

Caracterización dosimétrica de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) y desarrollo de un modelo simple de dosimetría portal

Dosimetric characterization of an electronic portal imaging device (EPID) and development of a portal dosimetry simple model

O Ripol Valentín^{1,*}, A García Romero¹, A Hernández Vitoria^{1,2}, J Jiménez Albericio¹, J Cortés Rodicio¹, E Millán Cebrián^{1,2}, P Ruiz Manzano¹, M Canellas Anoz¹

¹ Servicio de Física y Protección Radiológica. Hospital Clínico Universitario "Lozano Blesa" de Zaragoza.

² Departamento de Pediatría y Radiología. Facultad de Medicina. Universidad de Zaragoza.

Fecha de Recepción: 24/03/2010 - Fecha de Aceptación: 23/12/2010

La utilización de los dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) para el control de calidad de los aceleradores lineales de electrones está cada vez más extendida en la práctica. En el presente trabajo se estudian las características dosimétricas de un EPID OptiVue™ 1000 ST y se propone un método ágil y sencillo para la calibración en dosis absorbida, con un modelo matemático que incluye como correcciones: un coeficiente de transformación de dosis absorbida (en adelante, dosis) y correcciones por retraso de la imagen y la forma de campo. Se desarrollaron aplicaciones informáticas que procesaran la información y se validaron los resultados comparándolos con los obtenidos mediante cámaras de ionización. El dispositivo mostró cualidades apropiadas para su uso en dosimetría y los resultados de comparar los planos de dosis obtenidos con el EPID y los medidos con las cámaras de ionización fueron satisfactorios. Teniendo en cuenta las limitaciones del modelo empleado, la conclusión es que se puede poner en marcha el uso del EPID para el control de calidad del acelerador y se deberían estudiar los refinamientos al modelo actual, y otras aplicaciones, como la verificación de tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT).

Palabras clave: Silicio amorfo, respuesta en dosis, dosimetría portal, calibración.

The use of the Electronic Portal Imaging Devices (EPID) for the quality control of linear accelerators of electrons is increasingly extended in practice. In this work the dosimetric characteristics of an EPID OptiVue™ 1000 ST were studied and a friendly and simple method for the absorbed dose calibration was suggested. This method is based on a simple mathematical model, including: an absorbed dose transformation coefficient and image lag and field shape corrections. Software tools were developed in order to process the information and the results were validated by comparing them with the measured data with ionization chambers. The studied device showed suitable characteristics for its use for EPID dosimetry and the calculated results fitted satisfactorily with the dose planes obtained with the ionization chambers. Keeping in mind the model limitations, we concluded that it is possible to start the use of the EPID for the accelerator quality control and improvements for the current model should be studied, as well as other suitable applications: e.g. the Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) treatment verification procedures.

Key words: Amorphous silicon, dose response, portal dosimetry, calibration.

* Correspondencia
Email: oripol@gmail.com

Introducción

Desde que los dispositivos electrónicos de imagen portal (EPID) fueron desarrollados y comercializados junto con aceleradores lineales de electrones con el propósito de verificar la posición del paciente o para monitorizar los movimientos de las estructuras anatómicas del mismo durante el tratamiento, ha existido el interés en investigar su uso como dosímetro. Tras la aparición de los dispositivos basados en silicio amorfo (a-Si), se ha estudiado su comportamiento para fines dosimétricos de forma muy extensa, con buenos resultados en general de reproducibilidad, linealidad, efectos de memoria y otras características¹⁻⁶.

El uso del EPID de un acelerador para el control de calidad del mismo o para la verificación de tratamientos de radioterapia de intensidad modulada (IMRT) se ha ido introduciendo en la práctica diaria y ha resultado ser una herramienta versátil y capaz de aumentar la calidad de los controles, a la vez que disminuye los costes de los mismos^{7,8}. Según el objetivo de los trabajos publicados y las prestaciones del EPID estudiado, se han desarrollado multitud de modelos matemáticos para la caracterización dosimétrica de estos dispositivos. Los más abundantes son los ideados para trabajar sin material entre el haz y el EPID (modo de *no transmisión*)¹. En éstos se tienen en cuenta los tiempos muertos del detector, los efectos de memoria, la homogeneidad de la respuesta entre píxeles, la corrección de la dependencia con el tamaño de campo o la posición fuera del eje y los coeficientes para convertir la señal en dosis. Algunos aplican núcleos de deconvolución para transformar la señal en planos de dosis que se ajusten a los que se medirían con cámaras de ionización^{2,9}. Para trabajar con tejido interpuesto en el haz (modo de *transmisión*) se han utilizado modelos más elaborados, incluyendo correcciones por dispersión de la radiación en los tejidos atravesados y correcciones debidas a la variación del espectro del haz, estudiando también la posible mejora del comportamiento del EPID al filtrar la radiación que recibe con capas de plomo o aluminio^{9,10}.

El objetivo del presente trabajo es construir un modelo matemático de calibración basado en las referencias que más se aproximan a nuestro caso^{2,10}, crear un procedimiento de calibración y desarrollar una aplicación informática que incluya lo anterior. En primer lugar se estudió la respuesta de nuestro dispositivo y, con esta información, se eligió un modelo de calibración en dosis en modo *no transmisión* que se adaptara a las prestaciones de nuestro EPID ya que algunas de las correcciones, como el efecto de memoria del detector, la corrección por tiempo muerto y temperatura, la señal de fondo... indispensables para

dispositivos más antiguos, no serán ya necesarias en éste, debido a la evolución de la electrónica asociada al dispositivo y de los programas de adquisición. Se propuso un procedimiento de calibración del EPID y se desarrolló una aplicación que permitiera realizar tanto la calibración como la transformación de los datos para su estudio de forma rápida y versátil. Por último se verificaron los resultados obtenidos y se analizaron las limitaciones que deben ser tenidas en cuenta para la aplicación de este modelo.

Material y métodos

En este trabajo se han investigado las características de un dispositivo electrónico de imagen portal (EPID) OptiVue™ 1000 ST (Siemens Medical Solutions, Concord, California) montado sobre un acelerador lineal de electrones multienergético Mevatron Oncor™ Expression (Siemens Medical Solutions, Concord, California). Se usaron haces de fotones de 6 MV y tasa 200 UM/min. Este EPID cuenta con un tamaño útil de 41 cm x 41 cm y una resolución de 1024 x 1024 píxeles. La distancia fuente-EPID (DFE) puede estar comprendida entre 120 y 160 cm.

