

# Comparación de tratamientos de IMRT estática generados por tres sistemas de planificación inversa

## Comparison of step and shoot IMRT treatment plans generated by three inverse treatment planning systems

JM Pérez Moreno, D Zucca Aparicio, P Fernández Letón, J García Ruiz-Zorrilla, A Miñambres Moro

Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Hospital Universitario de Madrid Sanchinarro.

Fecha de Recepción: 25/02/2011 - Fecha de Aceptación: 24/05/2011

Uno de los aspectos más relevantes de los tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) con la técnica *step and shoot* o estática es el número de segmentos y de unidades de monitor (UM) calculados para la impartición del tratamiento. Estos parámetros dependen en gran medida del módulo de planificación inversa del sistema de planificación de tratamientos (TPS).

Se han evaluado tres sistemas de planificación comerciales: CMS XiO, iPlan RTDose y Prowess Panther. Con cada uno de ellos se ha generado un plan de tratamiento para el mismo grupo de pacientes, correspondientes a casos clínicos reales. Se han comparado resultados dosimétricos, UM calculadas y número de segmentos.

El sistema de planificación Prowess permite obtener planes de tratamiento con un número de segmentos significativamente menor que los otros sistemas, con menos de la mitad de UM. Esto implica importantes reducciones de la radiación de fuga y del tiempo de tratamiento. La degradación en el cálculo final de dosis es muy pequeña, debido a que directamente optimiza posiciones del colimador multiláminas (MLC).

**Palabras clave:** IMRT, planificación inversa, MLC, DAO, segmentos, MU.

One of the most important issues of intensity modulated radiation therapy (IMRT) treatments using the “step-and-shoot” technique is the number of segments and monitor units (MU) for treatment delivery. These parameters depend heavily on the inverse optimization module of the treatment planning system (TPS) used.

Three commercial treatment planning systems: CMS XiO, iPlan and Prowess Panther have been evaluated. With each of them we have generated a treatment plan for the same group of patients, corresponding to clinical cases. Dosimetric results, MU calculated and number of segments were compared.

Prowess treatment planning system generates plans with a number of segments significantly lower than other systems, while MU are less than a half. It implies important reductions in leakage radiation and delivery time. Degradation in the final dose calculation of dose is very small, because it directly optimizes positions of multileaf collimator (MLC).

**Key words:** IMRT, inverse planning, MLC, DAO, segments, MU.

## Introducción

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) se ha convertido en un estándar de tratamiento para determinadas patologías en un número creciente de centros, gracias a las posibilidades que ofrece en cuanto a conseguir distribuciones de dosis altamente conformadas a los volúmenes blanco y altos gradientes de dosis en las cercanías de órganos de riesgo. Esto

supone un número de pacientes tratados con esta técnica cada vez mayor.

Sin embargo, la complejidad de los tratamientos de IMRT puede implicar tiempos de tratamiento mayores, lo que implica posibilidad de movimiento del paciente y mayor tiempo de utilización de la unidad por cada sesión de tratamiento. Al realizar este tipo de tratamientos con un colimador multiláminas (MLC) mediante una secuencia de segmentos estáticos, el tiempo de

\* Correspondencia  
Email: jmperez@hospitaldemadrid.com

tratamiento crece linealmente con el número de segmentos del plan. Además, el número de UM empleado aumenta considerablemente respecto a tratamientos conformados. Esto supone un aumento de la radiación de fuga a la que está sometido el paciente<sup>1,2</sup>.

El grado de complejidad de los planes de IMRT generados por los sistemas de planificación inversa puede explicarse de acuerdo a su funcionamiento. En general cada haz que se optimiza se divide en pequeños haces o *beamlets* cuya intensidad se ajusta para minimizar una función de coste que depende de los objetivos dosimétricos. El patrón de intensidad es traducido a una secuencia de segmentos que pueda llevar a cabo el MLC. Tras la secuenciación la fluencia obtenida para cada haz no es exactamente igual a la optimizada; así existe un cambio en la distribución de dosis con los campos optimizados respecto a la distribución calculada para los campos ya segmentados.

Los sistemas de planificación implementan diversos algoritmos de secuenciación. Diferentes autores han investigado acerca de cómo aumentar la eficiencia de estos secuenciadores con el objetivo de mejorar la eficacia en la irradiación, simplificando los planes de IMRT<sup>3-9</sup>.

