

## Uso del sistema imagen portal electrónica iViewGT para control de calidad del haz de radiación de un acelerador lineal de uso clínico

I. Silvestre Patallo y F. García Yip

Departamento de Radioterapia, Instituto Nacional de Oncología y Radiobiología, La Habana;  
ale@infomed.sld.cu<sup>†</sup>, yip@infomed.sld.cu.

<sup>†</sup>autor para la correspondencia

Recibido el 25/05/10. Aprobado en versión final el 08/09/10

**Sumario.** Se estableció el estado de referencia y el Programa de Garantía de Calidad (PGC) del Sistema de Imagen Portal Electrónica (EPID) iViewGT, compuesto de un panel plano de Si-amorfo, para la evaluación de su desempeño en el tiempo. Se demuestra la factibilidad de su uso como detector para la realización de las pruebas del PGC de los haces de fotones de 6 y 15 MV de un acelerador lineal Elekta Precise de uso clínico. Se describe el procedimiento para evaluar la resolución del panel a través de la MTF como la transformada de Fourier de la Función de Borde (ESF) de un bloque de plomo. Interponiendo en el haz de fotones otros artefactos simples, se determinan la precisión y linealidad geométricas, así como el contraste y la razón señal-ruido. Se diseña un procedimiento para verificar la funcionalidad del software de adquisición (iView) de Elekta. Se demostró la utilidad del iViewGT con fines de controles de calidad del haz de radiación. De la imagen (16 bits y 1024x1024 píxeles) adquirida mediante una corta exposición se determinan la planitud, simetría, penumbra y tamaño del campo. Los resultados fueron validados contra el sistema Hermes (diodos) utilizado en el control semanal. La constancia de la calidad del haz se evalúa colocando un bloque de Pb de 5mm de espesor sobre el panel. Una exposición adquirida con marcadores metálicos que apuntan al centro del retículo sirve para determinar la coincidencia del centro del haz de luz con el del haz de radiación. Para el análisis y procesamiento de las imágenes se crearon procedimientos utilizando una combinación de los paquetes disponibles en la web: ImageJ y DoseLab.

**Abstract.** The reference state of the iViewGT aSi EPID attached to our Elekta precise linac was established following the recommendation of AAPM. The panel was tested for both available energies: 6 MV and 15 MV. The resolution of the panel is evaluated as the Fourier transform of the edge spread function (ESF) of a 1,5 cm thick Pb block placed at the isocenter. Other simple artefacts placed in the beam are useful to determine the geometric precision and linearity, as well as contrast and signal-to-noise ratio. The results are not far from those stated by the supplier and measured by others for this type of detector. It was also established a QC protocol to verify the functionality of the Elekta acquisition software (iViewGT). The described procedures serve as guides for the acceptance and commissioning and the indicators, are used as reference for periodic QC of the EPID. The feasibility of using iViewGT for beam quality control was demonstrated. From an image (16 bits and 1024x1024 pixels) acquired by a short exposure we obtained symmetry, flatness, penumbra and field size. The results were validated against the system "Hermes", used in the weekly quality control. The constancy of the beam quality is evaluated by placing a 5mm thick Pb block on the panel surface. An exposure acquired with metallic pointers aiming at the centre of the crosswire is useful to determine the coincidence of light/ radiation beam centre. We developed procedures to analyse and process the images using a combination of packages available in the web: ImageJ and DoseLab.

**Palabras clave.** Quality assurance for radiation therapy equipment: 87.56.Fc, Radiation therapy equipment 87.56.-v Image processing in medical imaging 87.57.C-

## 1 Introducción

La evaluación del desempeño de los aceleradores lineales (linac), mediante el empleo de los Sistemas de Imágenes Portales Electrónicas (EPID) ha ganado terreno, como se demostró en el 9no. Taller Internacional en Imágenes Portales Electrónicas<sup>1</sup>, con un número importante de trabajos dedicados a este tema en particular.

