

Validación de métodos de control de calidad del haz de radiación empleando imagen portal

Validation of beam quality assurance procedures using a portal device

Benigno Barbés Fernández^{1,*}, Álvaro García Barbés², Pablo Castañeda Castro¹, Pedro Borja Aguilar Redondo³

¹ Servicio de Oncología Radioterápica, IMED Murcia.

² Facultad de Ciencias Físicas, Universidad de Oviedo.

³ Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, Clínica Universidad de Navarra, Madrid.

Fecha de Recepción: 02/03/2022 - Fecha de Aceptación: 16/08/2022

El uso de sistemas de imagen portal de MV puede simplificar el control de calidad de los equipos, y permite realizar nuevas pruebas sin aumentar el tiempo de medida. Por otra parte, no son los instrumentos de medida de dosis recomendados en los documentos de consenso, por lo que es preciso realizar un estricto proceso de validación específico para utilizarlo con dicho fin. En este trabajo se exponen un conjunto de pruebas de validación de las medidas y una serie de controles de calidad que se han implementado.

Palabras clave: Control de calidad, acelerador lineal de electrones, EPID, dosimetría portal.

The use of portal flat panels for MV can simplify the quality assurance of the equipment and enables to carry out more tests without increasing measurement time. On the other hand, these methodologies are not the ones recommended for dose measurement, so a strict validation process must be carried out before trusting on them. In this work, a set of validation tests and a series of quality assurance procedures, are explained.

Key words: Quality assurance, linac, EPID, portal dosimetry.

1. Introducción

La práctica totalidad de los aceleradores lineales de electrones para radioterapia (ALE) tienen un dispositivo de imagen portal de MV¹ (*Electronic Portal Image Device*, EPID). Esos dispositivos llevan casi cuarenta años en uso² y han sido objetivo de estudio del TG 58 de la AAPM³. Por otra parte, su uso clínico se ha visto gradualmente reemplazado por las imágenes de kV, de contraste muy superior, que se adquieren con dispositivos de kV (*On Board Imaging*, OBI). Por eso, el uso del EPID se reduce en la mayoría de los centros al control de calidad (*Quality Assurance*, QA),⁴⁻⁶ cuya importancia se ha acrecentado en los últimos años.⁷ Para esas medidas, las matrices de detectores (cáma-

ras de ionización o diodos) son más fiables, pero tienen una resolución espacial mucho menor.

El uso del EPID para QA periódico⁸ de los ALE ha sido debatido.⁹ El principal inconveniente es que los datos del EPID no son medidas de dosis absorbida en agua^{6,10} y solo se pueden relacionar con esa magnitud a través de conversiones, en gran parte empíricas.¹¹ No obstante, siempre que las medidas puedan considerarse fiables dentro de un grado de incertidumbre, con el EPID se puede hacer un QA periódico más completo, más rápido, más adecuado a las circunstancias del centro y sin la necesidad de material suplementario.^{5,12} Existen soluciones comerciales bien contrastadas,¹³ aparte del uso del EPID en la comprobación de planes de radioterapia o dosimetría portal.¹⁴⁻¹⁸

*Correspondencia: bbarbes@unav.es

<https://doi.org/10.37004/sefm/2022.23.2.001>

Los objetivos del presente trabajo son:

1. estudiar la fiabilidad de las medidas de QA obtenidas con el EPID, en tres ALE del mismo fabricante,
2. describir el conjunto de herramientas de *software* libre empleado para el QA periódico con el EPID, de programación propia con la ayuda de librerías disponibles.

La intención es utilizar el EPID como un sistema de medida de control y de alarma. No se plantea su uso para determinar magnitudes de referencia, sino establecer un sistema de control rápido y fiable que alerte de posibles desviaciones del estado de referencia.

2. Materiales y métodos

Las medidas fueron realizadas en tres ALE Versa HD (Elekta Stochholm, Sweden), dos de ellos instalados en el Centro de Radioterapia de IMED Murcia (los denominaremos MURA y MURB) y un tercero en la Clínica Universidad de Navarra, sede Madrid (lo denominaremos MAD). Los tres disponen de un EPID *iView* de Silicio amorfo, con una matriz de 1024 × 1024 píxeles de 16 bits. Su resolución, proyectada a la distancia del isocentro del ALE, es de 0.25mm/px. El campo máximo en el plano del isocentro es, por tanto, de 25,6 cm × 25,6 cm.

Las capturas del EPID fueron convertidas a formato TIFF de 16 bits, para su análisis, empleando el propio *software* de *iView* (ver. 3.4.1). Se desarrollaron herramientas para la conversión de los formatos *.HIS* y *.jpg* en los que *iView* almacena internamente las imágenes, puesto que el propio *software* no ofrece esa posibilidad.