También existen, aunque en menor número, sistemas basados en optimización de aperturas (DAO). Estos sistemas optimizan pesos y posiciones del MLC para un número predeterminado de segmentos para cada haz<sup>10-13</sup>. Se trata de un método de optimización

en un único paso, que elimina el proceso de secuenciación. De esta manera la única distorsión en la distribución de dosis calculada se debe al uso de un algoritmo de cálculo de dosis de mayor exactitud.

Se ha demostrado que sistemas de planificación inversa basados en DAO pueden conseguir distribuciones de dosis altamente conformadas con unos pocos segmentos por haz, reduciendo significativamente el número de segmentos y de UM de un plan de tratamiento respecto a sistemas de planificación que generan planes en dos pasos<sup>11</sup>.

En este trabajo se evalúan tres sistemas de planificación inversa comerciales mediante la comparación de los planes de tratamiento generados por cada uno de ellos para el mismo grupo de pacientes, correspondientes a casos clínicos reales, y usando un mismo MLC.

## Material y métodos

### Sistemas de planificación

Para un mismo grupo de pacientes se han generado planes de tratamiento con tres sistemas de planificación inversa: CMS XiO 4.5 (ELEKTA CMS Software), iPlan RTDose 4.1.2 (Brainlab AG) y Prowess Panther 5.0 (Prowess, Inc. Treatment Planning Systems). Los dos primeros son sistemas en los que los planes se

**Tabla 1.** Resumen comparativo de las características más relevantes en cuanto al procedimiento de trabajo con cada uno de los tres sistemas de planificación evaluados.

	<b>XiO</b>	<b>iPlan</b>	<b>Prowess</b>
<b>Optimización de fluencias + segmentación</b>	SI	SI	NO
<b>Optimización de posiciones del MLC</b>	NO	NO	SI
<b>Algoritmo de optimización</b>	Convolución	Pencil Beam	Convolución
<b>Algoritmo cálculo final</b>	Convolución Superposición	Pencil Beam Monte Carlo	Convolución Superposición
<b>Optimización de pesos de segmentos individuales</b>	SI	NO	SI
<b>Optimización interactiva</b>	NO	NO	SI
<b>Permite editar fluencias</b>	SI	NO	-
<b>Permite limitar el número de segmentos por haz</b>	NO	SI	SI
<b>Permite limitar las UM por haz</b>	NO	NO	SI
<b>Permite eliminar segmentos</b>	SI	NO	SI
<b>Permite editar segmentos</b>	NO	NO	SI

generan en dos pasos, optimización de fluencias seguida de secuenciación, mientras que el último es un sistema de planificación inversa basado en DAO. Todos los planes se han generado para el tratamiento en un acelerador Siemens Oncor Expression equipado con un MLC de 160 láminas de 0,5 cm de anchura en el isocentro, empleando una energía de 6 MV.

En la Tabla 1 se reflejan algunas de las características más relevantes de cada sistema de planificación. Los algoritmos de cálculo de dosis Convolución y Pencil Beam son equivalentes desde el punto de vista de sus bases físicas y motor de cálculo. Se ha optado por emplear ambas denominaciones en lugar de una común, según la nomenclatura empleada por cada fabricante.

### Comparación de los planes de tratamiento

Para cada sistema de planificación se ha calculado un plan de tratamiento para los siguientes casos: cinco casos de cabeza y cuello, uno de próstata con vesículas y cadenas ganglionares, uno de lecho de prostatectomía y un caso de recto. Los planes que se han comparado se han calculado de forma que todos fueran clínicamente aceptables para tratamiento de pacientes; para ello los planes debían cumplir una serie de requisitos dosimétricos. Además, el tiempo de irradiación de

cada plan debía tener algún tipo de limitación. Debido a su aumento lineal con el número de segmentos, se ha intentado que todos los planes de tratamiento estén constituidos por un máximo de 120 segmentos.

Para comparar los planes de tratamiento se han evaluado por una parte los resultados dosimétricos en volúmenes blanco y órganos de riesgo. Por otra se han analizado parámetros relativos a la irradiación: número de haces, de segmentos y de UM calculadas.