Muchas pruebas de las establecidas en los programas de garantía de calidad de los linacs implican el uso de la dosimetría fílmica, la cual está siendo sustituida poco a poco por procedimientos que emplean las imágenes portales electrónicas; podemos mencionar aquellos relativos a la verificación de la posición de las láminas de los colimadores multiláminas (MLC)<sup>2</sup>, la dosimetría relativa: planitud, simetría, rendimiento relativo y congruencia del campo de luz y radiación, entre otros<sup>3</sup>.

Antes de utilizar el EPID con fines dosimétricos y para la evaluación de parámetros del haz de radiación, es necesario caracterizar el sistema en sí. Al igual que la mayoría de los equipos utilizados en la radioterapia, la evaluación del desempeño de los EPIDs debe estar basada en tres etapas fundamentales: aceptación, puesta en servicio clínico con el establecimiento de un estado de referencia y finalmente la aplicación de un Programa de Garantía de Calidad (PGC) con las pruebas, su periodicidad y las tolerancias que permiten valorar las funcionalidades del equipo en el tiempo. Así como existe un gran número de publicaciones relativo al tema de garantía de calidad de los linacs; en el caso de los EPIDs, la información es más limitada. Para el desarrollo de esta parte de nuestro trabajo, nos basamos en las recomendaciones de la Asociación Americana de Física Médica y de la Asociación Española de Física Médica, adaptándolas a las condiciones y a los recursos disponibles en nuestro departamento para la realización de las diferentes pruebas.

Una vez evaluado el EPID y controlado su funcionamiento a través del PGC, fue posible diversificar su uso como alternativa para la realización de controles de calidad inherentes al haz de radiación. En este trabajo presentamos un grupo de pruebas que forman parte del control de calidad del linac Elekta del INOR que se realizaban utilizando varios sistemas dosimétricos: cámara de ionización, sistema de diodos Hermes y películas radiográficas. Las pruebas pertenecen a los grupos de controles diarios, semanales y mensuales. Los procedimientos diseñados en nuestro entorno demostraron la capacidad del EPID de sustituir estos sistemas como método alternativo o definitivo en dependencia de las ventajas que se alcanzan al utilizarlo.

## 2 Materiales y métodos

Las mediciones de este trabajo se desarrollaron en un Acelerador Lineal Elekta Precise, de la firma Elekta Oncology System (Crawley; UK), dotado del EPID

iViewGT, compuesto de un panel detector de Silicio Amorfo de 41x41cm (26x26cm en el isocentro) que permite la obtención de imágenes de 1024x1024 píxeles de 16 bits. El panel está montado en un mecanismo de brazo retráctil y es manejado por la aplicación informática "iView R3.1". Las imágenes adquiridas fueron transferidas a través de la red del departamento a una estación de trabajo y fueron analizadas utilizando Image-J, herramienta informática de fuente abierta, programada en Java y desarrollada para el procesamiento de imágenes con objetivos científicos, que encuentra una gran aplicación en el mundo de la medicina y la física y DoseLab 4.00, aplicación informática para el procesamiento de imágenes de radioterapia que permite la comparación cuantitativa de distribuciones de dosis calculadas por los sistemas de planificación de tratamientos (TPS) y medidas, reconocidas como tales, aquellas que se obtienen en radiografías del tipo X OMAT-V, EDR2 y que en nuestro caso fueron sustituidas por las imágenes portales digitales adquiridas con el EPID.

Para la realización de las diferentes pruebas de funcionamiento del iViewGT se utilizaron varios maniqués ya existentes en el departamento para los controles de calidad de los equipos de radiografía convencional y el simulador de tratamiento, entre ellos la rejilla para la evaluación de la distorsión, otros se elaboraron a partir de recursos propios como el utilizado para la evaluación del desempeño de la aplicación iView R3.1, que maneja las imágenes obtenidas.

