

# Aplicación de un método para la verificación de tratamientos de IMRT sobre la anatomía del paciente utilizando archivos dynalog

## Implementation of a method for patient-specific IMRT treatment verification using dynalog files

JA Calama Santiago\*, MA Infante Utrilla, ME Lavado Rodríguez

Servicio de Oncología Radioterápica, Sección de Radiofísica. Clínica La Luz. C/ General Rodrigo, 8. 28003 Madrid.

Fecha de Recepción: 25/07/2011 - Fecha de Aceptación: 11/12/2011

El objetivo de este trabajo es implementar un sencillo método de verificación de tratamientos de intensidad modulada (IMRT) sobre la anatomía del paciente utilizando archivos dynalog. En estos ficheros se almacenan, para cada campo, la fracción de unidades de monitor (UM) y las posiciones de las láminas planificadas y tratadas cada 55 ms. Esta información se utilizó en el planificador para reconstruir la fluencia administrada y recalcular la dosis absorbida sobre la anatomía del paciente, comparando las distribuciones de dosis absorbida y los histogramas con los inicialmente planificados. Las diferencias se encontraron principalmente en las regiones con alto gradiente de dosis al inicio y al final del recorrido de las láminas. Estas diferencias fueron inferiores al 3% en dosis absorbida en la mayoría de los casos. En los histogramas no se apreciaron diferencias clínicamente significativas. Con una correcta puesta en marcha del acelerador y del colimador multilámina, y un exhaustivo programa de control de calidad del acelerador, del planificador y del sistema de registro y verificación, este procedimiento permite validar los tratamientos de IMRT sobre la anatomía del paciente, a diferencia de los métodos convencionales.

**Palabras clave:** IMRT, dynalog, verificación, histograma, retardo.

The aim of this work is to implement a simple method of intensity modulated radiation therapy (IMRT) verification on the patient anatomy using dynalog files. Monitor units (MU) fraction and leaf positions, both planned and actually positioned during treatment, are sampled every 55 ms and stored in these files. This information was used in the treatment planning system to reconstruct the given fluence and to recalculate the absorbed dose in the patient's CT, comparing absorbed dose distributions and histograms with those initially planned. Differences mainly appeared in areas with high absorbed dose gradients at the beginning and at the end of the radiation fields. These differences were lower than 3% in absorbed dose for most cases. No significant differences were found on dose-volume histograms. With proper linac and multileaf collimator commissioning, and a more stringent linac, treatment planning and record and verify system quality assurance program, this procedure allows patient-specific IMRT treatment verification, unlike conventional methods.

**Key words:** IMRT, dynalog, verification, histogram, time delay.

\* Correspondencia  
Email: jcalama@clinicalaluz.es

## Introducción

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) proporciona una manera precisa y efectiva de administrar una dosis absorbida (en adelante dosis) confinada al tumor y de reducir su depósito sobre el tejido sano, suponiendo un beneficio terapéutico para determinadas localizaciones<sup>1</sup>.

En la IMRT se utilizan campos de tratamiento con fluencias no uniformes para optimizar la distribución de dosis global, y para su administración se utilizan sistemas controlados informáticamente como el colimador multilamina (MLC). Junto con la mayor complejidad en el cálculo de la dosis en el planificador respecto de la radioterapia 3D convencional, la exactitud y la reproducibilidad en esta administración juegan un papel importante en la IMRT, requisitos que obligan a prestar especial atención a la verificación de estos tratamientos<sup>2</sup>. Sin embargo, esta exigencia y el continuo desarrollo de programas y métodos de verificación no se han visto compensados ni con un protocolo único ni con límites de aceptación consensuados, por lo que el procedimiento de verificación está implementado de diferente manera en cada institución.

