulación de intensidad han cambiado el mundo de la radioterapia de forma sustancial. Las últimas técnicas de modulación, como la Tomoterapia o el *VMAT*, han supuesto un importante avance con respecto a las primeras técnicas de intensidad modulada, como el “*Step-and-Shoot*” o el “*Sliding-Window*”. Las prime-

ras técnicas de *IMRT* (*Intensity Modulated Radiation Therapy*) planteaban algunos problemas. El gran número de unidades monitor y el alto tiempo de tratamiento unido a la baja tasa de dosis proporcionada por los primeros equipos capaces de modular el haz aumentaban la probabilidad de movimientos intrafracción, con el subsecuente empeoramiento de la distribución de dosis recibida por el paciente. Con el advenimiento

\* Correspondencia  
fr.lozano1984@gmail.com

de las nuevas técnicas el efecto de estos factores se redujo considerablemente.<sup>1</sup> Uno de los beneficios de las nuevas técnicas (VMAT, Tomoterapia) con respecto a la *IMRT* se encuentra en la reducción de dosis a órganos de riesgo en varias localizaciones,<sup>2-7</sup> así como una mejora considerable en la conformación de los volúmenes objetivo. Por el contrario, se produce un aumento del volumen de tejido normal irradiado a dosis bajas.<sup>8</sup>

Tradicionalmente se asume que un aumento en la energía del haz supone un beneficio a la hora de tratar patologías más profundas.<sup>9</sup> En este trabajo se plantea en qué medida afecta a una dosimetría la elección de la energía del haz de tratamiento cuando se emplean técnicas de arcoterapia modulada. A la hora del empleo de tratamientos con modulación de intensidad algunos autores sugieren que esta dependencia desaparece.<sup>2,10</sup> Por el contrario otros autores sugieren que esta dependencia se mantiene para las localizaciones más profundas.<sup>11</sup>

En este trabajo se realiza el estudio de once casos de cáncer de próstata, una de las patologías más comunes en los varones adultos. Se ha realizado una optimización empleando las mismas estructuras, los mismos objetivos y los mismos pesos, con el objetivo de observar la influencia de la energía del haz en el resultado final. Para este fin se ha utilizado la técnica *RapidArc*<sup>®</sup> (*Varian Medical Systems. Palo Alto, CA*) empleando energías de 6 MV y 15 MV.

## 2. Material y método

### Selección de pacientes y simulación

Para este estudio se han seleccionado once pacientes considerados de alto riesgo. El tratamiento de estos once pacientes ha sido planificado con la técnica VMAT, bajo la misma prescripción clínica y con el mismo esquema de fraccionamiento. La prescripción clínica y el fraccionamiento empleados en este estudio pueden consultarse en la *tabla 1*.

Los pacientes han sido preparados previamente a la simulación mediante el llenado de la vejiga con 1 litro de agua y el vaciado del recto de heces y gases, para mantener la reproducibilidad de la posición de los volúmenes de interés durante todas las sesiones de tratamiento. La inmovilización de los pacientes se ha llevado a cabo mediante una cuna alfa lo más ergonómica posible. La obtención del conjunto de imágenes necesarias para la planificación del tratamiento de los pacientes se ha llevado a cabo mediante un escáner *CT Brilliance 16 Big Bore* (Philips Ibérica S.A.).

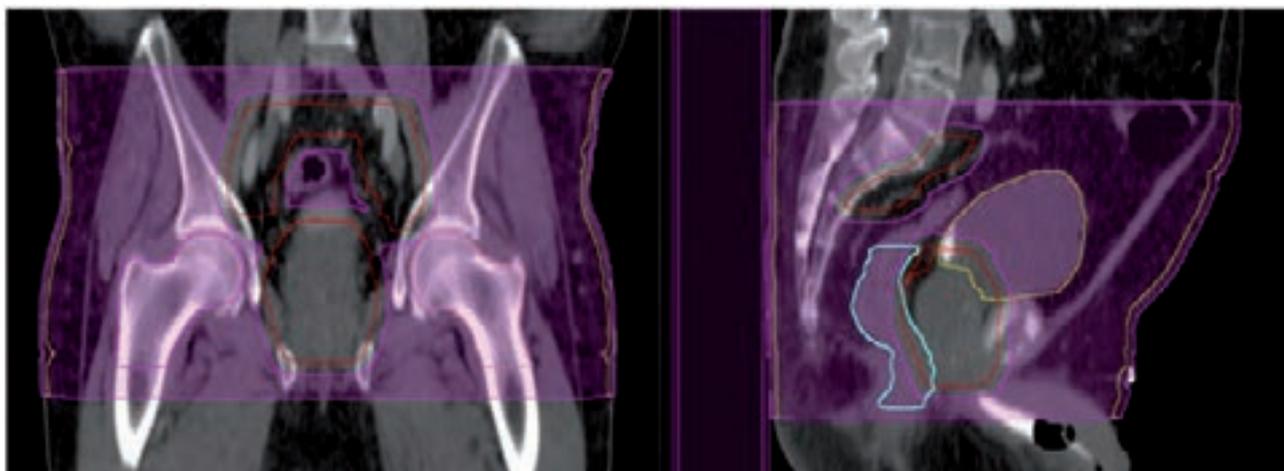
### Contorneo

EL volumen objetivo clínico (*CTV*) consta de tres partes: la próstata (*CTV PR*), las vesículas seminales (*CTV WVSS*) y los ganglios prostáticos (*CTV GL*). Los tres *CTVs* han sido expandidos para formar los correspondientes *PTVs*. Los márgenes para la obtención del *PTV PR* han sido establecidos en 7 mm hacia el recto y 1 cm en el resto de direcciones. Para el *PTV WVSS* y el *PTV GL* los márgenes han sido de 7 mm en todas las direcciones. Estos *PTVs*, debido a las prescripción clínica, se han agrupado de la siguiente forma: *PTV PR + WVSS + GL*, *PTV + PR + WVSS* y *PTV + PR*.