Las medidas de constancia del Valor del Píxel Integrado (VPI) en el centro de la imagen portal se compararon con los resultados de la dosis medida con cámara de ionización en la configuración establecida para los controles diarios. Se empleó el sistema de control de calidad "Hermes" para la comparación de la planitud y simetría con las obtenidas a partir de imágenes adquiridas en el EPID.

**2.1 Caracterización del iViewGT.** El método utilizado para la caracterización del iViewGT consistió en el establecimiento de tres fases de complejidad creciente para dar respuesta al uso de este sistema en diferentes situaciones clínicas.

La primera fase es completamente cualitativa y permitió dar cumplimiento al proceso de aceptación, el cual se rigió por los procedimientos y recomendaciones del fabricante. Fueron chequeados y aceptados la estabilidad e integridad del sistema, fundamentalmente los sistemas anticollisión así como aspectos de seguridad eléctrica. De igual forma se chequeó la calidad de la imagen mediante el procedimiento de evaluación propuesto por el fabricante consistente en la visualización por parte del físico médico responsable de la aceptación, de una imagen adquirida para una lámina de aluminio de 13x13cm y de 12mm de espesor conocida como "Maniqué Las Vegas" en la que han sido maquinados agujeros de diferentes diámetros y profundidades. Para cada energía de fotones del acelerador se observó una cantidad de agujeros determinada, lo cual fue registrado.

La segunda fase de la caracterización consistió en el establecimiento del estado de referencia del equipo y su puesta en servicio clínico mediante la evaluación cuantitativa de un conjunto de parámetros, que verdaderamente avalan que la calibración del sistema fue realizada correctamente por el personal de fábrica durante su instalación y que son definitorios para el adecuado uso clínico del equipo y para diversificar su empleo como medio del control del haz y en la verificación de tratamientos paciente específica. Se establecieron procedimientos y referencias en aspectos de: seguridad, mecánicos, calibración, calidad de la imagen, control de la dosis, y desempeño del hardware y del software que manejan el EPID, algunos de los cuales se explican a continuación.

**Calidad de la imagen: Resolución espacial; caracterización a partir de la función de dispersión del borde.** El procedimiento consiste en colocar un bloque de plomo de 1.5cm de espesor, de forma tal que uno de sus bordes coincide exactamente con el centro del campo de radiación (ver figura 1). Para ambas energías de trabajo (6 y 15 MV fotones), se adquiere una imagen portal para un campo de 10x10cm y 10 Unidades Monitor (UM). Calcular la función de transferencia modulada (MTF) a partir de la función de dispersión del borde puede ser un método complejo en dependencia del objetivo a alcanzar<sup>4</sup>. En nuestro caso, hemos concebido un procedimiento que es repetible en el tiempo y permite tener un valor de referencia de este indicador de la calidad de la imagen, como un reflejo de las características y las propiedades del sistema de detección, que pueda ser comparado con valores determinados en las mismas condiciones, a lo largo del tiempo de vida útil del detector.

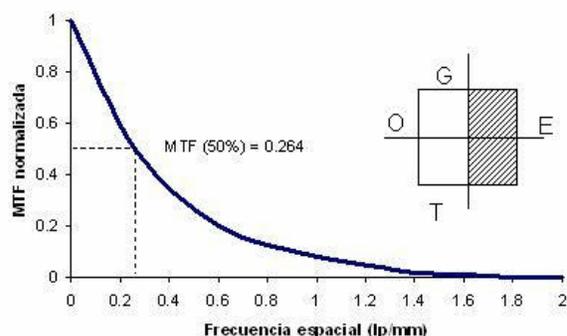
El procedimiento para obtener el valor de la MTF incluye el procesamiento de la imagen con Image-J, la cual es invertida en términos de valores de píxel, para lograr la proporcionalidad directa entre estos y la dosis. Posteriormente se obtiene un perfil del valor de píxel en la dirección O-E (perpendicular al borde). Este perfil es derivado y se le aplica una transformada de Fourier, cuyos valores de amplitud son normalizados para encontrar el valor de la  $MTF_{50\%}$  como indicador de la calidad. (ver figura 1)

**Verificación del funcionamiento de la herramienta de software para medir y verificar el posicionamiento.** Establecimos una metodología utilizando un maniquí ideado para este fin, con marcas radio opacas en cuatro posiciones conocidas con precisión.