Los resultados dosimétricos se han evaluado a partir de puntos de los DVH para los que se definen los límites a órganos de riesgo en los protocolos de nuestro centro. Asimismo se han evaluado la cobertura y las sobredosis de los volúmenes blanco a partir del porcentaje de volumen englobado por las isodosis del 95%, 107% y 110% de la dosis prescrita. También se ha utilizado como criterio la ausencia de dosis superiores al 110% de la dosis de prescripción fuera de los volúmenes de tratamiento.

## Resultados

En las tablas 2-5 se resumen los principales resultados dosimétricos para todos los planes de tratamiento generados con cada uno de los sistemas de planificación. Se dan los valores para la cobertura y sobredosisifi-

**Tabla 2.** Valores promedio y desviaciones estándar de los resultados dosimétricos obtenidos por cada uno de los sistemas de planificación para los casos de cabeza y cuello.

Cabeza y cuello	Prowess		XiO		iPlan	
	Promedio	Desviación estándar	Promedio	Desviación estándar	Promedio	Desviación estándar
V95 PTV1	98,5%	0,5%	95,6%	1,1%	97,4%	1,7%
V95 PTV2	97,6%	1,9%	95,1%	2,5%	97,7%	0,2%
V107 PTV2	5,2%	4,3%	7,7%	7,8%	6,7%	5,4%
V110 PTV2	0,4%	0,5%	2,5%	2,9%	0,4%	0,4%
V30 par dcha	32,1%	18,2%	46,4%	36,2%	36,2%	16,3%
V30 par izda	28,5%	16,8%	30,2%	14,8%	30,9%	6,2%
D. media par dcha	2610,0	577,0	2946,0	1173,5	2746	706
D. media par izda	2517,8	416,3	2599,0	479,3	2577	156
Dmax médula	3161,0	152,4	3333,0	336,0	3328,5	386
Nº campos	8,5	0,5	5,5	1	7	0
Nº segmentos	36	6	116	16	78,5	12
UM	426	30	1157	357	830	106

**Tabla 3.** Valores de los resultados dosimétricos obtenidos por cada uno de los sistemas de planificación para el caso en el que los volúmenes de tratamiento eran próstata, vesículas seminales y cadenas ganglionares.

<b>Próstata + vesículas seminales + cadenas ganglionares</b>	Prowess	XiO	iPlan
<b>V95 PTV1</b>	98,9%	98,7%	99,1%
<b>V95 PTV2</b>	97,0%	99,4%	97,8%
<b>V107 PTV2</b>	0,8%	0,1%	3%
<b>V110 PTV2</b>	0,0%	0,0%	0,0%
<b>V45 recto</b>	35,7%	45%	31,2%
<b>D. media recto</b>	4195,3	4395	3785
<b>V55 vejiga</b>	47,3%	62,6%	47,6%
<b>D. media vejiga</b>	5107,6	5303	5226
<b>V45 cabezas</b>	2,1%	0,0%	1,3%
<b>V40 intestino</b>	36,3%	50,1%	30%
<b>D. media intestino</b>	3529,9	3828	3372
<b>Nº campos</b>	9	5	7
<b>Nº segmentos</b>	27	113	71
<b>UM</b>	480	1085	786

cación en volúmenes blanco. También se recogen, para el caso de órganos de riesgo, los criterios establecidos en los protocolos de nuestro centro para la aceptación de dosimetrías clínicas.

Los casos de cabeza y cuello incluyen dos PTV: cadenas ganglionares y tumor, tratados simultáneamente en 30 sesiones, a 54 Gy las cadenas y el tumor a 60-66 Gy según el caso. Para estos tratamientos, se dan los valores promedios y de desviación estándar de los criterios evaluados (Tabla 2). En el caso de XiO los valores dados corresponden a 4 de los 5 casos propuestos, pues en uno de los casos no se consiguió un plan de tratamiento clínicamente aceptable.

Para el resto de patologías sólo se dan los valores obtenidos en cada TPS, al tratarse de sólo un caso.

En el caso de tratamiento de próstata con cadenas ganglionares (Tabla 3) realizamos una primera fase de tratamiento de IMRT en 28 sesiones en la que también existen dos PTV: ganglios pélvicos a 50,4 Gy y otro resultante de la unión de PTV de próstata y de vesículas seminales a 56 Gy.