Para tener un mejor conocimiento de la recogida de datos, todas las herramientas se han desarrollado en Python 3.x, sin emplear otras herramientas de libre acceso¹⁹ para el QA de ALE de acuerdo con el TG 142.⁸

Para comparar los resultados medidos con los obtenidos con equipamiento comercial, se ha empleado el verificador de perfiles (comúnmente denominado *profiler*) *IC Profiler™* (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA) y el sistema de QA diario *DailyQA™3* (Sun Nuclear, Melbourne, FL, USA). El *IC Profiler™* consta de cámaras de ionización con resolución de 2,9 mm, separadas 5 mm en los ejes primarios y 7 mm en los ejes diagonales. Tiene 251 cámaras en total, lo que permite hacer 65 medidas en el eje mayor y 63 en los otros ejes. El *DailyQA™3* emplea 5 cámaras de ionización

para medir homogeneidades y simetrías, 4 cámaras para energía de electrones, 4 cámaras para energía de fotones y 12 diodos para coincidencia luz-radiación.

Para las medidas con cámara de ionización, se empleó un cámara *Farmer®30010* (PTW, Freiburg, GE) y un maniquí de agua sólida *RW3* (PTW, LA, CA, USA).

Para la comparación de imágenes 2D tomadas con el EPID, se ha empleado la definición habitual del criterio gamma²⁰⁻²² para la comparación de imágenes, tomando como referencia el máximo de señal. En la comparación se excluyeron los puntos con valor por debajo de un 20% de este. Por simplicidad, se indicará $\gamma(1,1)$ para referirse a $\gamma(1\%,1\text{mm})$.

Se han desarrollado también programas propios para comprobar, con el maniquí *QUASAR™ Penta-Guide* (ModusQA, Ontario, Canada), la coincidencia de los haces de kV y MV, precisión de los desplazamientos y giros con el sistema de tomografía en cono (CBCT) y la mesa robótica, análisis de posicionamiento de láminas (*garden fence test*), análisis de variabilidad del haz en modo *step & shoot* y en modo de giro continuo, y análisis de patrones en estrella para comprobar el centrado del haz de radiación en giros de colimador, mesa y cabezal (*gantry*). Como esos estudios se salen del propósito de este trabajo, se comentan en el material adjunto.

2.1. Criterios para el estudio del haz

El software de adquisición de imagen *iView* realiza tres correcciones, aparte de la corrección de píxeles muertos.

- Ganancia: aplica un factor por cada píxel para que la imagen resulte lo más uniforme posible, mitigando los típicos hombros producidos al aplanar el haz.
- Fondo (*dark field*): imagen en ausencia de radiación.
- Sincronización: para corregir la falta de sincronía entre los pulsos de radiación y la frecuencia de lectura de datos del EPID. Emplea un algoritmo propio al que el usuario no tiene acceso.

No se ha considerado conveniente tratar la corrección de sincronización ya que no modifica la información sobre el haz (para ello, sería necesaria información por parte del fabricante). Se han eliminado las otras dos correcciones empleando la fórmula de corrección píxel a píxel proporcionada por el fabricante:

$$I_{cor}(x,y) = \frac{I_{raw}(x,y) - I_{fondo}(x,y)}{I_{gan}(x,y) - I_{fondo}(x,y)} (I_{gan}(x,y) - I_{fondo}(x,y))_{promedio} \quad (1)$$

donde I_{cor} es la imagen corregida que proporciona el *software*, I_{gan} e I_{fondo} son las imágenes de corrección de ganancia y fondo, e I_{raw} es la imagen que queremos obtener, que incluye solo la corrección por sincronización.

Las imágenes I_{gan} e I_{fondo} , que el fabricante emplea para las correcciones, tienen ruido aleatorio de casi un 5%, al menos en los tres ALE que se han estudiado, que influiría notoriamente en el cálculo de magnitudes como la homogeneidad y la simetría. Para eliminarlo, fue necesario aplicar un suavizado (*smoothing*) gaussiano 2D de $\sigma = 50$ px antes de emplearlas como corrección. A pesar de ser una corrección importante, se comprobó que dicho suavizado no alteraba la forma general de los perfiles, como se muestra en el material complementario.

Para evitar que influyeran los errores de posicionamiento del EPID (en la práctica menores de 0.5 mm), tras hacer las correcciones de ganancia y fondo se centró el perfil basándose en las penumbras, como es habitual hacer en las medidas con cuba de agua.