Las verificaciones convencionales para cada paciente se basan en la medida de distribuciones de dosis y dosis puntuales mediante dosimetría portal (EPID) o con diferentes detectores dosimétricos (película, cámara de ionización, matriz de detectores, etc.) en maniqués, presentando cada uno de estos dosímetros limitaciones e incertidumbres propias<sup>2-4</sup>. Además, si bien estos procedimientos suponen una comprobación independiente del tratamiento, también tienen limitaciones en su capacidad de verificación. La verificación individual de campos hace difícil interpretar las diferencias encontradas en términos de la dosis total al tumor o a los órganos de riesgo, siendo dependiente del evaluador. Recientemente se ha demostrado que no hay correlación entre tasas de paso en verificaciones planares y errores dosimétricos clínicamente relevantes en pacientes<sup>5</sup>. La misma limitación es extensible a la verificación del tratamiento global sobre el maniqué, pues se ha perdido la correlación con la información geométrica y anatómica del paciente real, impidiendo además que se verifique la bondad del algoritmo para el cálculo de dosis en las heterogeneidades del paciente.

En los tratamientos de IMRT con un acelerador Varian se generan unos ficheros denominados *dynalog*. En estos archivos se registran, para cada campo, la fracción de UM administrada y la posición de cada lámina planificada y tratada cada 55 ms. Determinados trabajos han utilizado la información de los *dynalog* para el control de calidad del MLC, para la determinación de la fluencia administrada, o para la verificación de tratamientos de IMRT con Monte Carlo<sup>6-8</sup>.

El objetivo de este trabajo es implementar un sencillo método de verificación de tratamientos de IMRT,

utilizando la información contenida en los *dynalog* para reconstruir en el planificador la fluencia administrada y recalcular la dosis, comparando las distribuciones de dosis y los histogramas obtenidos con los planificados. Si bien este procedimiento no verifica el cálculo de la dosis por parte del planificador, centrándose en la transferencia y administración del tratamiento, junto con un exhaustivo programa de control de calidad del mismo o una comprobación independiente de este cálculo, ofrece una alternativa a los métodos experimentales. Adicionalmente permite cuantificar las diferencias sobre la anatomía del paciente, posibilitando una evaluación objetiva de las diferencias encontradas.

## Material y métodos

Se comprobaron 5 tratamientos de próstata y 5 de cabeza y cuello (ORL). La planificación de los tratamientos se realizó con el software Eclipse versión 10 (Varian Medical Systems, Palo Alto, EEUU), mediante el módulo de optimización inversa *Eclipse Inverse Planning*. Por medio de la optimización se obtiene la fluencia ideal para cada campo. A partir de esta, y teniendo en cuenta las limitaciones mecánicas y dosimétricas propias del MLC, el módulo *Leaf Motion Calculator* (LMC) del planificador calcula la fluencia real para la determinación posterior de la dosis y las posiciones del MLC necesarias, en función de la fracción de UM, para administrar dicha fluencia. Estas posiciones quedan almacenadas en el fichero *dMLC* que posteriormente será transferido al controlador del MLC para su administración.

En la parte izquierda de la figura 1 tenemos el formato del archivo *dMLC*\*. Aunque se trata de IMRT dinámica, el tratamiento está dividido en un máximo de 320 segmentos entre los cuales las láminas se mueven de manera lineal.

Los tratamientos se administraron en un acelerador Varian 21EX (Varian Medical Systems, Palo Alto, USA) con un MLC Millenium 120 mediante la técnica de IMRT dinámica y con los campos en sus angulaciones correspondientes; en las mismas condiciones que el tratamiento posterior al paciente. Durante el tratamiento de IMRT el controlador del MLC genera unos archivos denominados *dynalog* que recogen la información que va muestreando, cada 55 ms, sobre la fracción de UM administrada y las posiciones de las láminas planificadas y tratadas. Estos registros se van grabando en filas según un formato específico\*\* como se puede ver en la parte de la derecha de la figura 1. En el *dynalog* las posiciones administradas las obtiene del codificador posicional de cada lámina, y las planificadas por interpolación lineal

\* Varian User Manual, DMLC implementation guide, Mayo 2001.

\*\* Varian User Manual, Dynalog File Viewer reference guide, Septiembre 2003.