La adquisición de las imágenes se realizó utilizando Siemens Coherence Therapist Workspace (versión 2.1.24) como programa de adquisición y el modo *portal simultáneo* para todas las medidas efectuadas. En este modo el EPID adquiere imágenes durante el tiempo que dure la irradiación del campo. Estas imágenes son corregidas automáticamente por la herramienta de adquisición, eliminando la influencia del fondo, interpolando los píxeles inactivos y corrigiendo las diferencias de respuesta a la radiación entre los píxeles y las inhomogeneidades de la distribución de dosis en el plano de haz. Estas transformaciones se efectúan a partir de la calibración periódica de la ganancia y el mapa de píxeles muertos, y deben estar actualizados con la periodicidad que especifica el fabricante. Las imágenes son adquiridas a un ritmo de 6,9 subimágenes (*subframes*) por segundo, éstas son acumuladas en la imagen final, almacenando el promedio de todas ellas, excepto en los campos de IMRT, en los cuales también se guarda información de cada segmento en distintas capas de la imagen.

La distancia fuente-EPID fue fijada de forma arbitraria para este estudio a 145 cm, aunque los procedimientos de calibración son igualmente válidos para cualquier distancia dentro de los límites del EPID y siempre que exista una calibración de la ganancia para esa distancia en la aplicación de adquisición.

Las medidas puntuales de dosis se realizaron con un electrómetro NE 2620 y las siguientes cámaras de ionización: NE 2505 tipo farmer, calibrada con el elec-

trómetro anterior; PTW B31010 de 0,125 cm³ y PTW TB34001, tipo cámara plana.

Los perfiles de dosis fueron medidos con un sistema detector bidimensional MatriXX (IBA Dosimetry) de 1020 cámaras de ionización con un área activa de 24,4 cm x 24,4 cm y con una distancia entre ellas de 7,62 mm. La aplicación comercial asociada a este detector es OmniPro-l'mRT versión 1.7 y se utilizó para la validación de los resultados experimentales obtenidos con el modelo de calibración.

Linealidad, reproducibilidad y ruido de la respuesta del EPID

Para determinar si el EPID podía ser usado como detector de radiación, fue necesario comprobar que la respuesta fuese estable, reproducible y estudiar su dependencia con la dosis que se le administraba. Para estudiar estas características, se realizaron irradiaciones del EPID con distinto número de unidades de monitor (UM) (1, 2, 3, 4, 5, 10, 20, 30, 40, 50, 75, 100, 125, 150 y 200 UM) con un campo 10 cm x 10 cm y DFE de 145 cm. El tamaño de campo se especificará en todo este trabajo en el plano del isocentro, es decir, a una distancia de la fuente de 100 cm, salvo que se indique lo contrario. Se repitió el proceso 4 veces en días distintos. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central (5 mm x 5 mm) y se determinó la desviación estándar del valor de píxel dentro del cuadrado central para cada irradiación para valorar el cociente señal/ruido. Se estudiaron la reproducibilidad de las medidas y su linealidad con el número de UM administradas.

Estudio de la influencia del *build-up* y el tamaño de campo en la respuesta del EPID

El comportamiento de estos dispositivos se suele distanciar bastante del comportamiento de los detectores que se usan en la práctica habitual como cámaras de ionización, diodos o películas radiográficas⁹. Resulta conveniente estudiar diferencias en el comportamiento al variar el espesor de material interpuesto entre el EPID (*build-up*) y el haz o la variación con el tamaño de campo. Basándonos en estas diferencias y en los datos proporcionados por el fabricante, se hizo una estimación del *build-up* intrínseco del EPID y se decidió qué correcciones era necesario introducir en el modelo matemático de calibración en dosis.

Para estudiar la influencia del *build-up* se realizaron irradiaciones del EPID con distinto *build-up* (0, 5, 10, 15, 20, 30, 40 y 50 mm) de agua sólida

(RW3) de IBA Dosimetry, con 30 UM, un campo 10 cm x 10 cm y DFE de 145 cm. A su vez se midió la dosis en un maniquí de RW3 con los mismos campos y con distancia fuente detector (DFD) de 145 cm y *build-up* de 5, 10, 15, 20, 30, 40, 50, 60, y 80 mm, usando la cámara de ionización plana PTW TB34001 y un electrómetro NE 2620 y corrigiendo por presión y temperatura. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel promediado entre los píxeles del cuadro central y la dosis en agua se obtuvo en unidades arbitrarias. Se compararon los resultados de las medidas por ambos métodos normalizando las curvas en el máximo, corrigiendo la profundidad por la densidad del RW3.

Teniendo en cuenta la composición del dispositivo se ha estimado que el espesor equivalente de los materiales que atraviesa el haz es de aproximadamente 1,6 cm de agua, según la información facilitada por el fabricante y los valores de densidades obtenidos de *NIST Standard Reference Database 124**, aunque es necesario considerar que existe una capa de cristal de centelleo (LANEX) entre el silicio amorfo y los materiales que atraviesa el haz de radiación. Así que hemos optado por un *build-up* de calibración de 2 cm de agua, similar a lo encontrado en otras publicaciones^{2,9,10}, para aproximarnos al *build-up* intrínseco estimado del EPID y estar en la zona de equilibrio electrónico. Este espesor será el usado en todas las medidas que se realicen con cámaras de ionización para el ajuste de los parámetros del modelo o para la verificación de los resultados. Queda fuera del propósito de este trabajo el estudio de la diferencia entre los mecanismos de formación de la señal en una cámara de ionización y este EPID, así como su influencia en la elección del *build-up* equivalente que resulte óptimo para la calibración.

Para estudiar la variación de la respuesta al variar el tamaño de campo se realizaron irradiaciones del EPID con distintos tamaños de campo (2 cm x 2 cm, 3 cm x 3 cm, 4 cm x 4 cm, 5 cm x 5 cm, 10 cm x 10 cm, 15 cm x 15 cm, 20 cm x 20 cm y 25 cm x 25 cm), 20 UM y DFE de 145 cm. A su vez se midió la dosis en un maniquí de agua con los mismos campos, con DFD = 145 cm y una profundidad de 2 cm, usando el electrómetro NE2620 y la cámara de ionización PTW B31010, por ser la más adecuada de las disponibles para medir campos pequeños. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor del píxel promediado entre los píxeles del cuadro central y la dosis en agua se obtuvo en unidades arbitrarias. Se compararon los resultados de las medidas por ambos métodos normalizadas para el campo 10 cm x 10 cm.

* <http://physics.nist.gov/PhysRefData/contents.html>

Estudio del efecto memoria (*Ghosting*) y de la demora de imagen (*Image Lag*)

El efecto memoria es la persistencia de señal residual de imágenes anteriores en una imagen adquirida posteriormente y, dependiendo de su magnitud, resulta un obstáculo para la utilización de un EPID como detector de radiación. Para valorar este efecto se generó una secuencia de tratamiento con DFE de 145 cm y dos campos. El primero de 6 cm x 6 cm y 60 UM. El segundo de 20 cm x 20 cm y 3 UM. El tiempo transcurrido entre ambas irradiaciones se limitó al de la apertura de las mordazas y las láminas desde 6 cm a 20 cm. Se analizó el segundo campo en busca de una imagen residual del primero comparándolo con un perfil de una adquisición sin imágenes anteriores próximas en el tiempo.