En lo que concierne a los órganos de riesgo cabe hacer las siguientes consideraciones. El recto contorneado es la porción del mismo que limita con el *PTV PR + WVSS + GL*, que es el *PTV* de mayor tamaño y, por tanto, engloba a los otros dos. La vejiga ha sido contorneada en su totalidad, al igual que las cabezas femorales. La piel ha sido contorneada aplicando un margen interno al contorno externo de 5 mm, extendiéndose en la dirección cráneo-caudal 2 cm más allá del último corte del *PTV PR + WVSS + GL* en ambos sentidos. En cuanto al resto del cuerpo (tejido normal) se ha establecido una dimensión cráneo-caudal igual a la de la piel. El tejido normal se define como el volumen englobado por el contorno externo confinado a las

**Tabla 1.** Prescripción de dosis, fraccionamiento y restricciones para los órganos de riesgo. Estos valores son los empleados en el centro en el cual se ha realizado el estudio.

PTV					
	Dosis por sesión (cGy/sesión)			Dosis total (cGy)	
PR + WVSS + GL	185			4810	
PR + WVSS	210			5460	
PR	270			7020	
OAR					
Recto	$V_{37.7 \text{ Gy}} \leq 40\%$	$V_{46.7 \text{ Gy}} \leq 30\%$	$V_{64.3 \text{ Gy}} \leq 20\%$	$V_{68.6 \text{ Gy}} \leq 10\%$	$D_{\text{media}} \leq 37.7 \text{ Gy}$
Vejiga	$V_{51.1 \text{ Gy}} \leq 40\%$	$V_{60 \text{ Gy}} \leq 30\%$		$V_{68.6 \text{ Gy}} \leq 15\%$	$D_{\text{media}} \leq 50 \text{ Gy}$
Cabezas femorales	$V_{49.8 \text{ Gy}} \leq 10\%$				



**Fig. 1.** Estructuras contorneadas para la evaluación de la dosimetría. Se puede observar el tejido sano (morado), la vejiga (amarillo), el recto (azul), las cabezas femorales (rosa), el contorno externo (verde) y la estructura usada para la evaluación de la dosis en piel (amarillo), creada con un margen interno de 5 mm aplicado al contorno externo.

dimensiones anteriormente mencionadas excluyendo del mismo el *PTV PR + VVSS + GL* con un margen de 7 mm (fig. 1).

## Planificación

El cálculo de dosis se ha llevado a cabo utilizando el planificador *Eclipse v.11* (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) con el algoritmo de cálculo *AAA®* (Analytical Anisotropic Algorithm). Los planes han sido generados para un acelerador lineal *Clinac iX* (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA) con energías de 6 MV y 15 MV para fotones con tasa máxima de 600 UM/min. El acelerador dispone de un *MLC 120 Millennium*, con 120 láminas dispuestas en dos bancadas de 60 láminas cada una, con una configuración de 40 láminas de 5 mm centrales y 20 láminas de 1 cm distales. Además, incluye un sistema de imagen de kilovoltaje *OBI* (On-Board Imager).

Se ha decidido realizar el proceso de planificación empleando dos arcos coplanares desde 181° hasta 179° en sentido horario y anti-horario respectivamente. Con el objetivo de minimizar el efecto *tongue and groove* el colimador ha sido rotado 30° en el primer arco y 330° en el segundo. El margen de conformación de las mandíbulas ha sido establecido en 5 mm desde el borde del *PTV* de mayor tamaño (*PTV PR + VVSS + GL*). La tasa para el proceso de optimización se ha establecido en el valor máximo nominal que puede proporcionar la máquina (600 UM/min).

Cada uno de los casos ha sido optimizado utilizando un plan distinto para cada energía (6 MV y 15 MV). Para cada caso estudiado tanto los parámetros de la optimización como los volúmenes contorneados y los pesos asociados se han mantenido iguales para ambas energías con el objetivo de minimizar la influencia que

una posible variación de alguno de estos parámetros pudiese tener en el resultado final.

Las estructuras auxiliares creadas para la optimización son las mismas para cada caso y en ambas energías. Las funciones objetivo para cada caso se han definido de manera idéntica para ambas energías. Los pesos de la optimización también se han dejado invariantes en ambos planes con el fin de poder evaluar lo más independientemente posible la influencia en la dosimetría de la energía del haz de tratamiento.

El proceso de optimización ha sido llevado a cabo siguiendo la misma secuencia en todos los casos. En el primer nivel de resolución, según el optimizador de *Eclipse v.11* (Varian Medical Systems. Palo Alto, CA), se ha pausado la optimización. En este punto se han modificado los pesos de las funciones objetivo para conseguir que la función de coste se mantenga constante en el tiempo y tenga un valor lo más próximo a cero posible, así como un histograma dosis-volumen (HDV) satisfactorio acorde con los objetivos de la planificación. Una vez obtenida una solución óptima se permite la continuación de la optimización hasta el cálculo final de dosis.

En cuanto al esquema de tratamiento se ha elegido un esquema hipofraccionado, repartido en 26 sesiones, con cinco sesiones por semana. Los criterios clínicos de planificación seguidos en nuestro centro, así como las restricciones de los órganos de riesgo, están recogidos en la *tabla 1*.

## Evaluación de los planes de tratamiento

Los HDV han sido evaluados en función de tres valores de dosis fundamentales  $D_{98\%}$ ,  $D_{50\%}$  y  $D_{2\%}$ , siendo la dosis al 98% (próximo al máximo), 50% y 2% (próximo al mínimo) del volumen evaluado respectivamente. Se

han elegido tres índices fundamentales para la comparación de los *PTVs*:

### Factor de Conformación (*FC*)<sup>12</sup>

Esta definición establece el factor de conformación como el producto de dos factores:

1. Factor de irradiación del *PTV* para una dosis *D*:<sup>12</sup>

$$PTV(D) = \frac{V_{PTV\_D}}{V_{PTV}} \quad (1)$$

donde  $V_{PTV\_D}$  representa el volumen del *PTV* que recibe una dosis superior o igual a *D* y  $V_{PTV}$  el volumen del *PTV*.