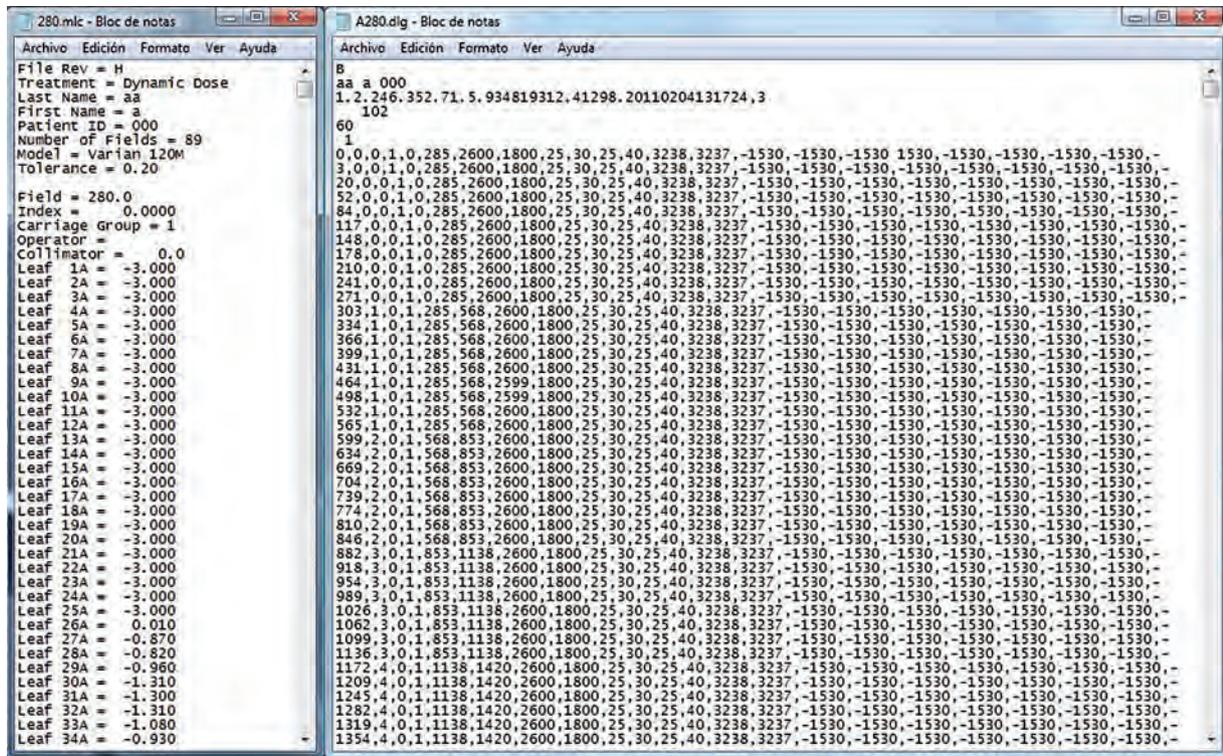


Fig. 1. Fichero dMLC y fichero dynalog.

a partir de las que le llegan en el fichero dMLC desde el planificador, con la fracción de UM muestreada.

A causa del gran número de registros que se recogen en los dynalog, estos no se pueden pasar directamente al fichero dMLC por su limitación en segmentos, y el administrado se construyó utilizando exclusivamente los mismos segmentos que en el dMLC original. Las posiciones de las láminas para cada uno de estos segmentos se obtuvieron mediante un ajuste lineal de las posiciones para el segmento previo y para cada una de las fracciones de UM registradas en el dynalog entre ambos segmentos, de una manera inversa a como lo hace el controlador cuando genera las posiciones planificadas en los dynalog. Para automatizar el procedimiento, se desarrolló un programa informático en lenguaje Matlab (Mathworks, Inc., Natick, MA) que lee los datos almacenados en los dynalog durante el tratamiento, y escribe ficheros dMLC con el formato adecuado para el planificador Eclipse.

Por otro lado la información e integridad de estos dynalog, tanto de la fracción de UM como de las posiciones de las láminas, han sido verificadas de diferentes maneras en trabajos previos y representa con precisión la administración de la IMRT<sup>9,10</sup>.