La demora en la imagen es un efecto que se produce debido a que algunos electrones, durante el proceso de detección, quedan atrapados en niveles de vida lo suficientemente larga como para que no formen parte de la imagen cuando el programa de adquisición almacena la subimagen^{5,10}. Esto hace que los disparos con menos unidades de monitor, de menor duración, proporcionen imágenes que infravaloran el valor de píxel. Para evaluar la importancia de este efecto y poder introducir una corrección en el modelo, se irradió el EPID con campos de 10 cm x 10 cm, DFE de 145 cm y distinto número de unidades de monitor (10, 20, 30, 40, 50, 100, 150, 200, 400, 500 y 1000) y, por tanto, con distintos tiempos de irradiación. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central. Se estudiaron las desviaciones de la linealidad por este efecto.

Modelo matemático de calibración en dosis

El modelo de calibración utilizado en este trabajo incorpora los factores y las conversiones de algunos de los modelos encontrados en la literatura^{2,10} que mejor se adaptan a las prestaciones de gran resolución temporal y espacial del EPID objeto de estudio. Es aplicable a las imágenes obtenidas sin material dispersor entre la fuente y el EPID, es decir, en dosimetría en modo de *no transmisión*¹. El modelo empleado es:

$$D_p(x,y) = \frac{G_{raw}(x,y) \cdot FF(x,y)}{C_F \cdot G_{irrad}(t)}, \quad (1)$$

donde $D_p(x,y)$ es la dosis absorbida en agua para el píxel (x,y) del plano situado a la profundidad y DFE preestablecidas, en nuestro caso 2 cm y 145 cm respectivamente. $G_{raw}(x,y)$ es el nivel de gris obte-

nido para el píxel (x,y) de la imagen multiplicada por el número de subimágenes de la adquisición. $G_{irrad}(t)$, es el ajuste por la demora de la imagen, C_F es el coeficiente de calibración en dosis absoluta y $FF(x,y)$ la corrección por forma de campo. En la fig. 1 se muestra gráficamente cómo funciona el modelo de calibración.

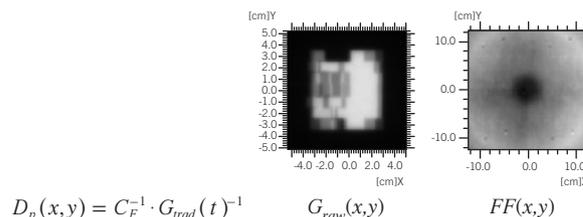


Fig. 1. Ilustración del funcionamiento del modelo matemático de calibración en dosis: $D_p(x,y)$ es la dosis absorbida en agua; C_F , el coeficiente de calibración en dosis absoluta; $G_{irrad}(t)$, el ajuste por la demora de la imagen; $G_{raw}(x,y)$, el nivel de gris obtenido para el píxel (x,y) y $FF(x,y)$, la corrección por la forma de campo.

El ajuste por la demora de la imagen es necesario dado que se ha comprobado³ que en el proceso de detección de un EPID de a-Si, aunque la mayoría de las cargas que forman la señal generada son procesadas y se transmiten a la imagen en su misma subimagen, se produce un efecto debido a la existencia de cargas atrapadas en estados de vida más larga que terminan liberando la señal una vez que el programa de adquisición ya ha leído la subimagen correspondiente. Este efecto es tanto más importante cuanto más corto sea el disparo. El ajuste por la demora de la imagen está basado en una suma de tres exponenciales que modelan la desexcitación de las cargas según tres amplitudes (A_i) y tres constantes de desexcitación (r_i)¹⁰:

$$G_{irrad}(t) = 1 - \sum_{i=1}^3 A_i \cdot \exp(-r_i \cdot t_{rad}). \quad (2)$$

La calibración en dosis absoluta se realiza mediante la determinación de un coeficiente de conversión C_F , que transforma la señal del EPID en el centro del haz a la correspondiente dosis en agua a la profundidad y DFE seleccionadas.

En la práctica habitual, con el fin de que las imágenes que obtiene el EPID reflejen las estructuras del paciente y no la heterogeneidad intrínseca que pueda presentar el haz de radiación, el programa de adquisición elimina estas inhomogeneidades basándose en una adquisición del campo abierto al máximo, que es denominada por el fabricante como *calibración de la ganancia*. La corrección por forma de campo $FF(x,y)$

es necesaria para revertir este proceso que el programa de adquisición efectúa para conseguir una mayor calidad de imagen, pero que, para nuestros intereses, es indeseable.

Ajuste de la demora en la imagen ($G_{\text{trad}}(t)$) (Image Lag)

Para ajustar los parámetros de la corrección por demora en la imagen, se adquirieron con el EPID las imágenes de varios campos con distinto número de unidades de monitor (10, 20, 30, 40, 50, 100, 150, 200, 400, 500 y 1000) y, por tanto, con distintos tiempos de irradiación. El tamaño de campo seleccionado fue 10 cm x 10 cm y la DFE de 145 cm. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central. Se obtuvieron los cocientes de la señal obtenida y las unidades de monitor suministradas normalizadas al máximo para después ajustar al modelo dependiente del tiempo de irradiación, ver ecuación (2), utilizando el programa Mathematica 7 (Wolfram Research, Inc).

Calibración de dosis absoluta (C_F)

Para determinar el coeficiente de calibración de dosis absoluta se irradió el EPID con un campo 10 cm x 10 cm, 100 UM y DFE de 145 cm. Se analizó el centro de cada imagen tomando como señal de respuesta el valor de píxel promediado entre los píxeles del cuadro central, corrigiendo el resultado con el ajuste de demora en la imagen y repitiendo el proceso diez veces. De la misma forma, se midió la dosis en cGy en un maniquí de agua con DFD de 145 cm y la cámara de ionización PTW B31010 a 2 cm de profundidad. También se tomaron diez medidas. Se calculó el coeficiente de calibración en cGy^{-1} haciendo el cociente de los promedios.