Siguiendo el convenio habitual (norma IEC), se definió *inline* como la línea que cruza el eje vertical del isocentro del ALE de cabeza a pies del paciente posicionado “cabeza primero”; y *crossline* la que cruza de izquierda a derecha, visto desde los pies de la mesa de tratamiento. Además, se estableció el perfil diagonal positivo (D+) en dirección pies-izquierda hacia cabeza-derecha, y como diagonal negativo (D-) de pies-derecha a cabeza-izquierda. Para trazar los perfiles 1D en dichas direcciones en la imagen del EPID, se tomó el perfil promedio de una banda de 40 píxeles centrada en el eje.

El tamaño del campo de los haces con filtro se obtuvo como la anchura de campo a mitad del valor central. La forma característica de los haces sin filtro (*Flattening Filter Free*, FFF) con un máximo pronunciado en la zona central del haz, hace que esta definición no sea adecuada. En su lugar se adoptó la distancia entre los puntos de inflexión en las zonas de penumbra del haz^{23,24} como indicador del tamaño de campo, dada su menor incertidumbre.^{17,25,26}

Para la definición de otras características del haz²⁷⁻²⁹ se emplearon las establecidas por el fabricante del ALE:

$$\text{Homogeneidad} = \frac{S_{max}}{S_{min}} * 100 \quad (2)$$

siendo S_{max} y S_{min} las señales máxima y mínima en una región central del 80% del tamaño del campo.

$$\text{Simetría} = \frac{\max\left(\frac{S_{izq}}{S_{dcha}}\right)}{\min\left(\frac{S_{izq}}{S_{dcha}}\right)} * 100 \quad (3)$$

Donde S_{izq}/S_{dcha} se refiere al cociente de señal entre puntos simétricos respecto del centro del campo, en una región central del 80% del tamaño de este.

Para los haces FFF también se calculó la homogeneidad solo a efectos de comparación, aunque sea una medida de interpretación diferente a los modos con filtro y sujeto a una gran variación.

Para uniformizar criterios, las magnitudes derivadas de las medidas del *IC Profiler*TM (tamaño, homogeneidad y simetría) fueron calculadas por los usuarios, de forma independiente al *software* del fabricante. Se emplearon las mismas correcciones de calibración (fondo y ganancia) empleadas por el fabricante, pero se realizó un remuestreo de las medidas por esplines cúbicos para alcanzar la resolución del EPID.

Los valores de píxel de las imágenes fueron corregidos restándoles el valor promedio de una región de interés (*region of interest*, ROI) situada fuera del campo de radiación. En los casos en que fue preciso normalizar el valor de píxel, se tomó como referencia el valor promedio de una ROI situada en el centro del campo. Con el mismo criterio, para calcular el tamaño de campo se tomó el 50% de la diferencia entre la ROI central y la periférica; el punto del 50% se obtuvo por interpolación lineal entre los puntos más cercanos del perfil. Todas las ROI se tomaron de un tamaño arbitrario de 40 px × 40 px (1 cm × 1 cm): suficientemente grande para dar resultados estables, pero que no se vieran influidas por la forma central de los haces FFF.

El programa *iView* aplica un factor de ganancia global en cada imagen, con el fin de aumentar la gama de grises de cada captura. En los casos que precisaban una medida absoluta de los valores de píxel, tales como la determinación de la fluencia (*output factor*) del haz, la herramienta de análisis desarrollada corrigió automáticamente las medidas por ese factor.

2.2. Establecimiento de las condiciones de disparo

Con el fin de fijar las condiciones experimentales para la toma de imágenes, se realizaron capturas con el EPID variando las unidades monitor (UM) emitidas por el ALE y la tasa (UM/min) de emisión. Se realizaron 15 medidas con cada una de las energías disponibles, con y sin filtro aplanador: 6MV, 10MV, 15MV, 6MV FFF y 10MV FFF. La apertura de los colimadores fue de 20 cm × 20 cm, cercana a la máxima apertura admitida tanto por el EPID como por el *IC Profiler*TM y el *DailyQA*^{TM3}, para analizar un haz lo más amplio posible.

Para disminuir el efecto de memoria (*ghoshing*) del EPID, se dejan pasar unos 5-10 segundos entre disparo y disparo. Para conseguirlo, en las series de disparos se intercalan las energías, para que el ALE tenga

que cambiar filtros. No obstante, con ese reducido número de UM el efecto sería menor que un 0.05%.³⁰

2.3. Estudio de linealidad con la dosis

La fiabilidad del EPID como sistema de control requiere conocer cómo se comporta con los cambios de fluencia del haz. La situación más propicia es que sea lineal. En esa dependencia influye el tipo de calibrado que se haya realizado en los mantenimientos periódicos del EPID.