Una vez generados los ficheros dMLC del tratamiento, se importaron al planificador. A partir de esta información el módulo LMC del planificador generó la fluencia administrada para cada haz. Obtenida la fluencia se completó el cálculo de la dosis sobre la TC

del paciente. Se utilizó como algoritmo el *Anisotropic Analytical Algorithm* (AAA).

La verificación se efectuó mediante la comparación de las distribuciones de dosis con las originalmente planificadas. Las comparaciones de dosis se realizaron con DoseLab 4.11 (University of Texas. M. D. Anderson Cancer Center, Nathan Childress Ph. D.). Los resultados se contrastaron con la estadística de desviaciones de láminas.

Se calcularon a su vez los histogramas para evaluar las diferencias en función de los parámetros clínicos habituales.

## Resultados y discusión

En la figura 2 se representa el análisis de las diferencias locales de dosis para campos individuales y para el tratamiento global en un caso de próstata. La mayor parte de las discrepancias se localizan al inicio y al final del recorrido de las láminas, llegando al 3% en dosis. Las diferencias de dosis vienen determinadas no solo por la magnitud del error de posicionamiento de las láminas, sino también por el gradiente de la fluencia en cada punto (aproximadamente proporcionales a ese gradiente) y por la separación entre las láminas de ambos bancos (inversamente proporcionales a esa separación)<sup>11</sup>. Una característica singular en el funcionamiento del MLC de Varian es que en la zona inicial de todos los campos nos aparecen sobredosisaciones mientras

que en la final se producen infradosificaciones. El efecto tiene su origen en el retraso de 55 ms antes de que el controlador del MLC pueda reconocer y responder a las instrucciones para la próxima fracción de UM. En consecuencia, las láminas, por su inercia, tienden normalmente a retrasarse de su posición planificada para cada fracción de UM una distancia proporcional a su velocidad y al tiempo de retardo del bucle de control<sup>12</sup>. En las zonas intermedias este efecto es compensado por el retraso de la lámina enfrentada (figura 3). Este aspecto del funcionamiento del MLC debería ser tenido en cuenta

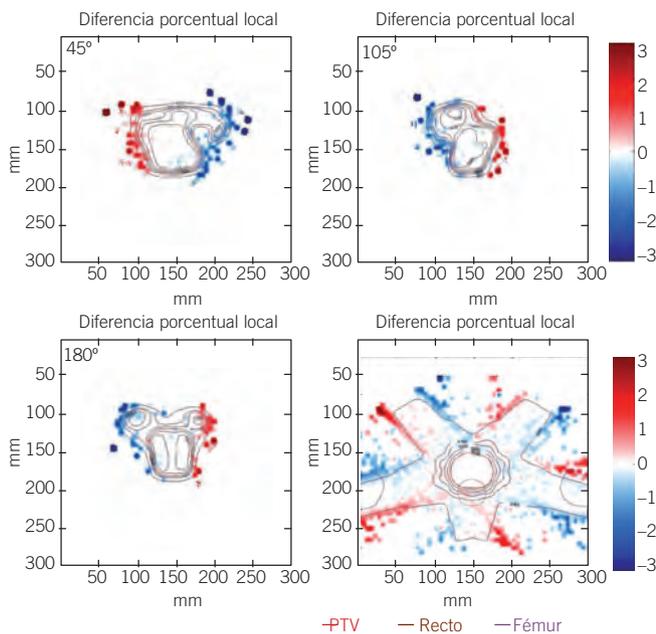
para su mejora mediante el aumento de la frecuencia de muestreo del controlador o con una optimización en el algoritmo de secuenciación de las láminas<sup>13</sup>, pues las discrepancias coinciden principalmente con los bordes del PTV, siendo relevantes tanto para el cubrimiento de éste como para la dosimetría de los órganos de riesgo. Por esta causa en la zona de vejiga y recto y en las cabezas femorales tenemos sobredosificaciones de hasta un 3%. Además, estas diferencias son sistemáticas e independientes del buen funcionamiento del MLC, y por tanto se acumularán a lo largo de todo el tratamiento.