Corrección por forma de campo ($FF(x,y)$)

Utilizando el sistema detector bidimensional MatriXX, se adquirió un plano de dosis de un campo de tamaño 25 cm x 25 cm, con 100 UM, 2 cm de *build-up*, teniendo en cuenta el *build-up* intrínseco, de forma que las cámaras de ionización del dispositivo quedaran a 145 cm de DFD. A esa distancia, el tamaño del campo es de 36,25 cm x 36,25 cm, lo que excede las dimensiones del detector. Este problema se solventó irradiando los cuatro cuadrantes por separado pero con el campo completo. Se desplazó el detector ± 10 cm en X y en Y para alcanzar los cuatro

cuadrantes, girándolo 180° en caso necesario para evitar irradiar la electrónica. De esta forma, se normalizaron los cuatro cuadrantes en el centro del campo, que es un punto de dosis común a los cuatro y lejano a las penumbras. Para ensamblarlos se utilizó una utilidad de la aplicación desarrollada para enlazar este tipo de campos. Conviene notar que la dosis de las franjas adyacentes a la zona de ensamblado se mide con varias cámaras de ionización, en este caso solo se tuvieron en cuenta los datos de las cámaras correspondientes al cuadrante irradiado completamente.

Aplicaciones desarrolladas

Una vez adquiridas las imágenes se exportaron a formato IMA. Para acceder a la información contenida en los ficheros en formato IMA generados por la aplicación de adquisición en la estación de trabajo *Therapist*, se desarrolló el programa *dicomManager_v1.2*, en Java con la herramienta BlueJ versión 2.5.1 utilizando las bibliotecas de libre acceso de ImageJ[†]. El valor de gris que está almacenado en los píxeles de las imágenes, es un promedio de la señal recibida por el EPID en las distintas *subframes* en las que se divide cada adquisición. La herramienta desarrollada es capaz de leer la cabecera del fichero IMA o DICOM e identificar la etiqueta que informa sobre el número de *subframes* en que se subdividió la imagen y multiplicando este número por el valor de gris de cada píxel transformar los ficheros para obtener un mapa de píxeles G_{raw} cuyo valor fuera proporcional a la señal sin promediar. En este programa se incluyeron varias opciones de ejecución entre las cuales se encuentra la utilidad para analizar un grupo de ficheros y volcar a una tabla los datos de la señal en el centro del campo de la imagen; pudiendo obtener como salida el promedio de la señal de gris de los píxeles de una región de interés cuadrada central (por defecto 5 mm x 5 mm), la desviación estándar de los mismos píxeles. En la cabecera del mismo fichero se pueden leer: las unidades de monitor de la irradiación, la identificación del haz, el número de subimágenes y el tiempo empleado en la adquisición. También contiene otra utilidad para procesar el fichero en formatos IMA o DICOM y obtener como salida otro fichero en formato ASCII compatible con el programa comercial OmniPro l'mRT. Este formato nos permite almacenar por un lado la imagen, en el cuerpo del fichero y por otro, en la cabecera del fichero, todos los datos requeridos para identificar el haz y para procesarlo, que fueron obtenidos de las etiquetas del fichero original.

[†] ImageJ (Research Services Branch, National Institute of Mental Health, Bethesda, Maryland, USA - <http://rsbweb.nih.gov/ij/index.html>).

También se desarrolló Dicom2Dose_v1.0, una segunda aplicación en Visual Basic en la plataforma Visual Studio 2005 que, haciendo uso del programa anterior, es capaz de transformar los tonos de gris de la imagen a un mapa de dosis absorbida según el modelo propuesto en este trabajo, de forma ágil e interactiva. También permite trasladar estos planos de dosis a la distancia del isocentro, corrigiendo la dosis por el cuadrado de la distancia y aplicando la contracción precisa a las dimensiones del campo. Los formatos de salida son ficheros compatibles con el formato ASCII de OmniPro l'mRT o imágenes con formato TIFF para importar en cualquier otro programa de análisis como si provinieran de un escáner. Este programa también contiene las herramientas necesarias para su calibración y configuración de forma sencilla.

Verificación de los resultados

Para la verificación de los campos medidos con el EPID se utilizó el programa comercial OmniPro l'MRT comparándolos con los mismos campos adquiridos por el sistema detector bidimensional interponiendo 2 cm de *build-up*, teniendo en cuenta el *build-up* intrínseco del equipo, de forma que las cámaras de ionización quedaran a 145 cm de DFD. Se le aplicó el test γ con parámetros 3 mm en distancia y 3% en dosis despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central.

Se analizaron los siguientes campos: 10 cm x 10 cm y 30 UM, 10 cm x 10 cm cuña dinámica con orientación 1 de 15° y 30 UM, 10 cm x 10 cm, cuña dinámica de 45° con orientación 2 y 30 UM, 10 cm x 10 cm, cuña dinámica de 60° con el colimador rotado 45° y 30 UM, un campo de IMRT y un campo conformado llamado "peine".

Resultados y discusión

Linealidad, reproducibilidad y ruido de la respuesta del EPID

El coeficiente de variación, definido como el cociente de la desviación estándar de los valores de píxel en el cuadrado central y el promedio de estos valores para cada adquisición, estuvo en todos los casos por debajo del 0,04%, encontrando el máximo para el número más bajo de UM. De aquí se puede interpretar que el cociente ruido/señal es muy bajo.

Por otro lado los valores de la reproducibilidad, observando la desviación estándar de los valores de las cuatro medidas efectuadas para campo con un número de unidades de monitor determinado, alcanzaron un valor máximo para las cuatro adquisiciones con 1 UM



Fig. 2. Reproducibilidad de la señal. Cociente entre la desviación estándar de los valores de las cuatro medidas efectuadas en distintos días para cada número de unidades de monitor y su valor promedio.

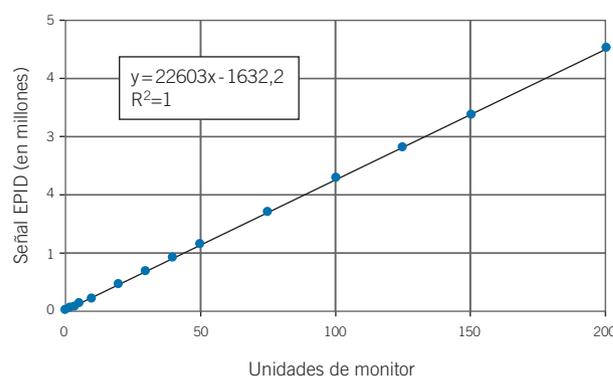


Fig. 3. Linealidad de la señal. Señal en el centro del EPID frente al número de unidades de monitor. Se muestran los datos del ajuste.

(2% aproximadamente). Por encima de las 10 UM el valor se mantuvo estable y por debajo del 0,4% como puede verse en la fig. 2.

En cuanto a la linealidad de la señal con el número de UM el ajuste resulta excelente (fig. 3).

En resumen, el EPID OptiVue 1000 ST ha demostrado su bajo nivel de cociente ruido/señal, la buena reproducibilidad de su respuesta (fig. 2) y su gran linealidad (fig. 3), como se puede encontrar en otros trabajos con dispositivos basados en a-Si². Únicamente podemos señalar que los resultados son peores cuando se usan pocas unidades de monitor, aunque del orden de las propias fluctuaciones del acelerador y perfectamente asumibles.