**Tabla 4.** Valores de los resultados dosimétricos obtenidos por cada uno de los sistemas de planificación para el caso de carcinoma de recto.

<b>Recto</b>	Prowess	XiO	iPlan
<b>V95 PTV1</b>	97,9%	98,0%	99,8%
<b>V95 PTV2</b>	96,0%	99,9%	99,7%
<b>V107 PTV2</b>	0,0%	0,0%	1,1%
<b>V110 PTV2</b>	0,0%	0,0%	0,0%
<b>V40 intestino</b>	6,2%	8,7%	7,8%
<b>D. media intestino</b>	2761	2903	2797
<b>V50 vejiga</b>	9,6%	15,11%	18,7%
<b>D. media vejiga</b>	3352	4110	4231
<b>V45 cabezas fem.</b>	8,0%	14,8%	34,1%
<b>Nº campos</b>	9	5	7
<b>Nº segmentos</b>	36	159	118
<b>UM</b>	401	1224	902

En el caso de recto (Tabla 4) los dos volúmenes de tratamiento son las cadenas ganglionares pélvicas y la zona de tumor primario, tratados también de forma concomitante en 25 sesiones a 50 Gy y 60 Gy, respectivamente.

De acuerdo a los criterios de nuestro centro los tres sistemas de planificación han permitido conseguir distribuciones de dosis aceptables clínicamente.

La mayor diferencia observada en los parámetros evaluados es la debida al número de segmentos y de UM calculados por cada uno de los sistemas de planificación. En todos los casos el sistema de planificación que genera tratamientos con menor número de UM y de segmentos es Prowess. Las diferencias llegan hasta más de un factor 4 para el número de segmentos y más de un factor 3 para el número de UM respecto a los otros sistemas de planificación.

Por otro lado, iPlan genera, en promedio, planes con un 40% menos de UM y un 45% menos de segmentos que XiO.

En la tabla 6 se resume para cada patología el cociente entre el número de segmentos generados por XiO e iPlan con Prowess.

Respecto al número de haces escogidos para la optimización, en Prowess se han empleado de 7 a

**Tabla 5.** Valores de los resultados dosimétricos obtenidos por cada sistema de planificación para el caso del paciente tratado de lecho de prostatectomía.

Lecho próstata	Prowess	XiO	iPlan
V95 PTV	99,3%	98,5%	99,3%
V107 PTV	9,2%	5,6%	1,9%
V110 PTV	0,0%	0,1%	0,0%
V45 recto	31,9%	24%	30,6%
D. media recto	4012	3901	3764
V55 vejiga	40,9%	45,1%	51%
D. media vejiga	4478	4812	4910
V45 cabezas	0,0%	0%	0,0%
Nº campos	9	7	7
Nº segmentos	27	104	69
UM	508	985	658

**Tabla 6.** Cociente entre el número de segmentos generados por iPlan y XiO respecto a Prowess. En promedio, iPlan genera un 167% más de segmentos, mientras que XiO genera casi un 300% más de segmentos que los empleados por Prowess.

Nº Segmentos	Prowess	XiO	iPlan
Cabeza y cuello	1,0	3,2	2,2
Próstata con cadenas	1,0	4,2	2,6
Recto	1,0	3,9	2,6
Lecho de próstata	1,0	4,4	3,3

9 haces, 7 para iPlan y 5 para XiO. El hecho de que Prowess permita conseguir en torno a 4 segmentos por haz, permite incrementar el número de haces y conseguir una distribución de dosis de buena calidad manteniendo bajo el número de segmentos y UM del plan de tratamiento.

En el caso de iPlan se ha comprobado que la combinación que produce mejores resultados es la de 7 haces con unos 10 segmentos por haz. Al aumentar el número de incidencias aumenta también el número de segmentos y de UM, sin mejoras en la distribución de dosis. Como ejemplo se ha planificado un caso de ORL y el de próstata con cadenas ganglionares con 9 haces. Los segmentos pasaban de 96 a 108 y de 71 a 105, respectivamente, mientras que las UM se mantenían constantes o aumentaban ligeramente.

En el caso de XiO un aumento del número de haces supone un incremento del número de segmentos calculados en la misma proporción. Como ejemplo se ha planificado un caso de ORL y el de próstata con cadenas ganglionares con 7 y 9 haces.