En el caso de la distribución global, las diferencias dentro del PTV no superan el 0,5% por el efecto de la suma de campos y porque las diferencias aparecen principalmente en los bordes de éste. Se puede apreciar el efecto de los campos individuales y cómo continúan afectando a la vejiga, recto y cabezas femorales.

En el campo de ORL de la figura 4 el MLC por sus limitaciones mecánicas necesita dividirse en dos subcampos. Este hecho hace que las diferencias encontradas aparezcan también en la zona media del PTV, y en determinadas angulaciones coincide con la localización de la médula. Las diferencias en dosis en esta zona para el campo a 0° son hasta de un -1,9%. En el caso de las distribuciones de dosis para el tratamiento completo las diferencias se vuelven a atenuar por la superposición de los campos, teniendo una diferencia máxima de -0,4% en la médula.

Los resultados están en concordancia con las desviaciones de las láminas respecto de su posición planificada para cada fracción de UM; en los registros ninguna sufrió una desviación mayor del rango 1-1,50 mm, y la mediana de las desviaciones está en 0,20 mm. La separación media entre los dos bancos de láminas en un tratamiento de próstata es de 25 mm y en el caso de ORL de 15 mm, y una desviación de 0,50 mm en esa separación da lugar a un error en dosis del ~2-3%<sup>14</sup>.

Mediante la comparación de histogramas se aprecian diferencias mínimas (véase la figura 5 y la tabla 1). Se observa una dependencia en el signo de estas diferencias



**Fig. 2.** Diferencias relativas locales de dosis (administrado-planificado) para los campos a 45°, 105°, 180° y para el corte transversal en el isocentro de un tratamiento completo de próstata (5 campos con angulaciones de 45°, 105°, 180°, 255° y 315°).



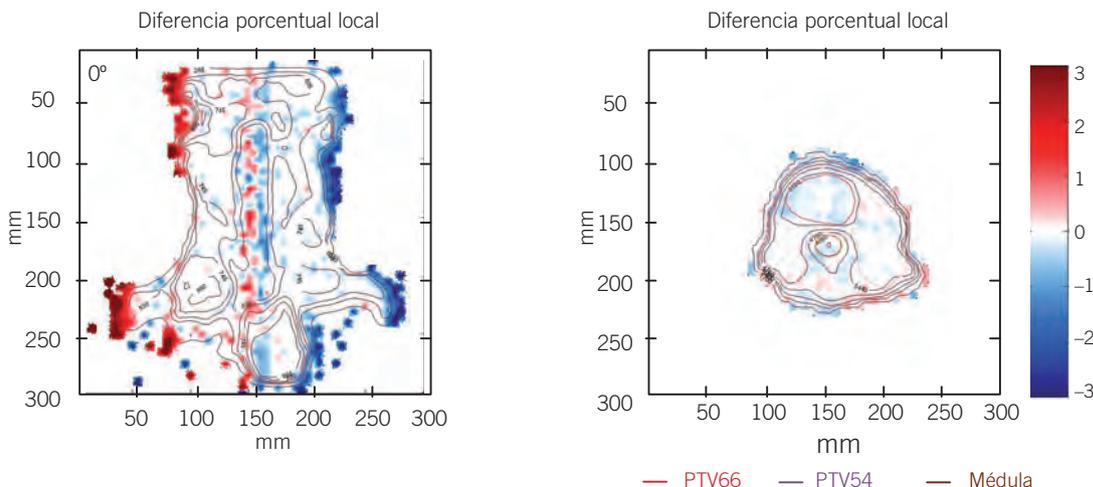
**Fig. 3.** Primer segmento, diferencias locales de dosis y último segmento del campo a 180° de un tratamiento de próstata. Las diferencias aparecen principalmente en determinadas regiones de estos segmentos para las cuales no hay compensación en el retraso con las láminas enfrentadas.

con la posición del órgano, debido a la elección en la angulación de los campos y al error sistemático observado.