Estudio de la influencia del *build-up* y el tamaño de campo en la respuesta del EPID

En cuanto a los resultados del estudio de la influencia en la respuesta del EPID del tamaño de campo y del *build-up* interpuesto entre la fuente y el

detector, se observa un comportamiento en la señal recogida por este dispositivo algo distinto al de una cámara de ionización.

Representamos en la fig. 4 la respuesta del EPID frente a la de la cámara de ionización al interponer distintos espesores dispersores entre la fuente y el detector, de donde podríamos estimar el *build-up* intrínseco del dispositivo en aproximadamente 8 mm, debido a la diferencia entre la profundidad del máximo localizado con éste y con la cámara de ionización. Aunque es preciso tener en cuenta que este método no contempla la sobrerrespuesta del a-Si a los fotones de baja energía^{9,11}. Este comportamiento es responsable del adelantamiento del máximo en la respuesta del EPID, ya que el haz pierde energía al encontrar material dispersor en su camino. Debido a esto, estas medidas sólo nos permiten acotar el *build-up* intrínseco del EPID (> 8mm).

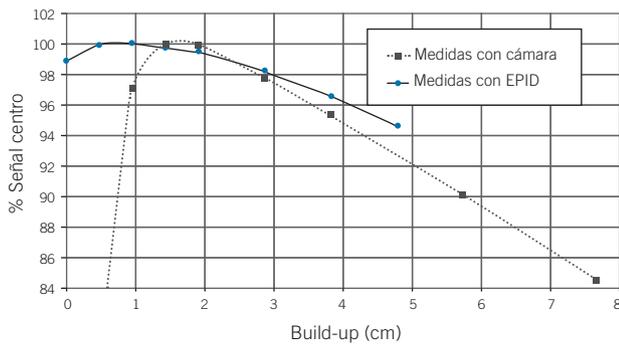


Fig. 4. Respuesta del EPID frente a la de la cámara de ionización al interponer distintos espesores dispersores entre la fuente y el detector. Medido en el centro del campo y ambos normalizados al máximo.

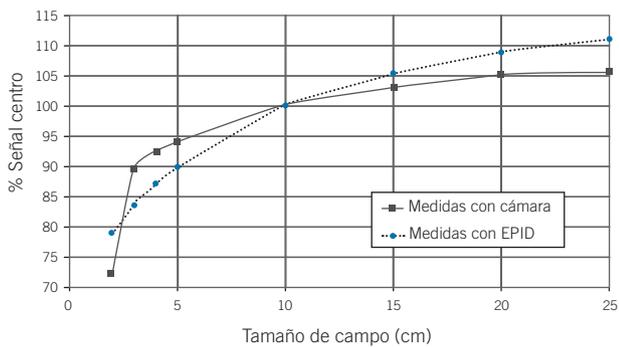


Fig. 5. Respuesta del EPID frente a la de la cámara de ionización al irradiar con campos cuadrados de distintas dimensiones. Medido en el centro del campo y ambos normalizados en la señal del campo 10 cm x 10 cm.

En la fig. 5 se representa la respuesta del EPID y la de la cámara de ionización al irradiar con distintos tamaños de campo. Las señales están normalizadas en el campo de 10 cm x 10 cm. Como se puede comprobar, conforme aumentan las dimensiones del campo, y por tanto, la proporción de radiación dispersa que modifica el espectro de energía del haz con fotones de menor energía, se produce un aumento de la señal más rápido en el caso del EPID, más sensible a estos fotones de baja energía, que en el caso de la cámara de ionización. Este comportamiento es similar al observado por Lee C et al.⁷ y Nijsten SM et al.¹⁰

Estudio del efecto memoria y de la demora de imagen

En lo referente al efecto memoria, aunque con dificultad, se observa la impronta del campo con el que se ha irradiado inmediatamente antes (fig. 6); esta señal no llega nunca al 1% de la correspondiente a 3 UM, este resultado es compatible con los encontrados en otros trabajos con este mismo EPID¹⁰. Nótese que los campos con tamaño 6 cm x 6 cm y 20 cm x 20 cm no tienen escalada la distancia al plano del isocentro así que 3 cm aparecen como 4,35 cm, por ejemplo. Tampoco se le aplicó corrección alguna ni suavizado. Teniendo en cuenta el lapso de tiempo transcurrido entre las dos irradiaciones, no se cree necesario fijar ningún tiempo mínimo entre adquisiciones realizadas en la práctica diaria.

Se encontró un efecto de demora de imagen en el dispositivo que va a tener poca repercusión en campos de más de 30 UM. Incluso para irradiaciones con poca dosis el impacto es pequeño, como

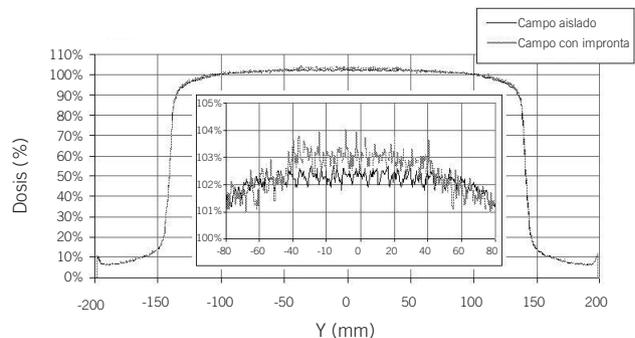


Fig. 6. Impronta sobre el campo de 20 cm x 20 cm y 3 UM del campo de 6 cm x 6 cm y 30 UM con el que se ha irradiado inmediatamente antes. La línea punteada corresponde a este campo, para comparar aparece la línea continua que pertenece a otro campo irradiado de forma aislada. También se muestra un detalle de la parte central.

podemos ver en la fig. 7. Aún así se ha considerado conveniente incluir el ajuste en el modelo ya que se pretende que la dosis con la que se irradie el EPID sea la menor posible con objeto de reducir su posible deterioro por irradiación.

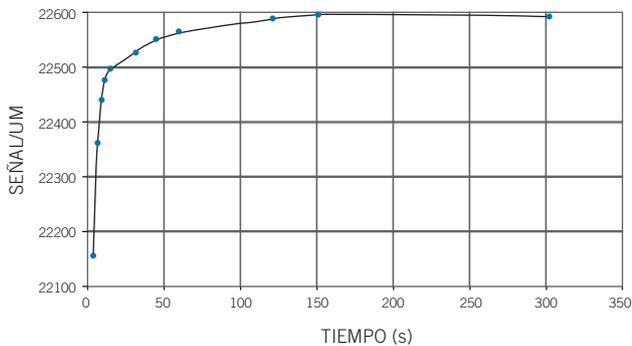


Fig. 7. Efecto de la demora de la imagen en la relación Señal/UM para disparos de distintas duraciones.