2. Factor de irradiación fuera del *PTV* para una dosis *D*:<sup>12</sup>

$$TS(D) = \frac{V_{TS\_D}}{V_{isodosis\_D}} \quad (2)$$

donde  $V_{TS\_D}$  representa el volumen de la isodosis *D* fuera del *PTV* y  $V_{isodosis\_D}$  el volumen de la isodosis *D*.

Se define el factor de conformación *FC*:<sup>12</sup>

$$FC(D) = PTV(D)[1 - TS(D)] \quad (3)$$

Este factor es siempre menor o igual a 1, siendo mejor la conformación cuanto más cercano a 1 se encuentre dicho índice. Cabe destacar que la definición

que se ha escogido del factor de conformación es dependiente de la dosis *D* considerada. En este estudio se aplica como un indicador numérico sobre la dosis de prescripción para cada *PTV*.

### Índice de homogeneidad (*IH*)<sup>2</sup>

Se ha definido como:

$$IH = \frac{D_{2\%} - D_{98\%}}{D_{50\%}} \quad (4)$$

La homogeneidad definida a través de la expresión anterior será tanto mejor cuanto más se acerque a cero el valor de *IH*.

### Dosis Integral (*DI*)

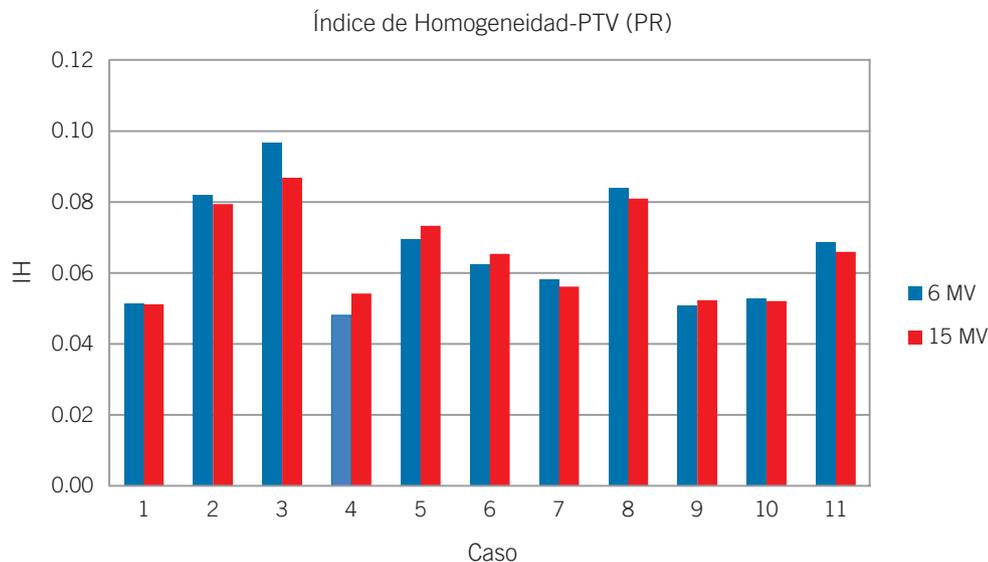
Según hace referencia H. Aoyama et al.<sup>3</sup> la dosis integral se define como:

$$DI = D_{media} V \quad (5)$$

donde  $D_{media}$  y  $V$  representan respectivamente la dosis media y el volumen de la estructura a evaluar. Este indicador se suele expresar en unidades de  $Gycm^3$ .

### Estadística

Para analizar la significación estadística de los resultados obtenidos se ha realizado una prueba *t de Student* y se han obtenido los valores *p* asociados bajo la suposición de muestras con varianzas iguales. La



**Fig. 2.** Índice de homogeneidad (*IH*) para los once casos analizados para el *PTV* de próstata (*PTV PR*). Los índices de homogeneidad están evaluados según la expresión (4) para las dos energías empleadas (azul-6 MV y rojo-15 MV).

**Tabla 2.** Valores de la media y de la desviación estándar (STD) para los índices dosimétricos utilizados en este estudio (índice de homogeneidad, factor de conformación y dosis integral). Estos índices han sido evaluados en el PTV PR, PTV PR + WVSS y PTV PR + WVSS + GL para las energías utilizadas (6 MV y 15 MV).

	6 MV						15 MV					
	IH		FC		DI (Gycm <sup>3</sup> )		IH		FC		DI (Gycm <sup>3</sup> )	
	Media	STD	Media	STD	Media	STD	Media	STD	Media	STD	Media	STD
PTV (PR + WVSS + GL)	0.46	0.03	0.58	0.09	42956	7188	0.49	0.08	0.60	0.09	41369	5715
PTV (PR + WVSS)	0.28	0.03	0.58	0.11	15660	2909	0.29	0.04	0.58	0.11	15688	2875
PTV (PR)	0.07	0.02	0.81	0.05	12139	2889	0.07	0.01	0.81	0.04	12130	2883

**Tabla 3.** Resumen de los valores  $p$  obtenidos a partir de dos colas de la distribución t de Student para las medias de los distintos índices dosimétricos empleados en la comparación entre planes realizados con energías de 6 MV y 15 MV. Las siglas corresponden a factor de conformación (FC), índice de homogeneidad (IH) y dosis integral (DI). La prueba se ha realizado suponiendo varianzas iguales.

	Valores $p$					
	IH	IC	DI	D <sub>2%</sub>	D <sub>98%</sub>	D <sub>med</sub>
PTV (PR + WVSS + GL)	0.38	0.80	0.57	0.41	0.48	0.36
PTV (PR + WVSS)	0.72	0.96	0.98	0.50	0.88	0.85
PTV (PR)	0.92	0.97	0.99	0.88	0.81	0.59
	Recto	Vejiga	Piel	C. Femorales	Cuerpo	UM
DI	0.78	0.87	0.11	0.77	0.61	—
D <sub>2%</sub>	0.83	0.86	0.05	0.65	0.85	—
V <sub>37</sub>	0.66	—	—	—	—	—
V <sub>46.7</sub>	0.89	—	—	—	—	—
V <sub>51.1</sub>	—	0.96	—	—	—	—
V <sub>60</sub>	—	0.95	—	—	—	—
V <sub>64.3</sub>	0.8	—	—	—	—	—
V <sub>68.6</sub>	0.44	0.94	—	—	—	—
D <sub>med</sub>	0.58	0.80	—	—	—	—
Arco 1	—	—	—	—	—	0.03
Arco 2	—	—	—	—	—	0.02

hipótesis nula en este caso se basa en asumir que las medias de las muestras asociadas a 6 MV y 15 MV son iguales. Para valores de  $p$  mayores de 0.05 no será posible rechazar esta hipótesis.

