

Control de calidad paciente-específico de radioterapia de intensidad modulada utilizando dispositivo electrónico de imagen portal

Eduardo F. Larrinaga Cortina¹, David N. Alonso Fernández¹, Rodolfo Alfonso Laguardia², José L. Alonso Samper¹

¹Instituto de Oncología y Radiobiología. La Habana, Cuba

²Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias de Avanzada. La Habana, Cuba

larri@infomed.sld.cu

Resumen

En el Departamento de Radioterapia del Instituto de Oncología y Radiobiología se ha puesto, en servicio clínico, un moderno acelerador lineal de electrones. Esto brindó la posibilidad de utilizar el dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) para realizar los controles de calidad paciente-específico de tratamientos de radioterapia, con intensidad modulada (IMRT).

Se estudió y validó el uso del EPID en la verificación de tratamientos de IMRT, modalidad de múltiples segmentos estáticos, con fotones de 6 MV de energía. Se determinó la curva dosis-respuesta del EPID para valores de dosis en agua. Se halló la profundidad de referencia en agua del EPID ($d_{\text{EPID,ref}}$) mediante la determinación de su respuesta a la variación del tamaño de campo, y la comparación de esta con la variación del factor de dispersión en agua, calculado para diferentes profundidades, con un sistema de planificación de tratamientos (TPS).

Se calcularon perfiles y mapas de dosis a $d_{\text{EPID,ref}}$ con el TPS, utilizando una configuración de haces colapsados. Los mapas de dosis y perfiles fueron comparados con los medidos, usando las imágenes procesadas del EPID para diferentes casos clínicos sencillos (campos abiertos y con cuña) y uno complejo (caso clínico de IMRT de cabeza y cuello). Se utilizó la función Gamma como herramienta de comparación. El criterio de comparación Gamma empleado fue 3 % de diferencia de dosis y 4 mm de distancia para la concordancia de la dosis. Se obtuvo una tasa de aceptación mayor del 90 % para los puntos evaluados.

Palabras clave: función gamma; radioterapia; garantía de calidad; aceleradores lineales; tratamiento de imágenes

Patient-specific intensity modulated radiotherapy quality assurance using an electronic portal imaging device

Abstract

A modern clinical electron linear accelerator was commissioned at the Department of Radiotherapy in the Oncology and Radiobiology Institute. The use of electronic portal image device (EPID) for patient-specific intensity modulated radiotherapy (IMRT) quality assurance is assessed and validated. An IMRT step & shoot approach, using multileaf collimator was used. The EPID dose-response curve was determined for a 6 MV photon beam. The EPID effective water scattering depth ($d_{\text{EPID,ref}}$) was assessed through measurements of its response versus field size variation and compared with the output factor scatter at different depths, calculated with a radiotherapy treatment planning system (TPS).

Dose profiles and dose maps were calculated at $d_{\text{EPID,ref}}$ with the TPS, using a collapsed beam setup. The dose maps and profiles were compared with the processed EPID images for simple cases (i.e. open and wedged fields) and a more complex case (a head and neck IMRT clinical case).

Comparison was performed using the Gamma function. Results showed Gamma passing rates higher than 90 % for all compared points, using comparison criteria of dose difference 3 % and 4 mm of distance to agreement.

Key words: gamma function; radiotherapy; quality assurance; linear accelerators; image processing.

Introducción

La radioterapia de intensidad modulada (IMRT) es una de las técnicas para el tratamiento del cáncer, cada vez más utilizada en los departamentos de radioterapia mundialmente. La implementación clínica de este tipo de técnica requiere procedimientos de control de calidad y posicionamiento más rigurosos para el paciente [1, 2].

En el Departamento de Radioterapia del Instituto de Oncología y Radiobiología (DR-INOR) fue puesto en servicio clínico un acelerador lineal de electrones (*linac*) *ElektaSynergy*® (*ElektaOncologySystems*, Crawley, Reino Unido). Está equipado con un sistema de tomografía computarizada de haz en cono, con energías de kilovoltaje (*kV-CBCT*) modelo *XVI*™, así como un dispositivo electrónico de imagen portal (*EPID*) de silicio amorfo (a-Si), modelo *iViewGT*™.