Modelo matemático de calibración en dosis absorbida

El ajuste llevado a cabo para G_{irrad} (ec. 2) estimó los siguientes parámetros para el modelo: $A_1=0,03867$, $A_2=2,2001$, $A_3=0,00618$, $r_1=0,15706 \text{ s}^{-1}$, $r_2=1,76366 \text{ s}^{-1}$ y $r_3=0,01199 \text{ s}^{-1}$. Los parámetros obtenidos son del mismo orden que los que encontramos en la bibliografía, así como el comportamiento del EPID^{3,10}.

El valor del coeficiente de calibración en dosis absoluta (C_F) en las condiciones de este trabajo se ajustó a $(4,76 \pm 0,09) 10^4 \text{ Gy}^{-1}$ ($k=1$), siendo las dosis recibidas en el EPID de 47,4 cGy, este coeficiente es del mismo orden que el obtenido para este mismo EPID por Nijsten SM el at.¹⁰ aunque en su trabajo incluían una capa de 3 mm de cobre como filtro el haz.

El coeficiente de calibración en dosis absoluta y la corrección por forma de campo van a ser los factores críticos del modelo, por lo que será necesario diseñar un procedimiento para efectuar calibraciones periódicamente, aunque esto no debe suponer una excesiva carga de trabajo gracias a las herramientas desarrolladas.

Software desarrollado

Como resultado del desarrollo de un programa capaz de acceder al contenido de los ficheros en formato DICOM, se obtuvo dicomManager_v1.2.jar,

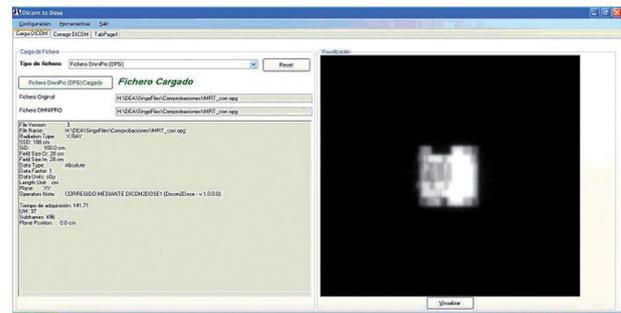


Fig. 8. Pantalla de carga de ficheros del programa Dicom2Dose1_v1.0.

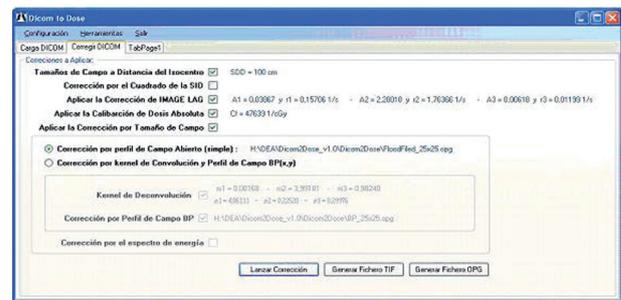


Fig. 9. Pantalla de transformación de ficheros del programa Dicom2Dose1_v1.0.

un paquete Java ejecutable. Se escogió un formato de salida de fichero de texto (ASCII) que puede ser importado en la herramienta de comparación (OmniPro l'mRT) y que permite definir etiquetas para encapsular la información de nuestros procesos, que debe ser ignorada por cualquier otro. Concretamente, entre las etiquetas `<dicomManager>` se encuentra la información propia de nuestra aplicación, eso nos permite caracterizar como precisemos nuestros haces para poder procesarlos posteriormente.

La aplicación Dicom2Dose1_v1.0 es la que nos permite cargar ficheros en formato DICOM o formato ASCII y aplicarles las correcciones necesarias para convertirlos en planos de dosis absorbida según el modelo matemático aplicado. Podemos ver en la fig. 8 el aspecto que tendría la pantalla principal que nos muestra los datos de la cabecera y la imagen del fichero generado por la irradiación de un campo de IMRT. En la fig. 9 aparece la pantalla que nos permitiría fijar las correcciones a aplicar y generar el fichero de salida en el formato ASCII antes mencionado o el fichero de imagen tipo TIFF.

Cumpliendo con el objetivo de no suponer una sobrecarga de trabajo, ni un excesivo consumo

de recursos, la aplicación informática desarrollada siguiendo este método resultó sencilla de manejar y rápida. El programa también incluye menús de herramientas y configuración donde se permite introducir los coeficientes de los ajustes aplicados y la creación y modificación de los ficheros de forma de campo que se van a utilizar. Gracias a estas herramientas la calibración y configuración de los programas desarrollados se reduciría aproximadamente a 25 irradiaciones y tres procesos automatizados.

Verificación de los resultados

La verificación de los resultados obtenidos frente a los medidos con la matriz bidimensional de detectores muestra por un lado la gran resolución del dispositivo y por otro, la sobrerrespuesta a la radiación dispersa de menos energía¹¹; esto último se manifiesta en los resultados de las verificaciones, como ya se ha podido comprobar en otros trabajos⁹.

Los resultados del test γ para cada uno de los campos utilizados están resumidos en la tabla 1. En

cuanto a campos homogéneos, los mejores resultados en el test pertenecen a los campos de 10 cm x 10 cm (fig. 10) y 10 cm x 10 cm con cuña virtual de 15° (fig. 11). Los resultados empeoran en los campos en los que más predomina la radiación dispersa, como es el caso del campo 10 cm x 10 cm con cuña virtual de 45° (fig. 12) o el campo 10 cm x 10 cm con cuña virtual de 60° y colimador rotado 45° (fig. 13 y fig. 14). Este último caso resulta interesante, ya que incluye puntos alejados del eje y zonas irradiadas con pequeñas aperturas de las mordazas (comienzo de la cuña); son estas zonas las que acumulan las diferencias más grandes en los valores de la gamma, como puede verse en la fig. 15. Lo mismo podemos decir del campo conformado "peine" (fig. 16), en el cual podemos observar que se producen los mayores valores de γ en las zonas donde existe mayor gradiente de dosis. Es necesario tener en cuenta que en el caso de campos pequeños, las diferencias también pueden ser debidas a problemas en la medida con MatriXX, ya que la resolución de este equipo no es suficiente para campos con heterogeneidades tan grandes o campos pequeños.

Tabla 1. Resultados del test γ de los seis campos analizados. Parámetros: 3 mm en distancia y 3% en dosis despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central.