En el caso de ORL los 116 segmentos calculados para el plan de 5 campos aumentaban hasta 138 y 162, para los planes de 7 y 9 haces, manteniéndose casi constante el número de UM. Para el caso de la próstata los 113 segmentos del plan de 5 haces aumentaban a 178 y 229, respectivamente, aumentando ligeramente el número de UM. Estos incrementos en el número de segmentos suponen tiempos de tratamiento no aceptables en nuestro centro.

Por último señalar la existencia de un caso de cabeza y cuello planificado en CMS XiO en el que no se llegó a un resultado clínicamente aceptable, debido a la degradación sufrida por la distribución de dosis tras el proceso de secuenciación.

## Conclusiones

Los tres sistemas de planificación evaluados permiten conseguir distribuciones de dosis aceptables clínicamente.

En cuanto al cálculo final de dosis, en Prowess apenas existe degradación de la distribución de dosis resultante de la optimización, debido a que directamente optimiza posiciones del MLC. Dicha degradación observada en iPlan es inferior a la observada en XiO. De hecho en XiO existe algún caso en el que dicha variación puede suponer un problema difícil de abordar.

El número de segmentos y de UM totales de tratamiento calculados por Prowess se reduce apreciablemente respecto a los otros sistemas, con los consiguientes beneficios en cuanto a reducción de radiación de fuga y tiempos de tratamiento. Dicho reducción también es sensible en el caso de iPlan respecto a XiO, en torno a un 40%, para las versiones evaluadas de cada TPS.

El proceso de optimización en Prowess es interactivo y los segmentos finales pueden ser editados por el usuario con el objetivo de eliminar puntos calientes no deseados, a diferencia de los otros sistemas.

## Bibliografía

1. Galvin JM, Ezzell G, Eisbrauch A, Yu C, Butler B, Xiao Y. Implementing IMRT in clinical practice: a joint document of the American Society for Therapeutic Radiology and Oncology and the American Association of Physicist in Medicine. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2004;58:1616-34.
2. Mohan R, Arnfield M, Tong S, Wu Q, Siebers J. The impact of fluctuations in intensity patterns on the number of monitor units and the quality and accuracy of intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 2000;27:1226-37.
3. Crooks SM, McAven LF, Robinson DF, Xing L. Minimizing delivery time and monitor units in static IMRT by leaf-sequencing. *Phys Med Biol* 2002;47:3105-16.
4. Kamath S, Sahni S, Li J, Palta J, Ranka S. Leaf sequencing algorithms for segmented multileaf collimation. *Phys Med Biol* 2003;48:307-24.
5. Langer M, Thai V, Papiez L. Improved leaf sequencing reduces segments or monitor units needed to deliver IMRT using multileaf collimators. *Med Phys* 2001;28:2450-8.
6. Siebers JV, Lauterbach M, Keall PJ, Mohan R. Incorporating multi-leaf collimator leaf sequencing into iterative IMRT optimization. *Med Phys* 2002;29:952-9.
7. Xia P, Hwang AB, Verhey LJ. A leaf sequencing algorithm to enlarge treatment field length in IMRT. *Med Phys* 2002;29:991-8.
8. Spirou SV, Fournier-Bidoz N, Yang J, Chui CS, Ling CC. Smoothing intensity-modulated beam profiles to improve the efficiency of delivery. *Med Phys* 2001;28:2105-12.
9. Sun X, Xia P. A new smoothing procedure to reduce delivery segments for static MLC-based IMRT planning. *Med Phys* 2004;31:1158-65.
10. Bedford JL, Webb S. Constrained segment shapes in direct-aperture optimization for step-and-shoot IMRT. *Med Phys* 2006;33:944-58.
11. Shepard DM, Earl MA, Li XA, Naqvi S, Yu C. Direct aperture optimization: a turnkey solution for step-and-shoot IMRT. *Med Phys* 2002;29:1007-18;
12. Van Asselen B, Schwarz M, van Vliet-Vroegindeweij C, Lebesque JV, Mijnheer BJ, Damen EM. Intensity-modulated radiotherapy of breast cancer using direct aperture optimization. *Radiother Oncol* 2006;79:162-9.
13. Ludlum E, Xia P. Comparison of IMRT planning with two-step and one-step optimization: a way to simplify IMRT. *Phys Med Biol* 2008;53:807-21.

=