El *kV-CBCT XVI*™ ha sustituido al EPID en la mayoría de sus aplicaciones imagenológicas en la verificación y corrección del posicionamiento de los pacientes, antes de su tratamiento. Considerando, además, la gran demanda que tienen los equipos, debido al número de pacientes que requieren de tratamientos de radioterapia, y la capacidad del EPID como dosímetro bidimensional [3-7], se diseñó un procedimiento para la utilización del EPID *iViewGT*™ como sistema dosimétrico para el control de calidad (CC) paciente-específico de tratamientos de IMRT, con planificación inversa, modalidad de múltiples segmentos estáticos, y se optimizó el empleo del mismo en la rutina clínica del servicio.

Materiales y Métodos

Fue utilizada la unidad de tratamientos *linacElektaSynergy*® con colimador multiláminas (*MLC*) *Agility*®, perteneciente al DR-INOR. Los planes de tratamientos de IMRT comprobados fueron confeccionados con el sistema de planificación de tratamientos (*TPS*) *XiO v4.8*. (*ElektaOncologySystems*, Crawley, Reino Unido).

En el procesamiento de las imágenes adquiridas con el EPID fue utilizado el programa *ImageJ v1.45s*. Este es un paquete para el procesamiento y análisis de imágenes de dominio público, desarrollado en Java [8].

La linealidad de la respuesta del EPID, respecto a las unidades monitoras impartidas, fue hallada. El estudio se realizó tomando imágenes de un campo 10x10 cm², sin presencia de ningún medio dispersor entre la fuente y el detector, variando las UM desde 2 hasta 1000 para haces de fotones de 6 MV de energía.

Las imágenes fueron procesadas con el programa *ImageJ* para obtener el valor del pixel integrado (PIV). El procedimiento seguido fue:

- Inversión de la imagen adquirida; i.e. : cada pixel es restado de $2^{16}-1$
- Se divide la imagen resultante por el factor de escalamiento de la imagen, [10]
- Se crea una región de interés (ROI) de 9x9 píxeles en el centro de la imagen donde se lee el valor promedio de PIV.

Posteriormente, fue determinada la profundidad en agua a distancia fuente-superficie (DFS) de 100 cm, para la cual, las distribuciones de dosis en ese plano, son semejantes a las distribuciones medidas por el detector de a-Si del EPID: ($d_{EPID.ref}$). Para ello, se calcularon los factores de campo a varias profundidades (1.5, 3, 4, 5 y 6 cm) y se compararon con los factores de dispersión, medidos con el EPID en un rango de tamaños de campos desde 3x3 cm² hasta 23x23 cm².

Las imágenes fueron restauradas, eliminando la corrección por campo desbordado utilizada para mejorar la respuesta de los detectores, en la dirección radial del EPID, debido a la influencia del filtro aplanador [10]. La matriz de corrección fue generada a partir de un hemiperfil calculado en el *TPS XiO v4.8* a DFS 100 cm y, a la profundidad en agua hallada, donde las propiedades de dispersión son similares a las del EPID, $d_{EPID.ref}$, empleando un haz de 24x24 cm² (mayor tamaño posible medible con el panel detector del EPID). La matriz de corrección es un arreglo bidimensional con igual resolución que las imágenes del EPID (1024x1024) y con simetría radial. La restauración se logra multiplicando la imagen del EPID por la matriz de corrección (elemento a elemento) para obtener los valores originales de cada pixel.

La calibración PIV a dosis en agua, se realizó según Lee, et. al. [3]. Antes de cada sesión de mediciones con el EPID, se impartieron tres irradiaciones con un campo de 10x10 cm², en ausencia de cualquier medio dispersor con 100 UM y se halló el PIV promedio. El factor de calibración se obtiene como la razón del PIV promedio y el valor de dosis calculada por el TPS (D_{100}), para DFS=100 cm, $d_{EPID.ref}$ y UM=100.

Varios casos pruebas sencillos fueron medidos para comprobar la metodología propuesta: tamaños de campos cuadrados 10x10 cm² y 15x15 cm², con filtros en cuña y sin este, a la profundidad $d_{EPID.ref}$ y con 100 UM.