CAMPO	$\gamma > 1$	$\gamma > 1,5$
30 UM - 10 cm x 10 cm	7,13%	0,00%
30 UM - 10 cm x 10 cm - Cuña virtual 15° Orientación 2	7,35%	0,00%
30 UM - 10 cm x 10 cm - Cuña virtual 45° Orientación 1	10,48%	1,40%
30 UM - 10 cm x 10 cm - Cuña virtual 60° Orientación 2 Colimador 45°	14,23%	1,23%
IMRT	4,81%	0,00%
Campo conformado "Peine"	9,06%	0,00%

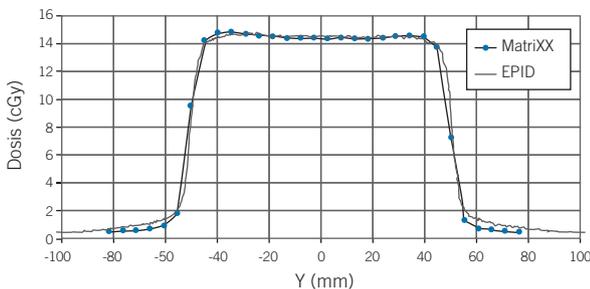


Fig. 10. Perfiles en el eje Y del campo 10 cm x 10 cm medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID.

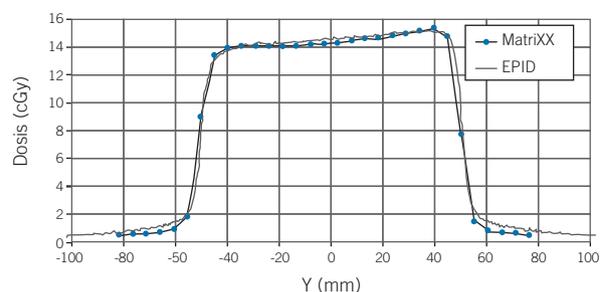


Fig. 11. Perfiles en el eje Y del campo 10 cm x 10 cm con cuña dinámica de 15° medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID.

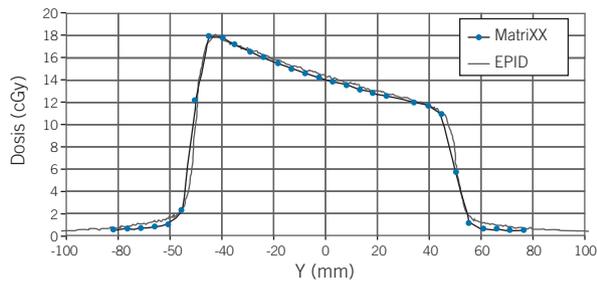


Fig. 12. Perfiles en el eje Y del campo 10 cm x 10 cm con cuña dinámica de 45° medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID.

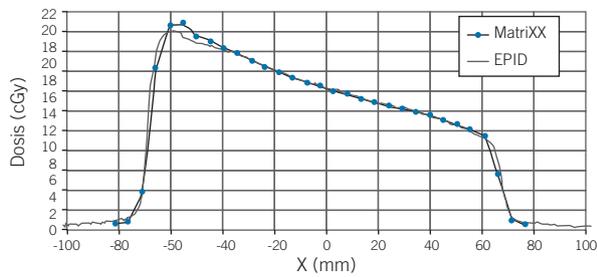


Fig. 13. Perfiles en el eje X del campo 10 cm x 10 cm con cuña dinámica de 60° y colimador rotado 45° medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID.

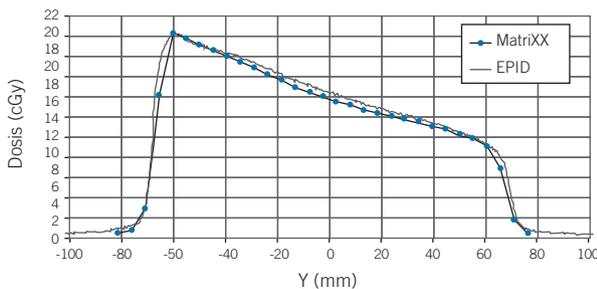


Fig. 14. Perfiles en el eje Y del campo 10 cm x 10 cm con cuña dinámica de 60° y colimador rotado 45° medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID.

Sin embargo los campos no homogéneos, como el de IMRT que hemos estudiado (fig. 17), dan el resultado más bajo de puntos con $\gamma > 1$, a pesar de que se superaban las 100 unidades de monitor y tenían gradientes en las zonas internas del campo. La explicación que podemos dar a este comportamiento es que los segmentos con aperturas menores también

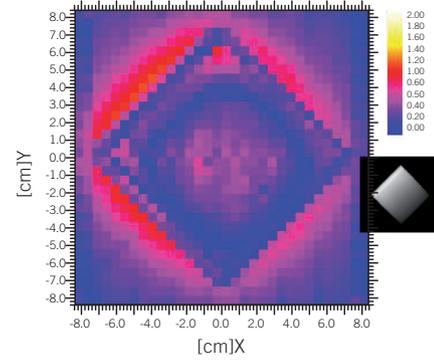


Fig. 15. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo 10 cm x 10 cm con cuña dinámica de 60° y colimador rotado 45° medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID. (Parámetros: 3 mm en distancia y 3% en dosis despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central).

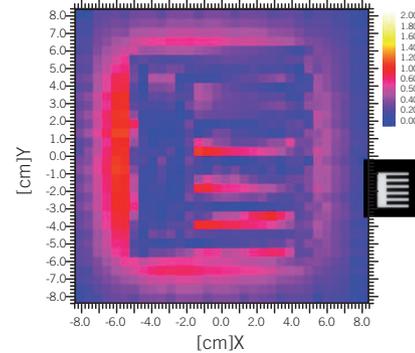


Fig. 16. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo conformado "peine" medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID. (Parámetros: 3 mm en distancia y 3% en dosis despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central).

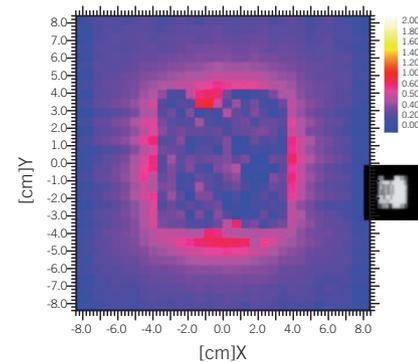


Fig. 17. Resultados de comparar mediante el test γ los planos de dosis del campo de IMRT medidos con la matriz bidimensional de detectores (MatriXX) y con el EPID. (Parámetros: 3 mm en distancia y 3% en dosis despreciando como no significativos los puntos cuya dosis estuviera por debajo del 5% de la dosis central)

tenían pocas unidades de monitor, así que la radiación dispersa generada por éstos se verá enmascarada por la radiación primaria de los segmentos con más peso. Esto, junto al pequeño tamaño del campo, hace que no aparezcan grandes diferencias y el resultado del test γ sea muy bueno (ver tabla 1).