Los pasos del procedimiento incluyen la realización de un estudio tomográfico en las mismas condiciones en que se adquieren clínicamente las imágenes de planificación correspondientes a los casos de cabeza y cuello (separación de cortes de 3mm). Las imágenes se transmiten al TPS Theraplan Plus donde se planifica un campo de 10x10cm a DFS=100cm sobre la superficie del maniquí, centrado en el punto medio de la intersección de los 4 marcadores radio opacos y se crea una imagen digitalmente reconstruida (DRR) en el plano de la superficie del maniquí que se exporta en formato DICOM al panel

de control del iViewGT, al igual que el plan del tratamiento a la consola del linac. El detector se coloca en la posición indicada así como el maniquí en la camilla del acelerador siguiendo los parámetros del tratamiento. Se adquiere una imagen portal y se activa la opción del Template Matching de dibujar estructuras, del tipo campo de tratamiento (en ambas imágenes marcando los bordes del campo) y estructuras del tipo anatomía (en ambas imágenes el rombo que forma la unión de las cuatro marcas radio opacas) y finalmente se activa la opción de "Comparación" hasta obtener el resultado de la superposición. Se repite el procedimiento moviendo la camilla por el mando digital 3 mm longitudinalmente hacia el brazo y 3mm lateralmente hacia la derecha, se gira la camilla 3° manteniendo fija la posición del maniquí para comprobar que el software detecta los errores.

Finalmente, aunque no se presenta en este trabajo, se diseñó el PGC a partir del cual se puede establecer la correcta funcionalidad y estabilidad en el tiempo del iViewGT y de esta forma la confiabilidad en su uso como dosímetro del haz de radiación.



**Figura 1** Configuración de la medición y curva de MTF.

## 2.2 Determinación de parámetros del iViewGT para su uso como dosímetro del haz de radiación.

Para poder establecer el uso del EPID en cualquier aplicación dosimétrica de control de calidad del haz de radiación es necesario caracterizar su respuesta en el tiempo. Con este objetivo se estudió la estabilidad del valor del píxel integrado (VPI) para cada una de las energías de RX de uso clínico del linac (6 y 15 MV) así como la relación con la dosis. Se estudió la factibilidad del uso de perfiles horizontales y verticales, obtenidos de las imágenes del iViewGT para la cuantificación de parámetros característicos del haz como: simetría (S), planitud a la derecha y la izquierda ( $P_{+/-}$ ), tamaño de campo (TC) y coincidencia del centro del haz de luz con el de radiación. Durante la puesta en servicio clínico del acelerador estos parámetros fueron medidos en agua, con cámara de ionización (CI), en un maniquí de movimiento tridimensional automatizado, sin embargo estas mismas condiciones de medición son poco prácticas de realizar cada vez que se deben comprobar estos descriptores. Por este motivo se establecen valores de referencia, utilizando sistemas más sencillos como el de diodos "Hermes" y la

dosimetría filmica, en ambos casos con el objetivo de evaluar la constancia de las características del haz como parte de los controles semanales, mensuales y semestrales, establecidos en el PGC del linac del INOR. Aquí se presenta la metodología seguida para demostrar la utilidad del IviewGT como método alternativo a cualquiera de los dos existentes.

**Respuesta del sistema con la dosis y estabilidad en el tiempo.** Se estudió la relación del VPI en el centro de la imagen en relación con las UM impartidas, para lo cual se tomaron imágenes de un campo 10x10cm en ausencia de cualquier medio dispersor entre la fuente y el detector, variando la cantidad de unidades monitor desde 2 hasta 200 para ambas energías de RX.