Los resultados obtenidos con el EPID fueron comparados con los medidos, utilizando el arreglo bidimensional (2D) de cámaras de ionización (CI) *PTW OCTAVIUS 729*, en conjunto con el maniquí de láminas agua-equivalente *PTW RW-2967* (*PTW*, Freiburg, Alemania). Las comparaciones se realizaron utilizando el programa *PTW Verisoft* versión 5.1 (*PTW*, Freiburg, Alemania), mediante la opción Gamma2D. Esta opción calcula la función Gamma, herramienta desarrollada para comparar, cuantitativamente, distribuciones de dosis [9]. El criterio de comparación Gamma inicial utilizado fue de una diferencia de dosis (DD) 3 % y distancia para la concordancia de la dosis (DTA) de 3 mm.

Se comprobaron además dos campos de un tratamiento de IMRT de una lesión de cabeza y cuello.

Resultados y Discusión

La curva dosis-respuesta del EPID evidencia una excelente linealidad de la respuesta del EPID para el rango de UM administradas, condición muy provechosa para la posterior calibración a dosis de la respuesta del EPID. La tabla 1 muestra las no linealidades (α) obtenidas para

un subconjunto de las UM administradas. α se calcula según ecuación 1; donde R_i es la razón dosis-respuesta para la UM_i y R_{prom} el promedio de estas razones [11].

$$(1) \quad \alpha = (1 - R_{prom} / R_i) \times 100 \%$$

Tabla 1. Factor de no-linealidad dosis-respuesta del EPID

UM	PIV	no-linealidad (á)
2	20436	-0,99%
4	40975	-0,73%
6	61408	-0,82%
8	82136	-0,50%
10	102580	-0,59%
20	205289	-0,53%
30	30829	-0,41%
40	411644	-0,27%
50	515519	-0,08%
100	1034566	0,26%
150	1555747	0,51%
250	2597014	0,67%

La incertidumbre combinada que se obtiene en la determinación de la dosis, tomando en consideración las diferentes fuentes de incertidumbre es de aproximadamente $\pm 1.02 \%$, para una desviación estándar. Esta incertidumbre es inferior al valor de incertidumbre aceptado en los procedimientos de controles de calidad diarios, para el valor de dosis absoluta de referencia, administrado por el linac $\pm 3 \%$, [11].

En la figura 1 se representan las curvas de los factores de dispersión calculados en el TPS para diferentes profundidades en agua y la curva del factor de dispersión medido en el EPID. La dispersión en el EPID se comporta muy similar a las profundidades de 5 y 6 cm en agua y tiene una diferencia de -0.8% para el campo de $20 \times 20 \text{ cm}^2$. Este valor es despreciable en el análisis de los segmentos comunes obtenidos en la rutina clínica, y considerando, además, que la profundidad en agua utilizada comúnmente como referencia en los CC rutinarios del servicio, es 5 cm. Se adopta este valor en lugar de 6 cm como profundidad en agua de referencia del EPID ($d_{EPID_ref} = 5 \text{ cm}$).

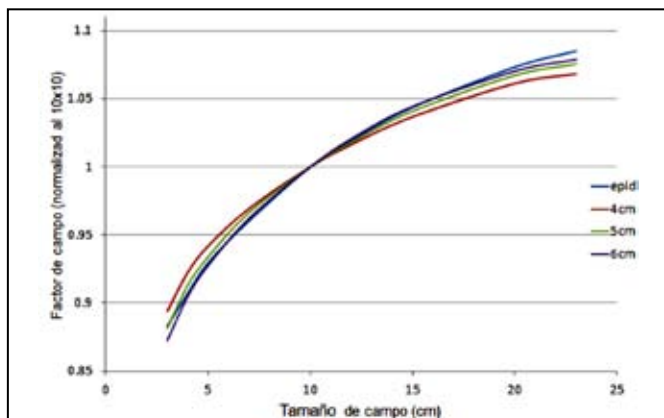


Figura 1. Factores de dispersión calculados a varias profundidades en agua y medidos en el EPID

La matriz de corrección, por efecto de campo desbordado, resultó un valor máximo de corrección del pixel relativo al centro del campo de 1.02045, en la zona del borde del campo, lo que representa un 2.04 % más de dosis en esa zona que en el centro, debido al efecto del filtro aplanador.