Conclusiones

El dispositivo a estudio ha mostrado propiedades prometedoras para la dosimetría sin material dispersor entre la fuente del haz y el EPID, respuesta lineal y reproducible, con bajo ruido (como puede apreciarse en la fig. 6, en la que se muestra la señal sin transformar). La influencia de las correcciones aplicadas por el programa de adquisición que minimizan la influencia de la lectura de fondo, temperatura... en la respuesta del dispositivo es muy importante. Tampoco se ha documentado que el dispositivo se deteriore perceptiblemente por este uso¹⁰. No se ha detectado ningún problema de sincronización entre el *software* de adquisición y el acelerador, como se había señalado para modelos anteriores^{9,4}.

Los efectos de la sobrerrespuesta a las radiaciones de baja energía que exhibe el EPID^{9,11} pueden no ser despreciables al trabajar con aperturas pequeñas, como bandas (ver fig. 15 y 16), campos grandes con puntos muy alejados del eje de radiación (ver fig. 16), puntos en la penumbra o más allá de ésta o con material dispersor entre la fuente y el EPID; para trabajar en esas circunstancias, será necesario incorporar nuevas correcciones, algunas ya han sido probadas con éxito, según otras publicaciones, como el uso de núcleos de deconvolución o modelado de la dependencia con el espectro de energías^{9,2,12,13}. Otros autores han optado por interponer una lámina de cobre a la entrada del haz al EPID para disminuir la radiación dispersa y los efectos que produce en la respuesta del dispositivo^{4,10}. En nuestro caso hemos querido evitar cualquier intervención que hiciera menos versátil o entorpeciera el proceso de medida, con la intención de trabajar en el futuro para corregir estos efectos por medio del *software*.

Los planos de dosis obtenidos por medio del *software* han reproducido de forma satisfactoria los campos más complejos, sin necesidad de aportar más información al proceso que la que contiene la cabecera del fichero IMA/DICOM generado durante la adquisición. Las herramientas desarrolladas proporcionarían toda la información que se consideró necesaria, en el formato más accesible y todo esto respaldado por una sólida arquitectura de bibliotecas de acceso a IMA/DICOM, la de ImageJ. En la práctica, estas herramientas se han mostrado efectivas, versátiles y de fácil ejecución.

La información que ofrece este dispositivo es exhaustiva: La imagen tiene una gran resolución

(un Mpixel). La cabecera del fichero IMA/DICOM contiene abundante información sobre como se ha administrado la radiación y datos sobre los parámetros con los que se ha configurado el campo, como la posición de las láminas y del colimador, el ángulo del brazo, UM administradas... Además, en el caso de campos de IMRT (*step-and-shoot*), esta información se desglosa en los distintos segmentos que componen el haz.

A corto plazo, el uso del EPID para realizar tareas de control de calidad (posición de láminas y mordazas, tamaños de campos y perfiles de dosis) o verificación de tratamientos de IMRT, debe de suponer una gran ventaja^{5,6,7,8,14}, ya que los procesos serán mucho más rápidos, sin necesidad de utilizar complejos maniqués ni equipos de medida, sin tiempos de espera para el revelado y la posibilidad de desarrollar un programa informático propio y a medida. A largo plazo, disponer del EPID como detector de radiación haría posible la investigación de dosimetría "in vivo" y radioterapia guiada por la dosis (DGRT)^{15,16,17}.

Bibliografía

1. 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.
2. Greer PB, Popescu CC. Dosimetric properties of an amorphous silicon electronic portal imaging device for verification of dynamic intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2003;30:1618-27.
3. McDermott LN, Nijsten SM, Sonke JJ, Partridge M, van Herk M, Mijnheer BJ. Comparison of ghosting effects for three commercial a-Si EPIDs. *Med Phys* 2006;33:2448-51.
4. Tyner E, McClean B, McCavana P, af Wetterstedt S. Experimental investigation of the response of an a-Si EPID to an unflattened photon beam from an Elekta Precise linear accelerator. *Med Phys* 2009;36:1318-29.
5. Greer PB, Vial P, Oliver L, Baldock C. Experimental investigation of the response of an amorphous silicon EPID to intensity modulated radiotherapy beams. *Med Phys* 2007;34:4389-98.
6. McCurdy BM, Greer PB. Dosimetric properties of an amorphous-silicon EPID used in continuous acquisition mode for application to dynamic and arc IMRT. *Med Phys* 2009;36:3028-39.
7. Lee C, Menk F, Cadman P, Greer PB. A simple approach to using an amorphous silicon EPID to verify IMRT planar dose maps. *Med Phys* 2009;36:984-92.
8. Van Esch A, Depuydt T, Huyskens DP. The use of an aSi-based EPID for routine absolute dosimetric pre-treatment verification of dynamic IMRT fields. *Radiother Oncol* 2004;71:223-34.
9. Chen J, Chuang CF, Morin O, Aubin M, Pouliot J. Calibration of an amorphous-silicon flat panel portal imager for exit-beam dosimetry. *Med Phys* 2006;33:584-94.
10. Nijsten SM, van Elmpt WJ, Jacobs M, Mijnheer BJ, Dekker AL, Lambin P, et al. A global calibration model for a-Si EPIDs used for transit dosimetry. *Med Phys* 2007;34:3872-84.

11. Yeboah C, Pistorius S. Monte Carlo studies of the exit photon spectra and dose to a metal/phosphor portal imaging screen. *Med Phys* 2000;330-9.
12. McNutt TR, Mackie TR, Reckwerdt P, Papanikolaou N, Paliwal BR. Calculation of portal dose using the convolution/superposition method. *Med Phys* 1996;23:527-35.
13. Van Elmpt W, Nijsten S, Petit S, Mijnheer B, Lambin P, Dekker A. 3D in vivo dosimetry using megavoltage cone-beam CT and EPID dosimetry. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2009;73:1580-7.
14. Nijsten SM, Mijnheer BJ, Dekker AL, Lambin P, Minken AW. Routine individualised patient dosimetry using electronic portal imaging devices. *Radiother Oncol* 2007;83:65-75.
15. Wendling M, McDermott LN, Mans A, Sonke JJ, van Herk M, Mijnheer BJ. A simple backprojection algorithm for 3D in vivo EPID dosimetry of IMRT treatments. *Med Phys* 2009;36:3310-21.
16. Yeo IJ, Jung JW, Chew M, Kim JO, Wang B, Dibiase S, et al. Dose reconstruction for intensity-modulated radiation therapy using a non-iterative method and portal dose image. *Phys Med Biol* 2009;54:5223-36.
17. Vial P, Hunt P, Greer PB, Oliver L, Baldock C. Software tool for portal dosimetry research. *Australas Phys Eng Sci Med* 2008;31:216-22.