Para obtener el VPI se procesaron las imágenes con el programa Image-J, restando de la imagen llena (65535.TIF), la imagen correspondiente a cada valor de UM, dividiéndola subsiguientemente por el valor del *FramePixelFactor* que define la capacidad de integración del detector. En la imagen resultante se crea una ROI cuadrada de 10 píxeles (cuyo centro es el píxel de la posición 512,512) en la cual se determina el valor medio de la intensidad. Se grafican las UM vs VPI, obteniéndose una relación del tipo:  $PIV = a \times UM + b$ . Esta permite relacionar los niveles de gris de las imágenes de los campos con la dosis y, de este modo la evaluación cuantitativa y comparación de perfiles y distribuciones de dosis.

Siguiendo el procedimiento anterior se adquirieron imágenes para el campo de 10x10cm con sólo 10 UM, en ausencia de cualquier artefacto entre el detector y la fuente, durante dos meses. Se calculó el valor del VPI y se demostró la estabilidad de su valor en el tiempo.

**Determinación de los parámetros del haz.** Durante dos meses se adquirieron imágenes con 10 UM en ausencia de cualquier artefacto entre el detector y la fuente, para un campo 20x20cm (el mismo que se utiliza para los controles semanales con el Hermes). Las imágenes fueron exportadas desde la aplicación del IviewGT en formato TIF siguiendo el mismo procedimiento que para la determinación de la MTF.

Utilizando el DoseLab se procesan las imágenes en primer lugar invirtiéndolas para lograr que el valor del píxel sea directamente proporcional a la dosis impartida. De igual forma se resta, de todos los píxeles de la imagen, el valor correspondiente al fondo. En la imagen así obtenida se grafican y salvan en formato CSV, los perfiles transversal y longitudinal correspondientes a la fila y la columna de la posición 512 respectivamente. Los ficheros son procesados en una hoja de Microsoft Excel, donde se analizan los valores correspondientes a los píxeles que en distancia representan +/-8 cm de la posición del píxel 512,512, que coincide con el centro de la imagen. Esto es necesario para poder comparar los resultados con los obtenidos con el sistema Hermes, donde los diodos se encuentran en el centro del cuadrado que define el campo 20x20cm a DFS 100cm y a +/-8cm de éste. Siguiendo

el procedimiento utilizado para el control semanal con este dispositivo, los valores de P y S, ambos en por ciento, se calculan como:

$$P = \left( \frac{(D_{-8} + D_{+8})}{2} - 100 \right) / \left( \frac{(D_{-8} + D_{+8})}{2} + 100 \right) \quad (1)$$

$$S = D_{-8} / D_{+8} \quad (2)$$

Los resultados de la comparación demostraron la similitud de la respuesta del EPID en la determinación de estos parámetros, por lo que se propuso como método alternativo al Hermes, el análisis de las imágenes obtenidas con el EPID mediante la herramienta que propone el DoseLab para el cálculo de  $P_{+/-}$ , S y TC, cuyas ecuaciones se acercan más a las propuestas por el PGC utilizado en el INOR. Se establecieron los valores de referencia para futuras comparaciones mediante el análisis de las imágenes y a partir de las siguientes ecuaciones,

$$TC = \text{dist. en cm entre píxeles opuestos en el campo} \quad (3)$$

con valor = 50% del de la posición (512,512)