La figura 2 muestra perfiles de dosis calculados por el TPS a 5 y 6 cm de profundidad en agua y medidos con el EPID, sin corregir y corregidos por efecto de campo desbordado, obtenidos para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Los perfiles medidos con el EPID y sin corregir presentan menos penumbra que los calculados por el TPS, pero tienen los ‘hombros’ más bajos. El perfil corregido muestra una mejor correspondencia con los perfiles a 5 y 6 cm en agua, aunque la penumbra sigue siendo un poco menor que las mostradas por los perfiles calculados en agua. Este resultado corrobora la elección de d_{EPID_ref} como 5 cm.

Los resultados de los casos prueba sencillos se muestran en las figuras 3 y 4. Los casos representan campos de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ y $15 \times 15 \text{ cm}^2$ con filtros en cuña de 60° (modulación de la intensidad del haz en una dirección). Las tasas de aceptación para los puntos evaluados con la función Gamma, en los mapas de dosis a d_{EPID_ref} fue perfecta, 100 %, para un criterio de comparación de 3 % de DD y 3 mm de DTA. Estos resultados son consistentes con los hallados para las comprobaciones realizadas con el método convencional utilizado en la rutina clínica del servicio, mediciones con el arreglo 2D CI y se obtuvo también una tasa de aceptación del 100 % para los puntos evaluados con el mismo criterio de comparación Gamma.

Los resultados de la comprobación de dos campos de tratamientos para un paciente de cabeza y cuello, con planificación de IMRT, se muestran en las figuras 5 y 6. En ambos casos, la tasa de aceptación estuvo por encima del límite de confianza para el método convencional de CC establecido en la rutina clínica (92% para un criterio de comparación Gamma de 5 % de DD y 3 mm de DTA). En el campo 1 se utilizó un criterio de DD 3 % y DTA 3 mm, para una tasa de aceptación de 94 %. Para el campo 2 se empleó un criterio de comparación Gamma de 3 % y 4 mm, con una tasa de aceptación de 97.7 % de los puntos evaluados.

La manipulación de los resultados del arreglo 2D CI y del EPID son similares, con la diferencia a favor de este último, que presenta una mayor resolución espacial, tamaño del elemento detector (pixel de la imagen), aproximadamente de 0.027 mm.

Por otra parte, la variabilidad de la respuesta del EPID implica la necesidad de hacerle una calibración, antes de ser empleado, además de sus propios requerimientos de control de calidad. Pero este procedimiento implica una demora similar a la de la calibración cruzada necesaria con el empleo del arreglo 2D CI.

La tasa de aceptación de la comparación Gamma, entre los campos medidos y los calculados, es superior al límite de confianza institucional para este tipo de prueba y las recomendaciones internacionales [1, 2].