Además, se han obtenido la media aritmética (*Media*) de cada uno de los índices anteriormente señalados y su desviación estándar (*STD*).

### 3. Resultados y discusión

#### Cobertura sobre los PTVs

En la *tabla 2* aparecen recogidos los valores medios junto con su desviación estándar obtenidos para el factor de conformación, índice de homogeneidad y dosis integral. Se puede observar la estabilidad de los

**Tabla 4.** Resumen de los valores de los índices del histograma dosis-volumen empleados para la evaluación del cumplimiento de los límites en órganos de riesgo junto con el valor de dichos límites.

	Caso	Recto					Vejiga				Cabezas femorales
		V <sub>37.7</sub>	V <sub>46.7</sub>	V <sub>64.3</sub>	V <sub>68.6</sub>	D <sub>media</sub> (Gy)	V <sub>51.1</sub>	V <sub>60</sub>	V <sub>68.6</sub>	D <sub>media</sub> (Gy)	V <sub>49.8</sub>
15 X	1	33.2%	22.9%	12.0%	8.6%	33.9	15.9%	12.0%	8.7%	31.0	0%
	2	31.7%	22.2%	13.2%	10.5%	34.7	23.2%	15.7%	10.1%	45.7	0%
	3	34.9%	24.8%	11.8%	12.7%	38.7	34.3%	21.0%	13.8%	50.8	0%
	4	36.8%	26.9%	11.7%	8.5%	35.5	32.1%	19.1%	11.8%	49.1	0%
	5	36.6%	27.4%	12.1%	7.9%	39.5	29.7%	19.5%	12.1%	45.4	0%
	6	31.7%	20.9%	10.5%	7.6%	37.3	39.0%	23.4%	7.6%	45.0	0%
	7	37.4%	25.8%	12.2%	8.9%	37.1	29.1%	16.2%	9.5%	45.9	0%
	8	35.8%	26.6%	9.1%	6.6%	32.3	24.2%	12.0%	6.8%	42.6	0%
	9	37.6%	27.6%	11.4%	8.1%	36.2	40.6%	17.9%	10.8%	51.2	0%
	10	45.9%	34.2%	15.4%	11.1%	41.4	37.8%	28.2%	19.5%	47.4	0%
	11	38.7%	29.6%	14.8%	10.4%	46.5	28.0%	16.6%	9.7%	46.5	0%
6 X	1	32.8%	23.1%	12.5%	8.9%	33.6	16.3%	15.0%	8.9%	31.0	0%
	2	31.5%	22.1%	13.0%	10.4%	34.6	24.6%	16.3%	10.6%	46.1	0%
	3	42.5%	28.5%	11.0%	8.3%	40.2	37.6%	22.4%	14.3%	51.9	0%
	4	35.4%	26.1%	11.1%	7.9%	35.0	32.2%	18.4%	11.3%	48.9	0%
	5	36.0%	26.6%	11.4%	7.5%	39.3	28.3%	18.5%	11.4%	44.1	0%
	6	31.7%	20.7%	10.6%	7.6%	37.2	38.6%	23.5%	11.7%	45.0	0%
	7	37.5%	25.9%	12.4%	9.0%	37.1	26.8%	15.6%	9.7%	40.5	0%
	8	35.5%	26.0%	8.5%	6.2%	31.8	24.0%	11.8%	6.4%	42.4	0%
	9	42.2%	29.1%	10.8%	7.8%	37.2	40.2%	17.0%	7.9%	51.0	0%
	10	45.4%	33.6%	15.6%	10.9%	39.9	37.2%	28.0%	19.2%	46.4	0%
	11	38.8%	29.7%	14.9%	10.3%	38.2	29.6%	16.5%	9.9%	46.4	0%
<b>LÍMITES</b>											
		40%	30%	20%	10%	37.7	40%	30%	15%	50	10%

indicadores con la energía, lo cual concuerda con los resultados encontrados por otros autores.<sup>10,13</sup> Un resumen de los valores  $p$  obtenidos para cada uno de los índices mencionados aparece recogido en la *tabla 3*.

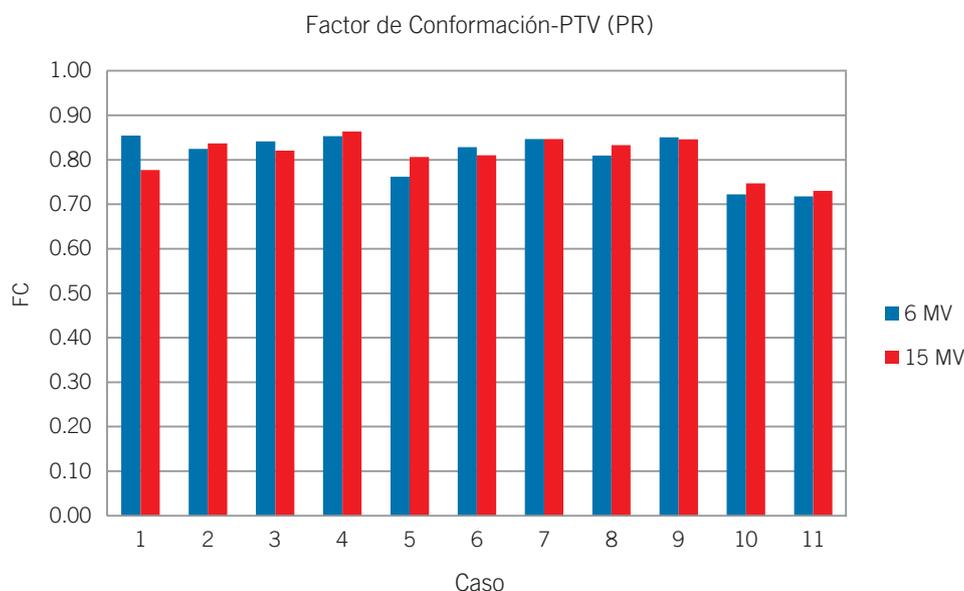
En cuanto a las dosis integrales obtenidas en los distintos PTVs cabe destacar significativamente que las medias asociadas a cada uno de los índices evaluados para 6 MV y 15 MV pueden considerarse como iguales (*tabla 3*).