En cada acelerador se midió con cámara de ionización Farmer® la dosis en un maniquí de agua sólida para haces entre 45 y 55 UM, en incrementos de 1 UM, en las condiciones establecidas en 2.2. Tras confirmar que la relación entre UM y dosis es lineal, se midió la relación entre las UM y los valores de píxel del EPID (como se explica en el apartado 2.1), para haces entre 45 y 55 UM, en incrementos de 1 UM.

Para comprobar si la linealidad se mantenía también píxel a píxel, se compararon con un criterio $\gamma(1,1)$ las imágenes del párrafo anterior, una vez escaladas por las UM con que fueron obtenidas.

2.4. Estudio de repetibilidad

Manteniendo siempre las mismas condiciones de UM, UM/min y tamaño de campo, y para cada una de las cinco energías, se adquirieron varias imágenes con el EPID durante varios días, entre 5 y 25 por día: un total de 195 imágenes en MURA, 115 en MURB y 100 en MAD, 410 en total.

Para cada energía se midieron el tamaño de campo, la simetría y la homogeneidad para perfiles *in*, *cross*, *D+* y *D-*. Se calcularon el promedio, la desviación estándar y el percentil 95 de la desviación máxima de los valores, para fijar unas magnitudes patrón y un criterio de detección de desviaciones.

Con el EPID es posible registrar señal en toda la superficie y no solo en los ejes, por lo que se estudió un método de control del haz más completo que el tradicional de homogeneidad y simetría. En cada ALE y para cada energía, se calculó un perfil promedio que se tomó como referencia y se compararon las imágenes particulares con esa referencia, empleando un criterio $\gamma(1,1)$. Se aplicó el criterio al 80% central del tamaño de campo, que es la zona en la que se miden la homogeneidad y la simetría. Se repitió después al 100% del tamaño de campo, para ver cómo se comportaba la zona de penumbra.

2.5. Comparación con un verificador de perfiles

Como prueba adicional, se compararon las medidas del haz hechas con el EPID y con el *IC Profiler™*, en dos ALE, MURA y MURB. Para cada una de las cinco energías, se realizaron cinco disparos en las condiciones de 2.2 y se midieron con el *IC Profiler™*. Después, se realizaron otros 15 disparos por cada energía que se midieron con el EPID. Este estudio se repitió cinco veces en cada ALE, un total de 25 medidas con *IC Profiler™* y 75 con EPID, por cada energía y cada ALE. Finalmente, se comparó la estabilidad de las medidas de los cuatro perfiles (*in*, *cross*, *D+* y *D-*) con ambos métodos.

Se realizó también un conjunto de medidas, solo con energía de 6MV, disparando 50 UM en las condiciones de 2.2 y otras 10 UM interponiendo la cuña física del ALE. Se generan así cuatro perfiles de distinta inclinación: máxima en dirección *inline* y diagonales, mínima -nula- en dirección *crossline*. En los ALE MURA y MURB se tomaron 25 medidas, en cinco días distintos, con EPID y con *IC Profiler™*, y se compararon los resultados de simetría.

2.6. Estudio de la variación del haz de radiación con la rotación del cabezal

Como el EPID gira solidariamente con el cabezal, se propusieron unas pruebas mensuales de constancia del haz de radiación con el giro del cabezal o *gantry*. Se estudió la variación del centro de radiación: diferencia entre el centro geométrico del campo de radiación con el centro del EPID. Ese valor cuantifica la deformación del conjunto cabezal-EPID cuando ambos giran, previendo holguras mecánicas. Se estudiaron también las características del haz (simetría, homogeneidad y tamaño) durante el giro.

Dicho estudio se puede realizar disparando sucesivos haces en ángulos distintos (técnica *Step and Shoot*), o manteniendo el disparo mientras el cabezal gira (técnica continua) mientras se adquieren imágenes en modo *cine*.

2.7. Comparación con un dispositivo de QA diario

Durante un período de tres meses se realizaron medidas de control de calidad con el EPID (diarias) y con el *DailyQA™3*. Los parámetros medidos con el segundo se obtuvieron del *software* de control del equipo. Dado que el *output* se determina por la dosis medida con una cámara central de la matriz de QA diario, se comparó con el valor de píxel medido con