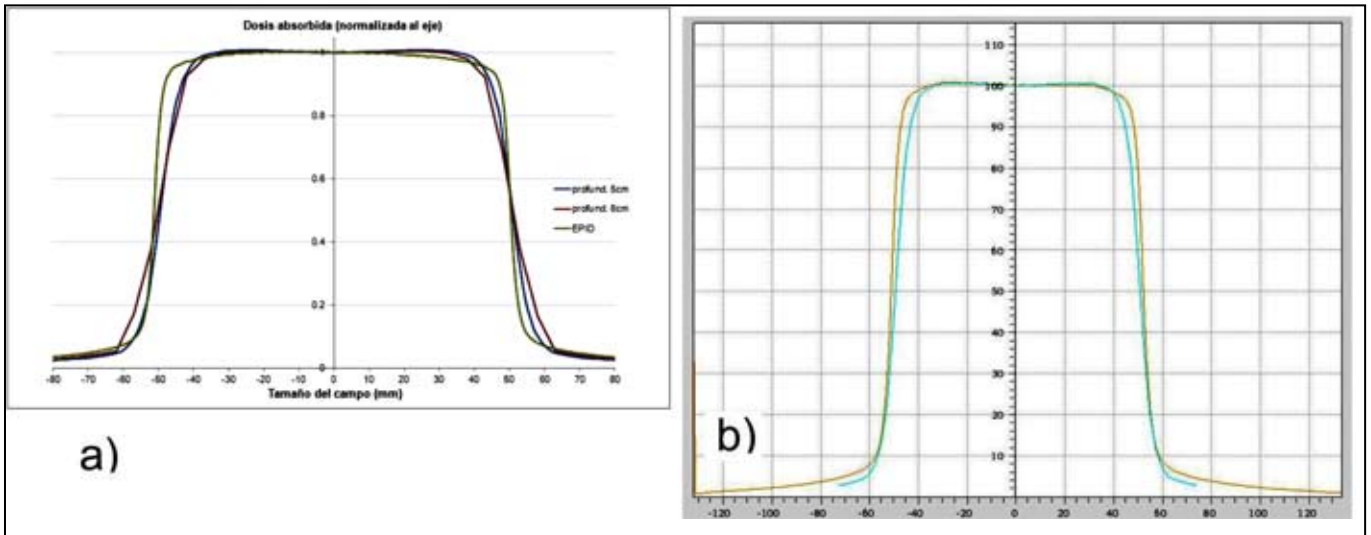


Figura 2. Perfiles campo 10x10 cm², profundidades 5 y 6 cm en agua. Comparación perfil EPID medido sin (a) y con corrección (b) efecto de campo desbordado.

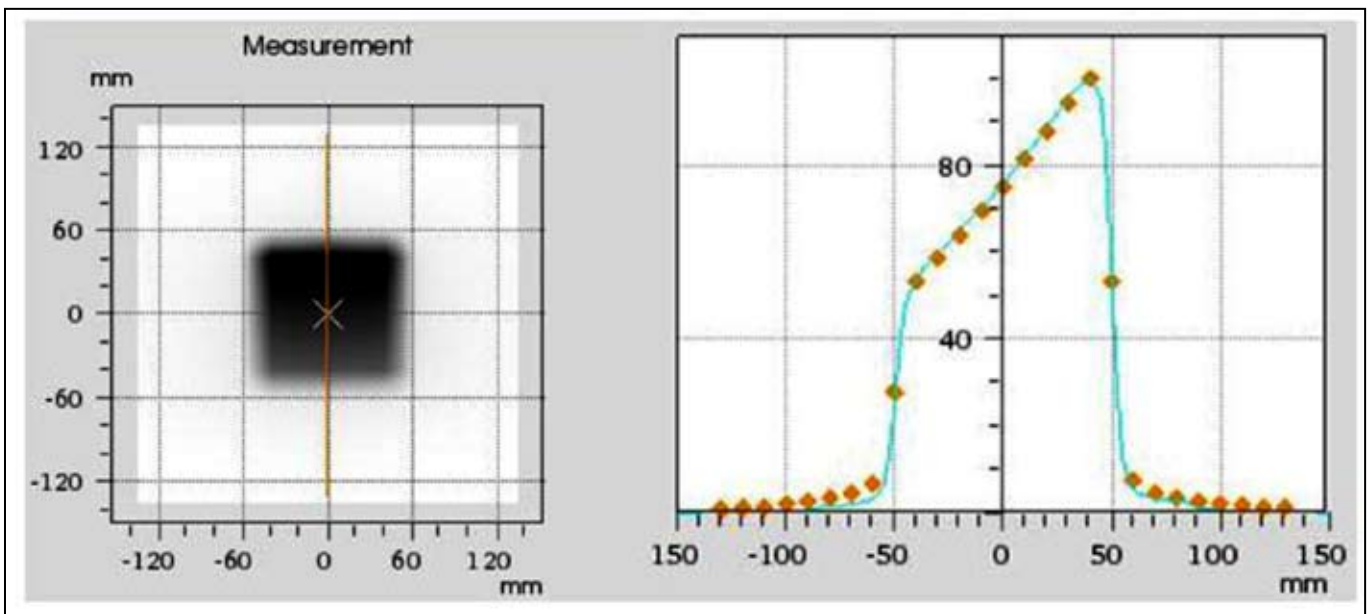


Figura 3. Mapa de dosis calculado TPS XiO v4.8 y medido EPID. Campo 10x10cm², cuña 60°. a) Campo medido por el EPID en escala de grises. b) Perfiles de campo (línea azul TPS)