Para el caso del PTV PR se muestran los valores de IH (*fig. 2*) y de FC (*fig. 3*) para todos los casos analizados. No se distingue una tendencia clara que haga

suponer una mayor conveniencia de una energía sobre la otra.

### Órganos de riesgo y tejido normal

Considerando los valores obtenidos en la evaluación de los HDV para los órganos de riesgo y comparándolos con los límites empleados en nuestro centro (*tabla 1*) se ha elaborado una tabla con los valores correspondientes a cada caso y para cada energía (*tabla 4*). No se observa influencia de la energía del haz sobre el grado de cumplimiento de los límites de dosis para



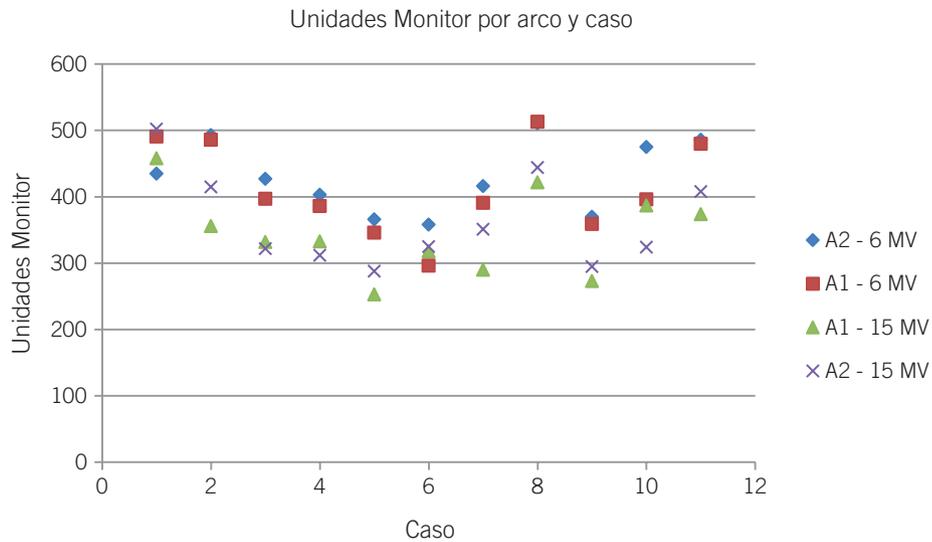
**Fig. 3.** Factor de conformación (FC) para los once casos analizados para el PTV de próstata (PTV PR). Los factores de conformación están evaluados siguiendo lo descrito en la expresión (3) para las dos energías empleadas (azul-6 MV y rojo-15 MV).

**Tabla 5.** Sumario de los valores de la media y la desviación estándar (STD) para  $D_{2\%}$  (valor de la dosis en el 2% del volumen considerado) en órganos de riesgo y tejido sano.

	$D_{2\%}$ (Gy) 6 MV		$D_{2\%}$ (Gy) 15 MV	
	Media	STD	Media	STD
<b>Recto</b>	71.80	1.06	71.90	0.96
<b>Vejiga</b>	72.67	0.65	72.73	0.86
<b>Piel</b>	24.96	2.91	22.24	3.19
<b>Cuerpo</b>	44.55	2.03	44.38	1.93
<b>Cabezas femorales</b>	35.30	3.05	35.92	3.33

**Tabla 6.** Sumario de los valores de la media y la desviación estándar (STD) para la dosis integral ( $DI$ ), evaluada según la expresión (5), en órganos de riesgo y tejido sano.

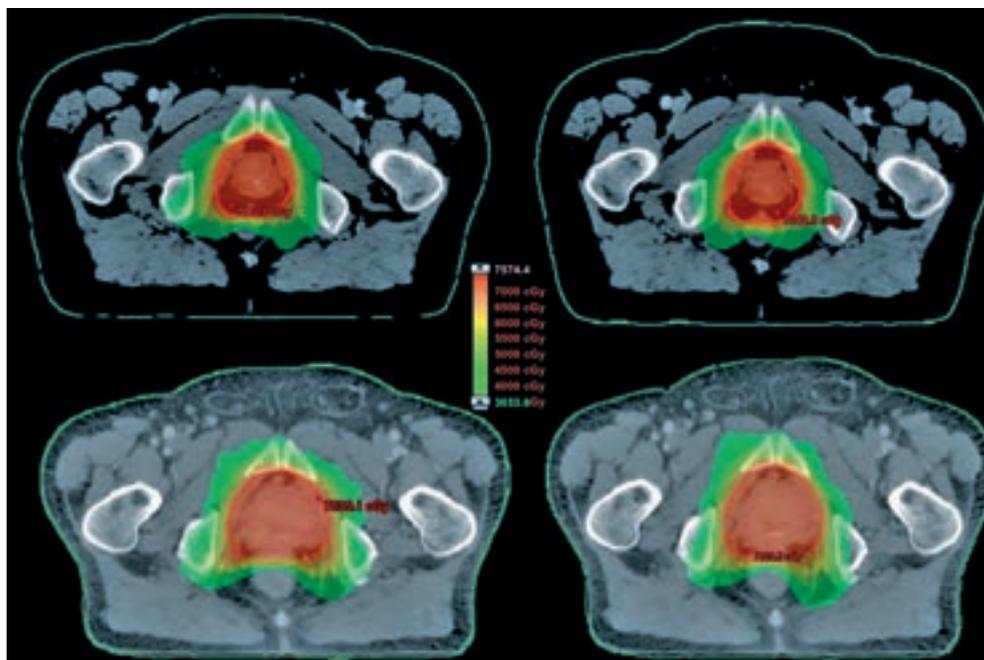
	$DI$ (Gy $cm^3$ ) 6 MV		$DI$ (Gy $cm^3$ ) 15 MV	
	Media	STD	Media	STD
<b>Recto</b>	2395.5	450.70	2457.6	552.5
<b>Vejiga</b>	9537.8	2837.00	9744.0	2814.7
<b>Piel</b>	10205.6	1089.30	9274.3	1246.6
<b>Cuerpo</b>	240770.2	40194.60	231717.7	42044.4
<b>Cabezas femorales</b>	6133.4	1326.68	5967.3	1289.3