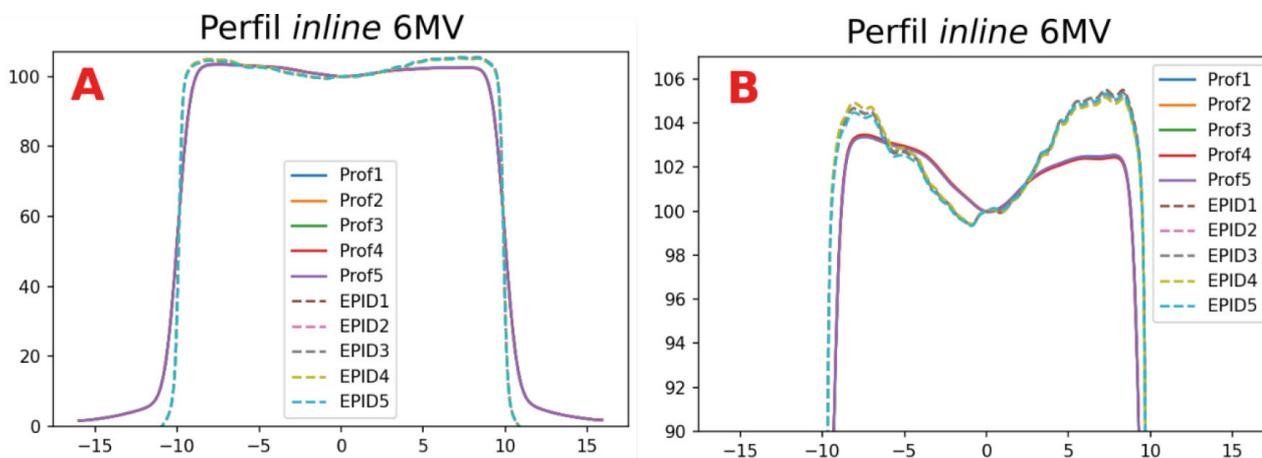


Fig. 1. A. Comparación de 5 perfiles medidos con IC Profiler™ y otros 5 medidos con EPID. B. Ampliación de la zona superior. La gráfica correspondiente al IC Profiler™ es una interpolación de los 63 puntos.

el EPID. Por otra parte, la simetría y homogeneidad se determinan en la matriz de QA diario a partir de la medida con cinco cámaras, lo que no tienen una clara equivalencia con las medidas realizadas el EPID. Para poder comparar, se calcularon las diferencias frente a la media de los valores.

3. Resultados

Debido al gran número de datos obtenidos, no es posible mostrar la totalidad de estos, si bien están disponibles como material suplementario.

Como resultado de las medidas expuestas en 2.2, se establecieron como condiciones de disparo 50 UM a una tasa aproximada de 250 UM/min para todos los haces. En estas condiciones, se obtuvo una desviación máxima baja por lo que no es preciso despreciar ninguna medida. Por otra parte, el servicio técnico de Elekta confirmó que dicha cantidad de UM administradas diariamente no compromete la vida útil del EPID.

Para todas las medidas de linealidad de la dosis con cámara de ionización en agua sólida (15 regresiones por cada ALE) resultó un $r^2 > 0.999$. Comprobado así que la dosis de los ALE es lineal con las UM, se midió con el EPID un estimador de la dosis: la diferencia de valor de píxel entre el centro del campo y la zona externa al haz, como se explica en 2.1. Se obtuvo $r^2 > 0.990$ en todos los casos; y, salvo en 5 de las 45 regresiones, el valor fue $r^2 > 0.999$. La comparación $\gamma(1,1)$ de las imágenes mostró que el 100% de los puntos cumplen el criterio, excepto en cuatro de las series que tampoco cumplieron $r^2 > 0.999$. Por tanto, se concluye que la linealidad se mantiene punto a punto.

De cara al estudio de repetibilidad de las medidas (apartado 2.4), se constató que la desviación estándar de las medidas de cada ALE en un mismo día era del orden de las correspondiente a las medidas agrupadas en todo el período, de modo que no se detectó variación significativa con el tiempo, y se pudieron estudiar las medidas agrupadas por ALE y por energía. Las desviaciones estándar de esos grupos de medidas fueron

Tabla 1. Comparativa entre los resultados del IC Profiler™ y el EPID en las medidas de simetría de perfiles asimétricos (con cuña), en las direcciones principales y diagonales, para los ALE MURA y MURB. Se muestra el promedio de las simetrías de las 25 medidas, y su desviación estándar, medidos con el IC Profiler™ y con el EPID.