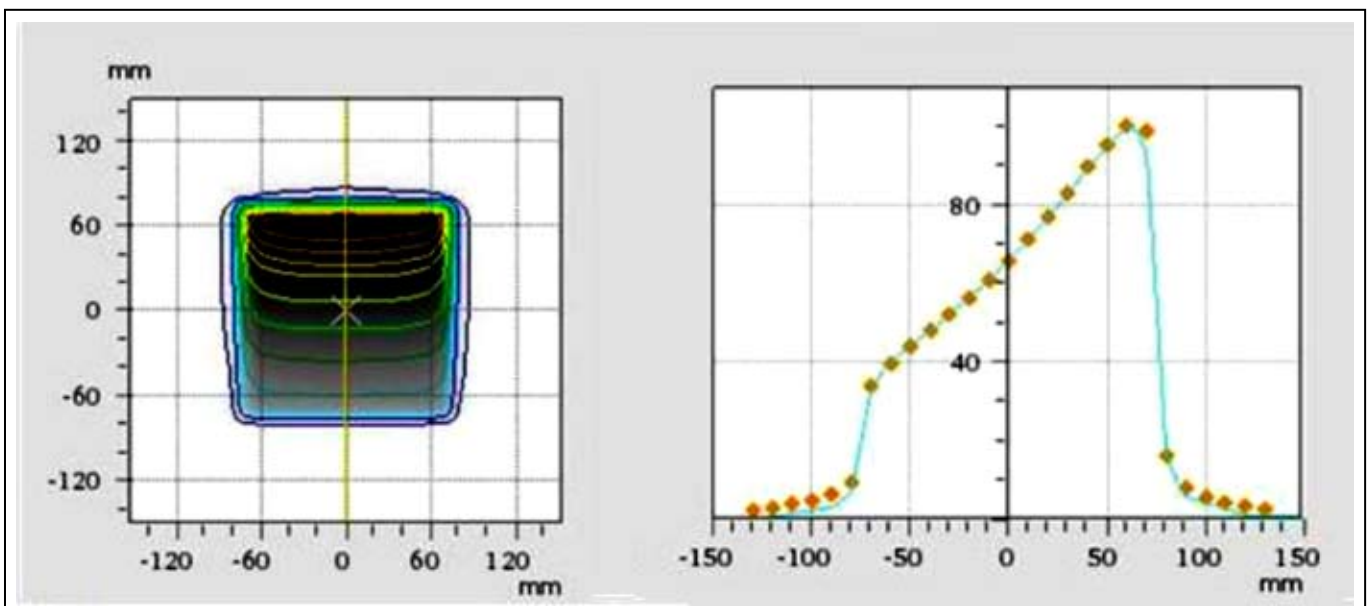


Figura 4. Mapa de dosis calculado TPS XiO v4.8 y medido EPID. Campo 15x15 cm², cuña 60°. a) Campo medido por el EPID en escala de grises. b) Perfiles de campo (línea azul TPS)