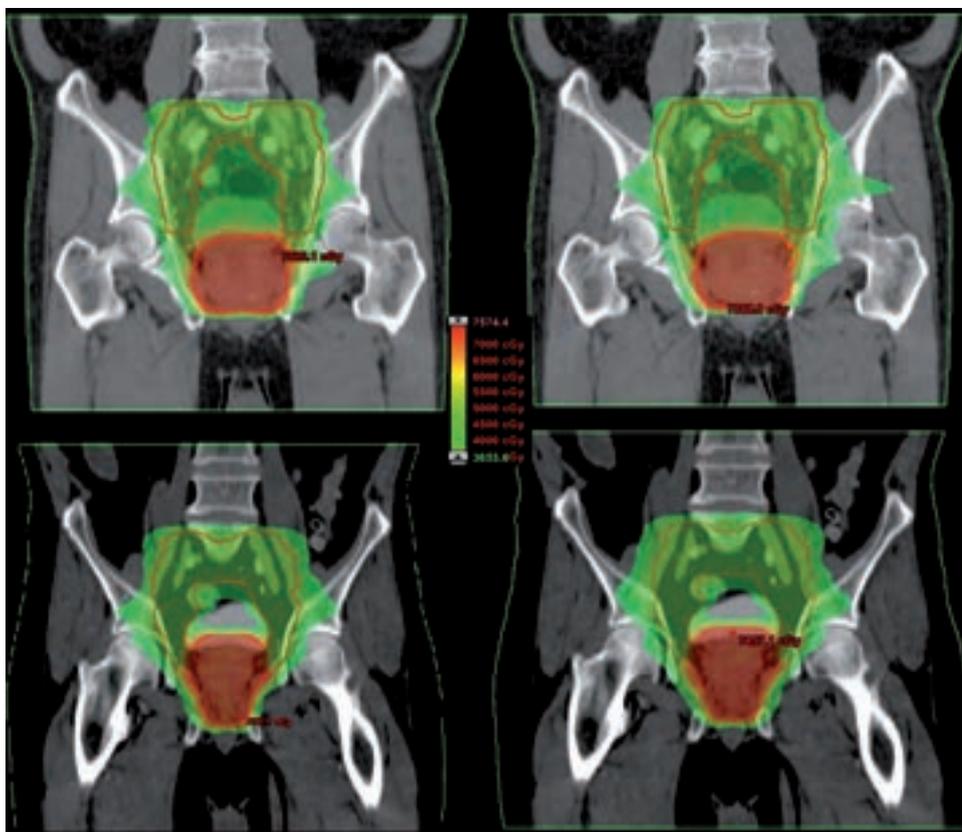
**Fig. 4.** Valores de unidades de monitor por arco para cada uno de los casos estudiados (dos arcos para cada energía y plan de tratamiento).

cada órgano de riesgo. De los diez límites impuestos a órganos de riesgo hay siete en los cuales el porcentaje de cumplimiento es idéntico para el caso de los planes de 6 MV y 15 MV. En los otros tres (recto:  $V_{68.6}$  y vejiga:  $V_{68.6}$  y  $V_{51.1}$ ) las diferencias no son mayores del 9% en ningún caso, siendo más favorable para 6 MV en el caso del recto y menos favorable en el caso de la vejiga. Se

han encontrado valores de  $D_{2\%}$  para los distintos volúmenes evaluados muy similares ( $p > 0.83$ ) al comparar ambas energías. Merece la pena señalar que la media de la dosis máxima en piel para 15 MV (22.24 Gy) es algo menor que para 6 MV (24.96 Gy) aunque debido al valor de  $p$  obtenido ( $p = 0.06$ ) no es posible rechazar la hipótesis de medias iguales. Con respecto a la dosis



**Fig. 5.** Isodosis en cortes axiales correspondientes a la dosimetría de dos casos. A la izquierda aparece el caso asociado a la energía de 6MV, mientras que a la derecha se muestra el correspondiente a 15 MV. Se observa el contorno externo (verde) y el PTV PR + WVSS + GL (rojo), así como el punto de dosis máxima. Los valores de las isodosis representadas aparecen en la figura.



**Fig. 6.** Isodosis en cortes sagitales correspondientes a la dosimetría de dos casos. A la izquierda aparece el caso asociado a la energía de 6MV, mientras que a la derecha se muestra el correspondiente a 15 MV. Se observa el contorno externo (verde) y el PTV PR + WVSS + GL (rojo), así como el punto de dosis máxima. Los valores de las isodosis representadas aparecen en la figura.

integral se han obtenido resultados parecidos (tabla 3). Los valores obtenidos para los órganos de riesgo de  $DI$  y  $D_{2\%}$  están recogidos en las tablas 5 y 6.

### Unidades de monitor (UM)

Otro parámetro interesante que se ha analizado en los planes de tratamiento obtenidos es las unidades de monitor por arco. Los resultados del estudio se detallan en la figura 4. Se observa de forma clara que los tratamientos con 15 MV necesitan de un menor número de UM que los tratamientos con 6 MV. Analizando los valores obtenidos para cada arco de tratamiento en planes de energía de 6 MV y 15 MV se obtienen valores de  $p$  de 0.03 y 0.02 respectivamente. Esto indica que, en lo que a unidades monitor respecta, existe una diferencia en el empleo de energías distintas. Según los resultados obtenidos, en promedio el empleo de 6 MV implica un 16% más de unidades de monitor que el uso de 15 MV.