	MURA				MURB			
	IC profiler™		EPID		IC profiler™		EPID	
	sim	σ	sim	σ	sim	σ	sim	σ
Inline	105,7	0,14	103,9	0,21	106,6	0,13	104,7	0,24
Crossline	100,7	0,21	101,7	0,1	100,4	0,05	101,2	0,21
D+	106,3	0,2	104,3	0,27	106,4	0,1	103,9	0,28
D-	106,3	0,2	104,3	0,27	106,4	0,1	103,9	0,28

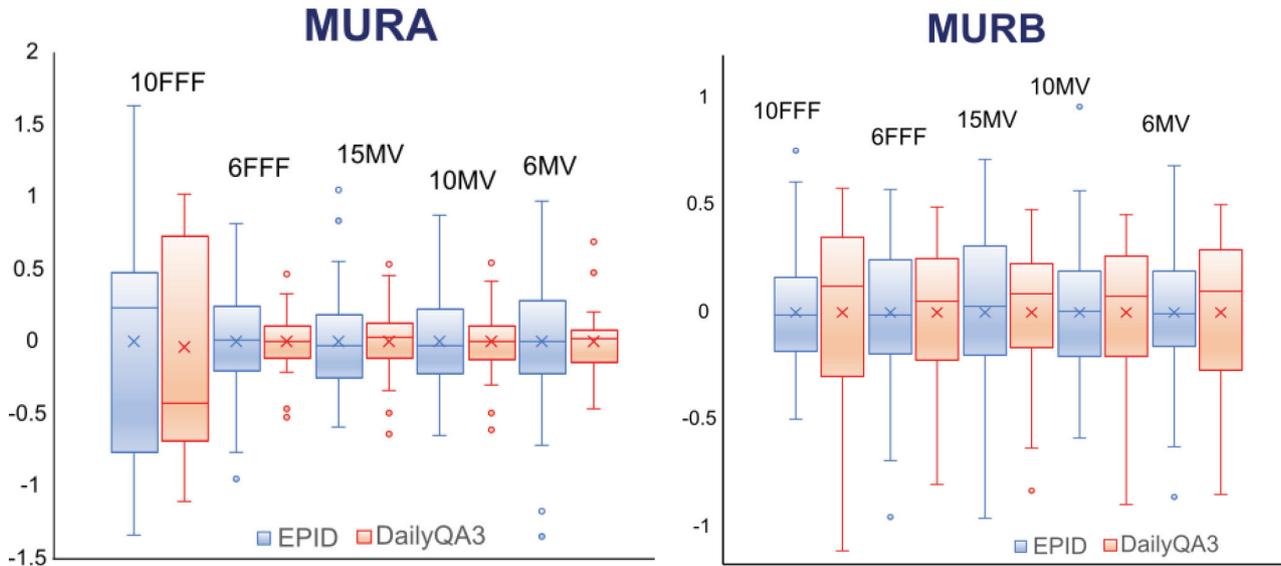


Fig. 2. Gráfico de cajas para comparar la dispersión en los *outputs* de los ALE MURA y MURB medidos con el EPID y con el *DailyQA*^{TM3}, a lo largo de tres meses.

inferiores a 0,3%, y el percentil 95% de la desviación máxima menor de 0,5%. Este último valor es una estimación de la fiabilidad del método.

Los resultados de la comparativa de cada imagen promedio con cada una de las imágenes (ver apartado 2.4) superaron el criterio $\gamma(1,1)$ en más del 99,5% de los puntos.

La fig. 1 muestra la comparación de diez medidas (cinco con *IC Profiler*TM y cinco con EPID) para un perfil de ejemplo. Aunque la forma es semejante, los perfiles que mide el EPID tienen los máximos más

acusados. Las desviaciones estándar son similares, del orden del 0,2%.

La tabla 1 muestra las medidas de perfiles asimétricos para la energía de 6MV, con el *IC Profiler*TM y el EPID. Se puede observar que, con ambos sistemas de medida, se aprecia una pérdida de simetría del orden del 3% en la dirección de la cuña.

En las fig. 2 y 3 se representan, como ejemplo de los resultados, unos gráficos de cajas para comparar la dispersión de las medidas de *output* y simetría en dirección *inline*, hechas con el EPID y con el *DailyQA*^{TM3}.