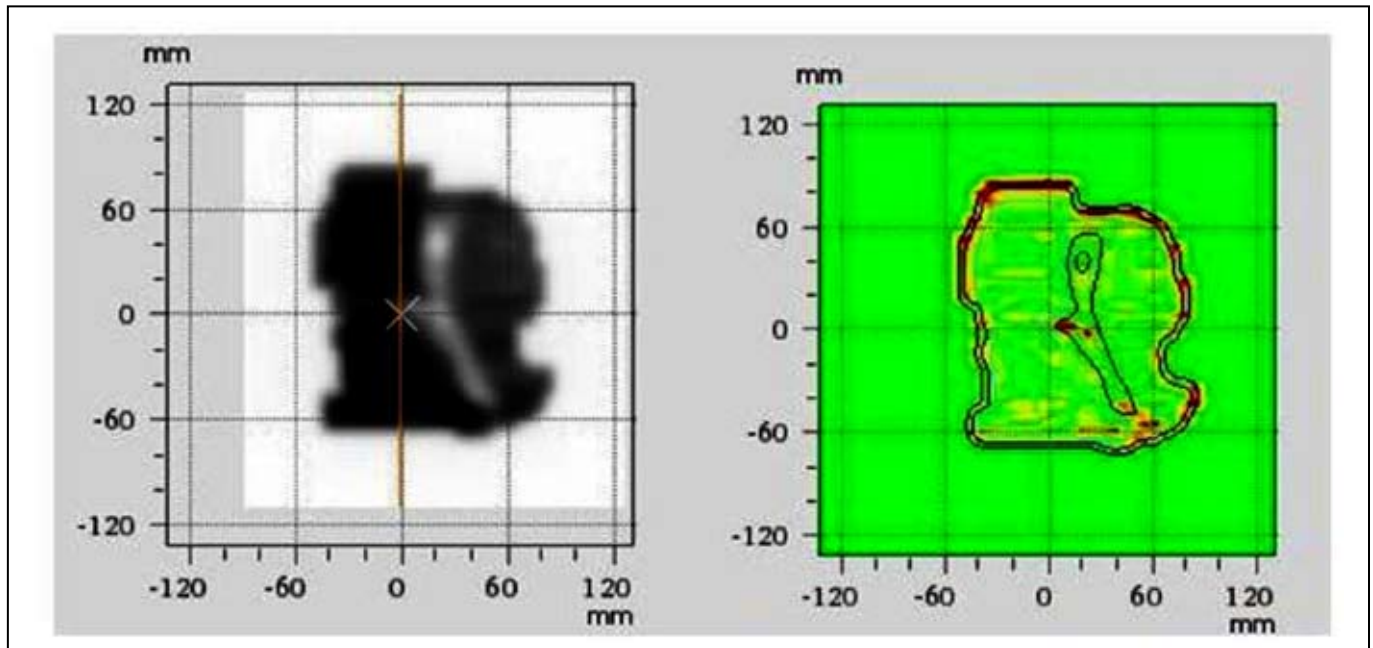


Figura 5. Campo 1 mapa de dosis calculado TPS XiO v4.8 y medido EPID. a) Mapa de dosis medido. b) Resultado de la comparación Gamma.