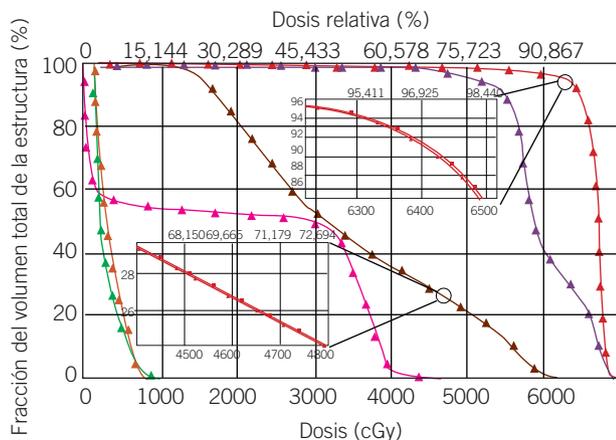
La incertidumbre del método está supeditada a la incertidumbre en la calibración del MLC. El controlador del MLC no da la posición absoluta de las láminas, sino la que le suministra el codificador de cada lámina, y éste necesita una calibración. La calibración del MLC se realiza siguiendo un método propio de Varian y se estima una

incertidumbre para el MLC millenium 120 de 0,1 mm en el plano del isocentro<sup>12</sup>. Esta incertidumbre supondría un error sistemático inferior a  $\pm 0,5\%$ .

Adicionalmente a esta calibración sería necesario un procedimiento periódico de control de calidad del controlador y del MLC<sup>15</sup>, así como una verificación de la estabilidad de la dosis, tanto para diferentes tasas de dosis como angulaciones de brazo.



**Fig. 4.** Diferencias relativas locales de dosis (administrado-planificado) para el campo a 0° y para el corte transversal en el isocentro de un tratamiento completo de ORL (9 campos equiespaciados 40° comenzando a 0°).



**Fig. 5.** Histograma acumulado para un tratamiento de ORL. Se muestra ampliada la región del 95% de dosis para el PTV y la región de 46 Gy de la parótida. En ambas las diferencias sobre el mismo volumen son inferiores al 0,2% en dosis. La dosis máxima en médula difiere menos de un 0,1% entre los dos planes. Si bien de los histogramas no se deducen diferencias clínicamente apreciables, debido a que resumen la distribución de dosis en el volumen completo perdiendo la información geométrica, es posible que enmascaren grandes diferencias de dosis en pequeños volúmenes que sean relevantes clínicamente. Por eso deberían ir siempre acompañados de verificaciones corte a corte de distribuciones de dosis.

**Tabla 1.** Diferencias en los histogramas acumulados para diferentes órganos de riesgo y PTV. Las diferencias son inferiores a un  $\pm 0,5\%$  en volumen para una determinada dosis incluso para órganos como la vejiga, el recto o las parótidas, localizados en zonas de mayor exigencia al movimiento de las láminas por requerir altos gradientes de dosis.

Próstata	Rango (administrado-planificado)
Vejiga V60Gy	(-0,07%, -0,01%)
Vejiga V70Gy	(-0,03%, -0,01%)
Recto V60Gy	(0,02%, 0,08%)
Recto V70Gy	(0,01%, 0,07%)
Fémur Derecho V45Gy	(-0,03%, 0%)
Fémur Izquierdo V45 Gy	(0%, 0,01%)
PTV V95%dosis	(-0,02%, 0%)
ORL	Rango (administrado-planificado)
Médula (Dosis máxima)	(-0,34%, 0,11%)
Parótida Derecha V32Gy	(-0,14%, -0,04%)
Parótida Izquierda V32Gy	(-0,34%, -0,01%)
PTV V95%dosis	(-0,12%, 0%)

## Conclusiones

En este trabajo se ha utilizado la información registrada en los archivos dynalog para la verificación de la administración de tratamientos de IMRT, y junto con un riguroso programa de control de calidad del acelerador, del planificador y del sistema de registro y verificación, permite validar los tratamientos de IMRT sobre la anatomía del paciente, a diferencia de los métodos convencionales.