### Consideraciones adicionales

En cuanto a los volúmenes irradiados con bajas dosis (menos del 50% de la dosis de prescripción) se

ha encontrado que para 6 MV son ligeramente mayores que para 15 MV (fig. 5 y fig. 6) de forma similar a lo documentado por Pasler M. et al.<sup>2</sup> Esto suscita el problema de la aparición de tumores radio-inducidos a largo plazo en las zonas de bajas dosis o alejadas de los volúmenes irradiados. Con respecto a la aparición de neoplasias radio-inducidas existen diversas opiniones en la literatura, existiendo autores con opiniones a favor y otros más reticentes a aceptar esta hipótesis.<sup>14,15</sup>

La producción de neutrones comienza a partir de energías de los fotones incidentes cercanas a la energía de ligadura media por nucleón (8 MeV). Una ventaja derivada directamente de la no utilización de energías altas es que el umbral de producción de reacciones fotonucleares es mayor que la energía máxima del haz. Desde el punto de vista de la protección radiológica la ausencia de neutrones es una ventaja por dos razones principales. En primer lugar, la ausencia de reacciones fotonucleares impide la activación de piezas en el acelerador lineal así como en la mesa de tratamiento y en las paredes de la sala.<sup>16,17</sup> De esta manera la contribución a la dosis recibida por el personal disminuye.<sup>17,18</sup> En segundo lugar y debido a la ausencia de neutrones, los blindajes de las salas pueden ser menores, disminu-

yendo los costes totales de la instalación.<sup>19</sup> Cabe considerar la contribución a la dosis debida a la producción neutrónica a la energía de 15 MeV, ya que esta no es despreciable.<sup>20,21</sup>

## Conclusiones

En este trabajo se ha estudiado la dependencia con la energía del haz en la dosimetría asociada a tratamientos de cáncer de próstata en pacientes de alto riesgo empleando *VMAT (RapidArc®)*. Los resultados que se han encontrado indican que la elección de la energía juega un papel secundario cuando se modula con *VMAT*. Los resultados obtenidos se encuentran en concordancia con lo publicado por Ost et al.,<sup>22</sup> Pasler et al.,<sup>2</sup> Sternick et al.<sup>23</sup> y Pirzkall et al.<sup>10</sup>

Las diferencias en los índices estudiados para los *PTVs* en función de la energía del haz empleada no son estadísticamente significativas según los datos obtenidos en este estudio. Con respecto a los órganos de riesgo y el tejido sano tampoco se encuentran diferencias estadísticamente relevantes, si bien el caso de la piel se encuentra cercano al límite. Si se observa una diferencia significativa en el número de unidades de monitor por arco necesarias, siendo mayor para el caso de 6 MV (*tabla 3*).

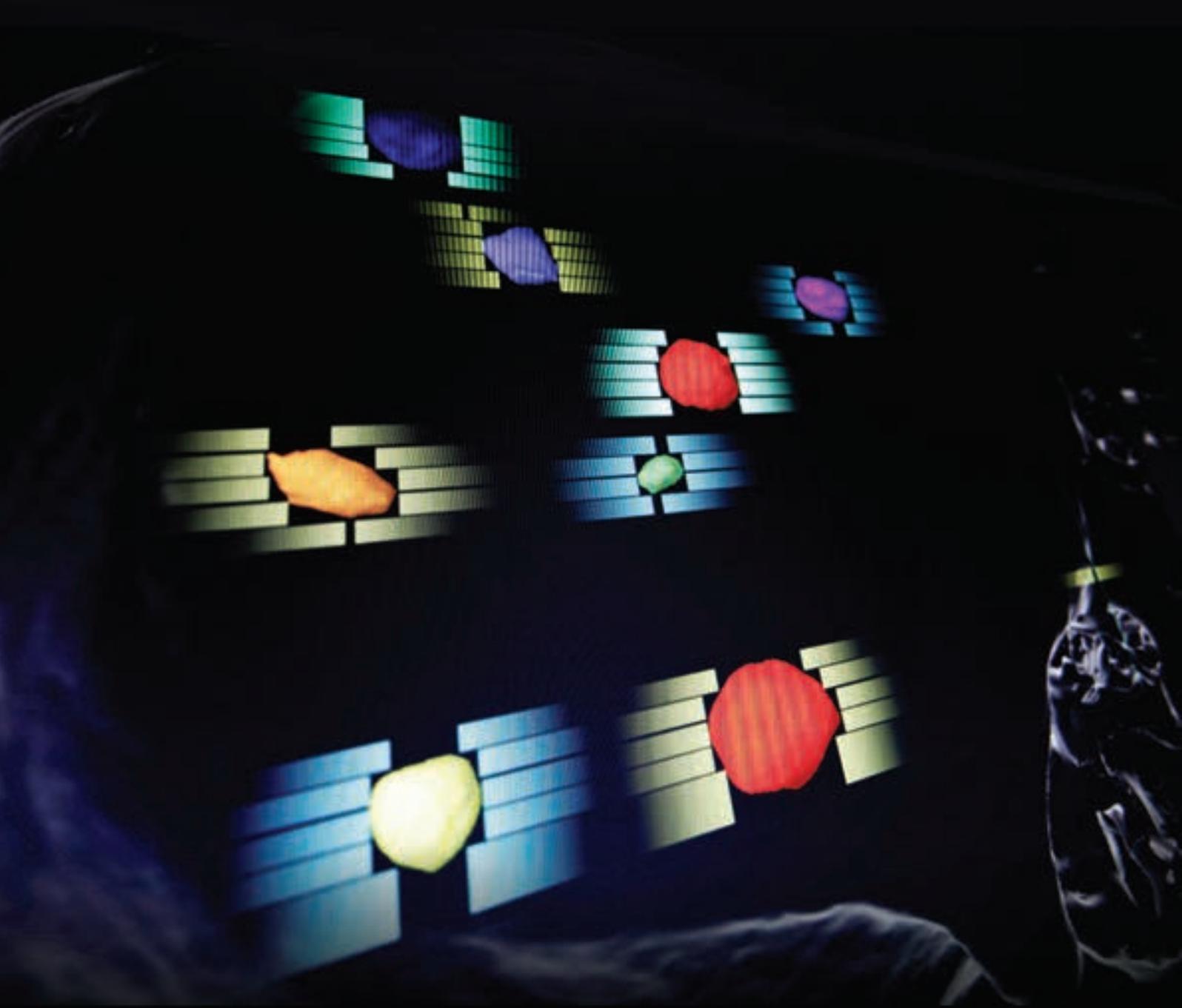
Teniendo en cuenta los resultados de este estudio, las necesidades de un servicio a la hora de modular con arcoterapia podrían estar cubiertas con máquinas de baja energía (6 MV).