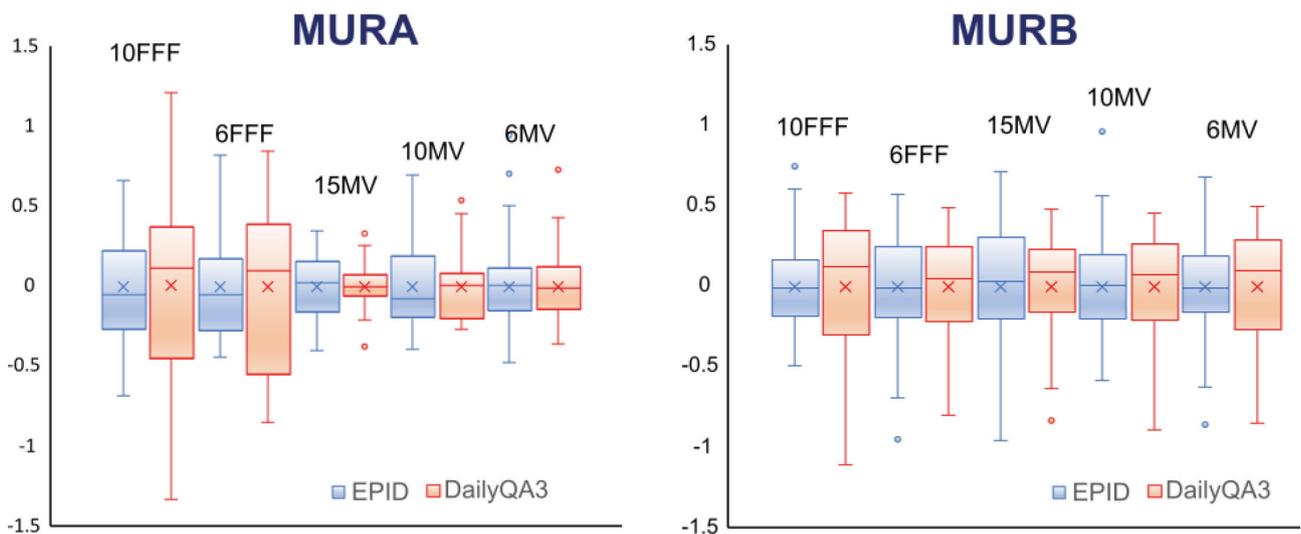


Fig. 3. Gráfico de cajas para comparar la dispersión en las simetrías *inline* de los ALE MURA y MURB medidos con el EPID y con el *DailyQA*^{TM3}, a lo largo de tres meses.