Se han encontrado diferencias sistemáticas, independientes del buen funcionamiento del MLC, debidas al retardo del controlador del MLC que afectan a la dosimetría tanto de los PTV como de los órganos de riesgo, y que dependen de la ubicación de éstos y de las angulaciones de tratamiento elegidas. Estas diferencias se podrían minimizar aumentando la frecuencia de muestreo por parte del controlador, al igual que se ha hecho para el modelo TrueBeam®, o mejorando el algoritmo de secuenciación de las láminas.

## Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a María Ángeles Arroyo de la Cruz, físico especialista de aplicaciones, y a Alberto Torrejón Rosas y José Carlos Belloso Castrillo, técnico y soporte técnico de aceleradores respectivamente de Varian Medical System Ibérica S.L., su colaboración y aportación para el desarrollo de este trabajo.

El código del programa utilizado para la conversión de archivos está disponible vía correo electrónico.

## Bibliografía

1. Veldeman L, Madani I, Hulstaert F, De Meerleer G, Mareel M, De Neve W. Evidence behind use of intensity-modulated radiotherapy: a systematic review of comparative clinical studies. *Lancet Oncol* 2008;9:367–75.
2. Alber M, Broggi S, De Wagter C, Eichwurz I, Engström P, Fiorino C, et al. Guidelines for the verification of IMRT. ESTRO booklet No. 9. 2008.
3. Low DA, Moran JM, Dempsey JF, Dong L, Oldham M. Dosimetry tools and techniques for IMRT. Report of AAPM Task Group No. 120. *Med Phys* 2011;38:1313–38.
4. van Elmpt W, McDermott L, Nijsten S, Wendling M, Lambin P, Mijnheer B. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. *Radiother Oncol*. 2008;88:289–309.
5. Nelms BE, Zhen H, Tomé WA. Per-beam, planar IMRT QA passing rates do not predict clinically relevant patient dose errors. *Med Phys* 2011;38:1037–44.
6. Litzenberg DW, Moran JM, Fraass BA. Verification of dynamic and segmental IMRT delivery by dynamic log file analysis. *J Appl Clin Med Phys* 2002;3:63–72.
7. Dinesh Kumar M, Thirumavalavan N, Venugopal Krishna D, Babaiah M. QA of intensity-modulated beams using dynamic MLC log files. *J Med Phys* 2006;31:36–41.
8. Luo W, Li J, Price RA Jr, Chen L, Yang J, Fan J, et al. Monte Carlo based IMRT dose verification using MLC log files and R/V outputs. *Med Phys* 2006;33:2557–64.
9. Li JG, Dempsey JF, Ding L, Liu C, Palta JR et al. Validation of dynamic MLC controller log files using a two dimensional diode array. *Med Phys* 2003;30:799–805.
10. Stell AM, Li JG, Zeidan OA, Dempsey JF. An extensive log-file analysis of step-and-shoot intensity modulated radiation therapy segment delivery errors. *Med Phys* 2004;31:1593–602.
11. Zygmanski P, Kung JH, Jiang SB, Chin L. Dependence of fluence errors in dynamic IMRT on leaf-positional errors varying in time and leaf number. *Med Phys* 2003;30:2736–49.
12. Lossaso T. IMRT delivery performance with a Varian multileaf collimator. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2008;71:S85–8.
13. Litzenberg DW, Moran JM, Fraass BA. Incorporation of realistic delivery limitations into dynamic MLC treatment delivery. *Med Phys* 2002;29:810–20.
14. LoSasso T, Chui CS, Ling CC. Physical and dosimetric aspects of a multileaf collimation system used in the dynamic mode for implementing intensity modulated radiotherapy. *Med Phys* 1998;25:1919–27.
15. Lossaso T, Chui CS, Ling CC. Comprehensive quality assurance for the delivery of intensity modulated radiotherapy with a multileaf collimator used in the dynamic mode. *Med Phys* 2001;28:2209–19.