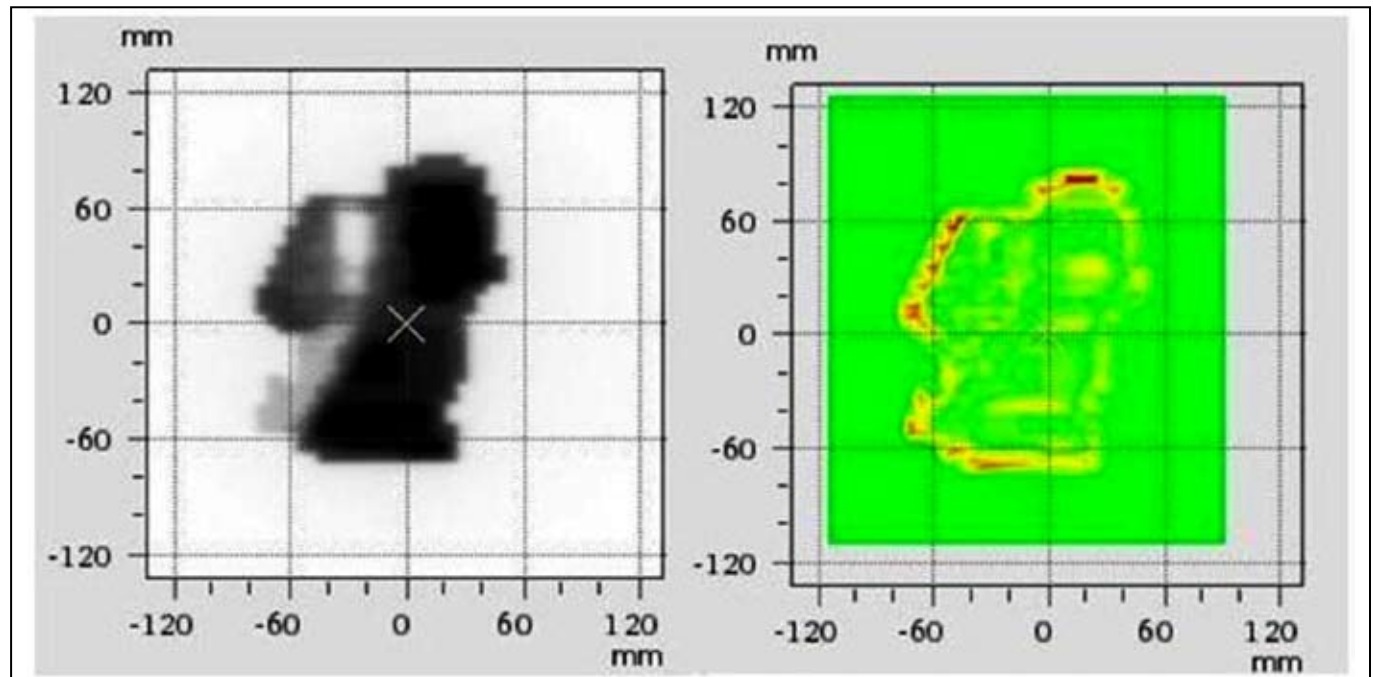


Figura 6. Campo 2 mapa de dosis calculado TPS XiO v4.8 y medido EPID. a) Mapa de dosis medido. b) Resultado de la comparación Gamma.

El caso, con planificación de IMRT seleccionado, es representativo de la mayoría de los planes de tratamientos generados para la rutina clínica del DR-INOR. Los resultados obtenidos, para el caso verificado, muestran la validez, como prueba de concepto, de la propuesta de CC paciente-específica de IMRT utilizando el EPID. Al generalizarse esta propuesta, pueden ser beneficiados un mayor número de pacientes, pues los CC podrían realizarse de manera más eficiente y con igual efectividad que por el método convencional institucional, mediante el empleo del conjunto dosimétrico arreglo 2D de CI y el maniquí de láminas.

Conclusiones

La metodología desarrollada para el manejo de las herramientas informáticas utilizadas, permite obtener información dosimétrica útil a partir de las imágenes adquiridas con el EPID. Fue establecida la similitud de la respuesta del EPID con la calculada por el TPS XiO v4.8 a la profundidad $d_{EPID,ref}$ en agua, 5 cm.

La tasa de aceptación mínima para los puntos evaluados con la función Gamma fue del 94 % para un criterio de DD 3 % y DTA 3 mm, resultado superior al límite de confianza para el método convencional de CC establecido en la rutina clínica del DR-INOR (92 % para un criterio de comparación de DD 5 % y DTA 3 mm).

Referencias bibliográficas

- [1] EUROPEAN SOCIETY FOR RADIOTHERAPY AND ONCOLOGY. Guidelines for the verification of IMRT. Booklet No.9. Belgium: ESTRO, 2008.
- [2] International Commission on Radiation Units and Measurements. Prescribing, Recording, and Reporting Photon-Beam Intensity-Modulated Radiation Therapy (IMRT). ICRU Report 83. United Kingdom: Oxford Press, 2010.
- [3] LEE C, MENK F, CADMAN P, et. al. A simple approach to using an amorphous silicon EPID to verify IMRT planar dose maps. Med Phys. 2009; 36(3): 984-992.
- [4] LIEBICH J, LICHER J, SCHERF C, et. al. Simple proposal for dosimetry with an Elekta iViewGTTM Electronic Portal Imaging Device (EPID) Using Commercial Software Modules. Strahlenther Onkol 2011; 187(5): 316-321.
- [5] VAN ELMPT W, MCDERMOTT L, NIJSTEN S, et. al. A literature review of electronic portal imaging for radiotherapy dosimetry. Radiother Oncol. 2008; 88(3): 289-309.
- [6] SILVESTRE PATALLO I, GARCÍA YIP F. Uso del sistema imagen portal electrónica iViewGT para control de calidad del haz de radiación de un acelerador lineal de uso clínico. Revista Cubana de Física 2010; 27(2B): 251-256.
- [7] HERMAN MG, BALTER J, JAFFRAY D, MCGEE K, et. al. Clinical use of electronic portal imaging: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. Med Phys. 2001; 28(5): 712-737.
- [8] National Institute of Health. USA. Image Processing and Analysis in Java ImageJ [website]. Available in: <https://imagej.nih.gov/ij>.
- [9] LOWE D, HARMS W, MUTIC S, PURDY J. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. Med Phys. 1998; 25(5): 656-661.
- [10] Elekta Oncology Systems. iViewGTTM Corrective Maintenance Manual. 2008.
- [11] Organismo Internacional Energía Atómica. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. OIEA-TECDOC 1151. Viena: OIEA, 2000.

Recibido: 19 de febrero de 2016

Aceptado: 25 de mayo de 2016