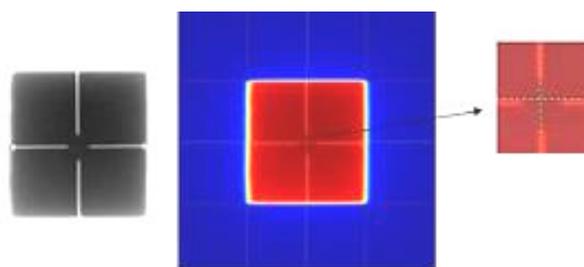
$$P_{+/-} = \text{Max} \left[ \frac{(80\% TC_{+/-} - 100)}{(80\% TC_{+/-} + 100)} \right] \times 100 \quad (4)$$

$$S = \text{Max} \left[ 80\% TC_{-}, 80\% TC_{+} \right] \left[ \frac{VP_{-} - VP_{+}}{VP_0} \right] \times 100 \quad (5)$$

### **Congruencia del centro del haz de luz con el haz de radiación.**

Se estableció una metodología que permite establecer la congruencia del centro de campo de luz con el de radiación. Sobre la cubierta protectora del EPID se alinean, con los delineadores del centro del campo de luz, 4 marcadores metálicos. Se expone una imagen de un campo 10x10cm con 10 UM la cual se exporta con el procedimiento habitual.

Esta imagen se analiza con las herramientas de DoseLab, que indican la posición del centro del campo de radiación (ver figura 2). Midiendo la separación entre ésta y la línea que definen los marcadores en la dirección E-O y N-S, podemos determinar la diferencia entre el centro del campo de radiación y el de luz.



**Figura 2** a) Imagen del IviewGT b) Imagen procesada en DoseLab c) Detalle de congruencia del centro del campo

### **Mediciones de constancia de la calidad del Haz (penetración).**

Aprovechando la facilidad que supone obtener imágenes con el EPID IviewGT, se propuso un método para medir la constancia de la calidad del haz a partir de su penetración. En este caso la medición no supone una exposición adicional ya que al tomar la imagen del campo 20x20cm para determinar la constancia de P,

S y TC, se coloca sobre la cubierta del detector un pequeño bloque de plomo de 5mm de espesor en un extremo del campo (ver figura 3) de modo que no afecte la señal útil que llega en las zonas centrales donde se determinan los parámetros anteriormente mencionados.

Las imágenes exportadas en formato TIF se procesan utilizando el ImageJ, de la misma manera que se ha explicado anteriormente para obtener el VPI, permitiendo obtener un valor del píxel directamente proporcional a la dosis impartida. En la imagen obtenemos los perfiles transversal y longitudinal en la fila y la columna de las posiciones 330 y 735 respectivamente correspondientes al valor del píxel del centro del objeto metálico.

Los ficheros así obtenidos se procesaron en una hoja de Microsoft Excel, demostrándose una vez más la estabilidad del detector, con la superposición de los perfiles adquiridos durante 3 semanas diferentes. Se obtiene la relación  $VPI_{Pb}/VPI_{Ca}$  (promedio valor del píxel integrado debajo y fuera del bloque del plomo) en la posición correspondiente al píxel 330,735, la cual es representativa de la calidad del haz y puede ser utilizada como valor de referencia.

### 3 Resultados

Utilizando la función de dispersión del borde se determinó la función de transferencia de la modulación. El valor obtenido para la  $MTF_{50\%}$  es de 0,264 lp/mm, y sirve de referencia de la resolución espacial y para evaluar cualquier degradación futura del detector. Otros autores reportan valores similares para sistemas de paneles de Si Amorfo como el nuestro.<sup>5</sup>

El procedimiento para evaluar la herramienta de posicionamiento demostró la capacidad de ésta para establecer errores durante el posicionamiento de pacientes iguales o mayores de 3mm y 3°.

Se comprobó que la respuesta del EPID es lineal con la dosis para ambas energías y que existe una pequeña dependencia energética de la respuesta del detector, que hace que la pendiente de la curva para 15 MV sea ligeramente más pequeña que para 6 MV. Esto es debido a que la eficiencia de detección del detector es menor para 15 MV que para 6 MV ya que los RX de mayor energía atraviesan el panel sin interactuar con él.