## Referencias

- Palma D, Vollans E, James K et al. Volumetric Modulated Arc Therapy (VMAT) for Delivery of Prostate Radiotherapy: Reduction in Treatment Time and Monitor Unit Requirements Compared to Intensity Modulated Radiotherapy. BC Cancer Agency, Vancouver, BC, Canada.
- Pasler M, Georg D, Wirtz H, Lutterbach J. Effect of photon-beam energy on VMAT and IMRT treatment plan quality and Dosimetric accuracy for advanced prostate cancer. *Strahlenther Onkol* 2011;11:792-8.
- Aoyama H, Westerly DC, Mackie TR et al. Integral radiation dose to normal structures with conformal external beam radiation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2006;64:962-7.
- Bertelsen A, Hansen CR, Johansen J et al. Single arc volumetric modulated arc therapy of head and neck cancer. *Radiother Oncol* 2010; 95: 142-8.
- Clivio A, Fogliata A, Franzetti-Pellanda A et al. Volumetric-modulated arc radiotherapy for carcinomas of the anal canal: a treatment planning comparison with fixed field IMRT. *Radiother Oncol* 2009;92:118-24.
- Cozzi L, Dinshaw KA, Shrivastava SK et al. A treatment planning study comparing volumetric arc modulation with RapidArc and fixed field IMRT for cervix uteri radiotherapy. *Radiother Oncol* 2008;89:180-91.
- Eppinga E, Lagerwaard F, Verbakel W et al. Volumetric modulated arc therapy for advanced pancreatic cancer. *Strahlenther Onkol* 2010;186:382-7.
- Purdy JA. Dose to normal tissues outside the radiation therapy patient's treated volume: a review of different radiation therapy techniques. *Health Phys* 2008;95:666-76.
- Laughlin JS, Mohan R, Kutcher GJ. Choice of optimum megavoltage for accelerators for photon beam treatment. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 1986;12:1551-7.
- Pirzkall A, Carol M, Pickett B et al. The effect of beam energy and number of fields on photon-based IMRT for deep-seated targets. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002;53:434-42.
- Soderstrom S, Eklof A, Brahme A. Aspects on the optimal photon beam energy for radiation therapy. *Acta Oncol* 1999; 38:179-87.
- Oozeer R, Chauvet B, Garcia R et al. Évaluation dosimétrique d'une radiothérapie conformationnelle: le facteur de conformation. *Cancer Radiother* 2000;4:207-16.
- R. Yang, S. Xu et al. Integral dose in three-dimensional conformal radiotherapy, intensity-modulated radiotherapy and helical tomotherapy. *Clinical Oncology* 2009;21:706-12.
- Hall EJ, Wu CS. Radiation-induced second cancers: the impact of 3D-CRT and IMRT. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003;56:83-8.
- Ruben JD, Davis S, Evans C et al. The effect of intensity-modulated radiotherapy on radiation-induced second malignancies. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;70:1530-6.
- Brusa A et al. Long term activation in a 15 MeV radiotherapy accelerator. *Med Phys* 2008;35:30-49.
- Fischer HW, Tabot B, Poppe B. Comparison of activation products and induced dose rates in different high-energy medical linear accelerators. *Health Physics* 2008;94(3).
- Rawlison JA et al. Dose to radiation therapists from activation at high-energy accelerators used for conventional and intensity-modulated radiation therapy. *Med Phys* 2002;29: 598.
- NCRP (2005). National Council on Radiation Protection and Measurements. Structural Shielding Design and Evaluation for Megavoltage X- and Gamma-Ray Radiotherapy Facilities. NCRP Report N° 151 (National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Maryland).
- Wiezorek T, Banz N, Schwedas M et al. Dosimetric quality assurance for intensity-modulated radiotherapy. Feasibility study for a filmless approach. *Strahlenther Onkol* 2005;181: 468-74.
- Wiezorek T, Voigt A, Metzger N et al. Experimental determination of peripheral doses for different IMRT techniques delivered by a Siemens linear accelerator. *Strahlenther Onkol* 2008;184:73-9.
- Ost P, Speleers B, De Merleer G et al. Volumetric modulated arc therapy and intensity modulated radiotherapy for primary prostate radiotherapy with simultaneous integrated boost to intraprostatic lesion with 6 and 18 MV: a planning comparison study. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2011;79:920-6.
- Sternick ES, Bleier AR, Carol MP et al. Intensity modulated radiation therapy: what photon energy is best? (Abstr.). Proceedings of the International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR), XIIth Annual Meeting, Salt Lake City, UT. Madison, WI: Medical Physics Publishing;1997;418-9.

# FAST TREATMENT. FOCUSED DOSE. REVOLUTIONARY TECHNOLOGY.

LEARN HOW BRAINLAB IS SHIFTING THE PARADIGM IN THE TREATMENT  
OF MULTIPLE METASTASES AT [BRAINLAB.COM/BRAINMETS](http://BRAINLAB.COM/BRAINMETS).



 **BRAINLAB**

©2015 Brainlab EL\_AD\_EN\_ElementsAdBrainMets\_Jan2015\_Rev3  
© Registered trademark of Brainlab AG in Germany and/or the US.