Se demostró la constancia de la medición del valor del VPI a lo largo del tiempo, lo que puede considerarse una medida de la constancia de la tasa de dosis. Se estableció un valor de referencia para futuras comparaciones, como el promedio del VPI durante los días en que se repitió la medición:

$$VPI_{Ref}(6\text{ MV})=88883.5, VPI_{Ref}(15\text{ MV})=95599.5$$

Se calculó la variación de las mediciones diarias contra la de referencia según:

$$\Delta = (VPI_{Día\#} - VPI_{Ref}) \times 100 / VPI_{Ref} [\%]$$

Esta variación fue comparada, en el mismo intervalo de tiempo, con su similar de la tasa de dosis medida como parte del control diario del acelerador con cámara de

ionización y el resultado aparece en la figura 4.

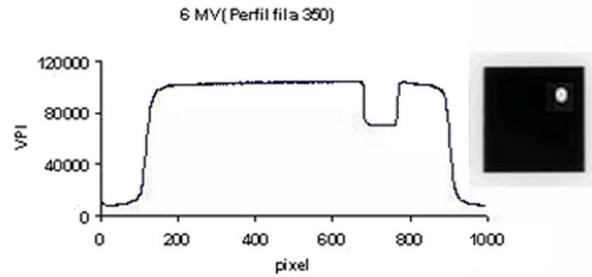


Figura 3 Imagen para la obtención de la calidad del haz



Figura 4 Comparación de la estabilidad de la Tasa de Dosis

Tabla 1

Valores de Referencia de los descriptores del haz determinados con el iViewGT

Descriptor	6 MV	15 MV
Simetría Crosplane (X) [%]	1,75	2,56
Simetría Inplane (Y) [%]	3,46	4,35
Planitud Crossplane (X <sub>+</sub> /X <sub>-</sub> ) [%]	0,44/0,82	0,49/0,19
Planitud Inplane (Y <sub>+</sub> /Y <sub>-</sub> ) [%]	0,18/1,24	1,07/0,40
T.C. Crosplane (X) [cm]	19,71	19,96
T.C. Inplane (Y) [cm]	19,72	19,96

Tabla 2

Valores de Referencia para especificar la calidad del haz determinados con el iViewGT

Descriptor	6 MV	15 MV
VPI Pb	71152,55	77733,36
VPI ca	103819,21	100553,07
Calidad del haz	0,6854	0,7730

La comparación de los valores absolutos de Planitud y Simetría (promedio de 24 días) cuando se determinan a partir del sistema de diodos Hermes y el iViewGT, muestran una disminución en el valor de P de 1,14% (+/- 0,000248) a 0,01% (+/- 0,000641) y de 1,10% (+/- 0,000342) a 0% (+/- 0,000637) % en las direcciones cross e inplane respectivamente, para 6 MV; así como de 2,07% (+/- 0,000492) a 0,64% (+/- 0,000492) y de 1,94% (+/- 0,000704) a 0,59% (+/- 0,001161%) en las mismas direcciones, para 15 MV, lo que se corresponde con el hecho de que los perfiles obtenidos con los sistemas de imagen portal basados en detectores de paneles planos de Si Amorfo, muestran una dependencia espacial de la resolución, cuyo efecto se manifiesta en el aplanamiento de estos a medida que nos alejamos del eje de radiación.<sup>6</sup>

Por otra parte la desviación estándar de estos valores obtenidos con el iViewGT evidencia que este es un detector confiable y repetible para la medición de estos parámetros.

La dependencia espacial de la respuesta del detector no tiene tanta influencia en el cálculo de la simetría en el tipo de ecuación utilizada (ecuación 2), según la cual se normalizan las razones de los valores de la derecha (+8cm) y la izquierda (-8cm) del perfil, demostrándose en el caso de la dirección crossplane para ambas energías una variación menor al 1%. El hecho de que en la dirección inplane esta variación sea mayor del 3% (3,25 para 6 MV y 3,65 para 15 MV) ya fue explicado para el tipo de panel detector como el nuestro por Jeffrey V<sup>7</sup> a partir de la retrodispersión producida por la electrónica y el material de soporte del brazo retráctil, fundamentalmente para campos que se extienden más allá de 7,5cm del eje central como es el caso del campo que nos ocupa (20x20 cm).

Las diferencias en los valores absolutos no impiden la posibilidad de que el iViewGT pueda ser utilizado como detector para la medición de la constancia de los parámetros del haz, basado en el establecimiento de valores de referencia (Tabla 1) y como método alternativo o sustituyendo al Hermes en los controles semanales y a las películas radiográficas en los controles mensuales. En este caso, además de la planitud y la simetría, se determina la constancia del tamaño de campo de radiación.

Los valores de referencia de la constancia de la calidad del haz se muestran en la Tabla 2.

## 4 Conclusiones

Se demostró que el Sistema de Imagen Portal Electrónica iViewGT del Acelerador Lineal Elekta Precise del INOR, además de cumplir con sus funciones específicas en la clínica para el posicionamiento del paciente, constituye una herramienta poderosa para el control de calidad de los haces de tratamiento.

Es posible utilizar maniqués existentes en el servicio y diseñar otros de manera muy simple que permiten realizar las pruebas necesarias para evaluar la calidad de las imágenes que garantizan el uso clínico óptimo.

A partir de la caracterización del sistema se logró establecer su estado de referencia contra el cual se realizarán los controles de calidad sistemáticos a que está sujeto

este dispositivo en el marco del PGC. Parámetros medidos; como la Resolución (MTF), coinciden con los reportados en la literatura para este tipo de panel.

Con una simple exposición de pocos segundos y aplicando la metodología definida en este trabajo, se pueden evaluar: constancia de la tasa de dosis, calidad del haz, tamaño del campo de radiación, congruencia de haz de luz y radiación así como Planitud y Simetría. Es decir, el iViewGT es una alternativa al uso de cámaras de ionización, la dosimetría fílmica y el sistema de diodos HERMES utilizados actualmente para los controles de calidad diarios, semanales y mensuales del acelerador.

Se sugiere elaborar una aplicación de software que automatice el procesamiento y análisis de las imágenes así como se recomienda la elaboración de procedimientos para la determinación de la constancia de la penumbra, así como establecer metodologías para determinar numéricamente el diámetro del isocentro de radiación del brazo y el colimador, y su posición respecto al isocentro mecánico y los indicadores visibles de éste (sistema de láser y retículo del campo de luz). Igualmente es necesario estudiar la factibilidad del uso del iViewGT en la caracterización del colimador multiláminas.

## Referencias

1. A. J. Reilly, Au marker seeds for IMRT prostate treatment at Edinburgh Cancer Center, 9th Intl Electronic Portal Imaging Workshop, Australia (2006).
2. S. S. Samant, et al., Verification of MLC leaf positions using an electronic portal imaging device, Medical Physics, Vol. 29, 12(2002).
3. Y. El-Mohri, L.E Antonuk, et al., Relative dosimetry using active matrix flat-panel imager AMFPI technology Medical Physics, Vol. 26, 8(1999)
4. M. J. Buades, A. González, B. Tabarra, Implementación de un programa informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital, Revista de física médica, 7(2), 57-67, 2006
5. M. Karaszewski, High Quantum Efficiency Electronic Portal Imaging Device using CsI(Tl) Detector, PhD Thesis.
6. Renner W.D., Norton K., Holmes T. A method for deconvolution of integrated electronic portal images to obtain incident fluence for dose reconstruction, Journal of Applied Clinical Medical Physics, Volume 6, number 4, 2005.
7. V. Jeffrey, et al., Monte Carlo computation of dosimetric amorphous silicon electronic portal images. Med. Phys. 31 .7(2004).