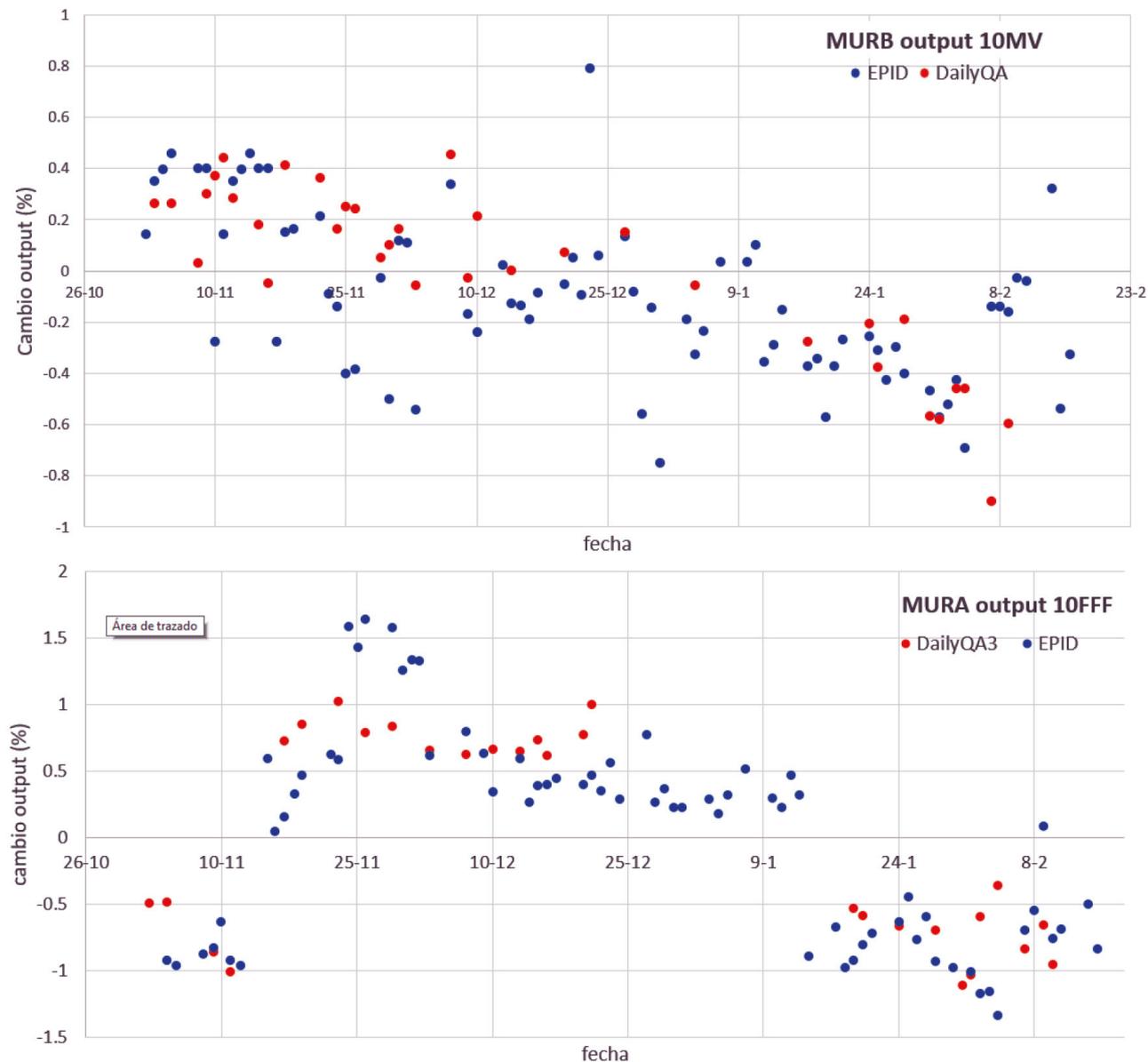


Fig. 4. Dos ejemplos de comparación de las medidas de *output* con EPID y *DailyQA*^{TM3}.

Como se comentó en 2.8, se presenta la desviación de las medidas respecto de la media como método de comparación.

La fig. 4 muestra dos ejemplos de la comparación entre los datos de *output* medidos con EPID y *DailyQA*^{TM3}. En la gráfica superior de la figura, se aprecia cómo ambos sistemas de medida detectaron una leve tendencia en la energía de 10MV. En la gráfica de la parte inferior, se observa que ambos dispositivos detectaron un cambio de señal durante dos meses. El cañón de electrones tuvo un cambio de rendimiento y hubo de ser ajustado. Es el motivo de la mayor dispersión en las medidas con 10MV FFF en la fig. 2.

En la fig. 5 se presenta la comparación de medidas de simetría inline con ambos dispositivos para un haz de energía 10MV FFF en el ALE MURB. Se observa una ligera tendencia en el cambio de simetría. En el resto de las medidas (simetrías, homogeneidades y *outputs*) no se encontraron comportamientos reseñables.

En la fig. 6 se presentan ejemplos de cómo varían con el ángulo de *gantry* las medidas hechas con el EPID de simetría, homogeneidad y centrado del campo, en arco continuo y en *Step and Shoot*, para uno de los ALE (MURA). Se observan variaciones y tendencias semejantes. Es destacable la variación del centrado con el arco, en sentido *inline*.

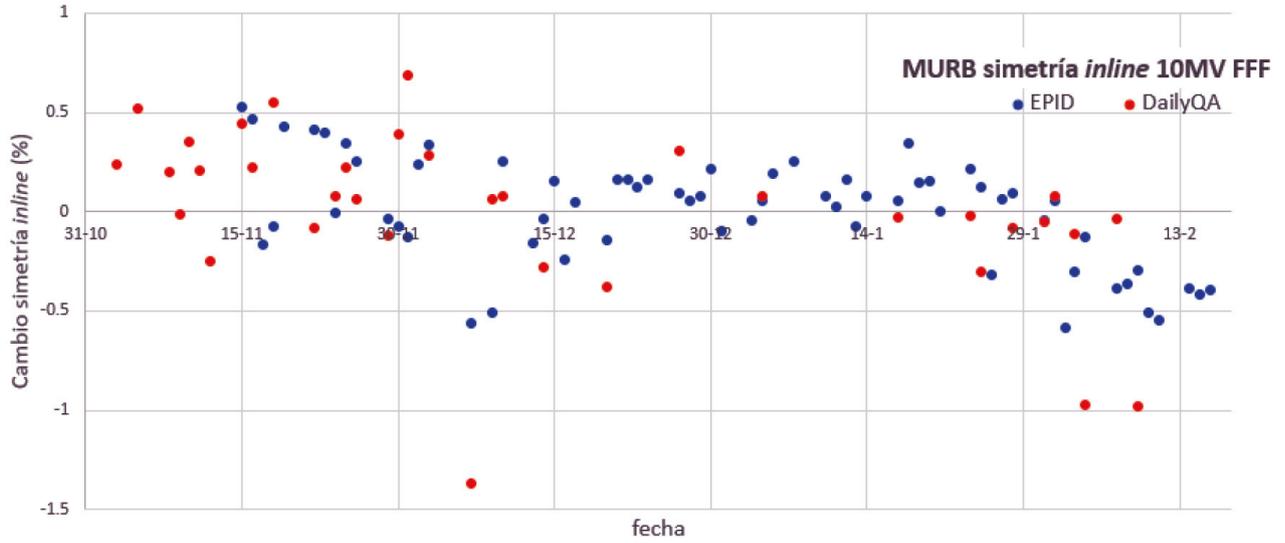


Fig. 5. Ejemplo de comparación de las medidas de simetría *inline* con EPID y DailyQA^{TM3}.

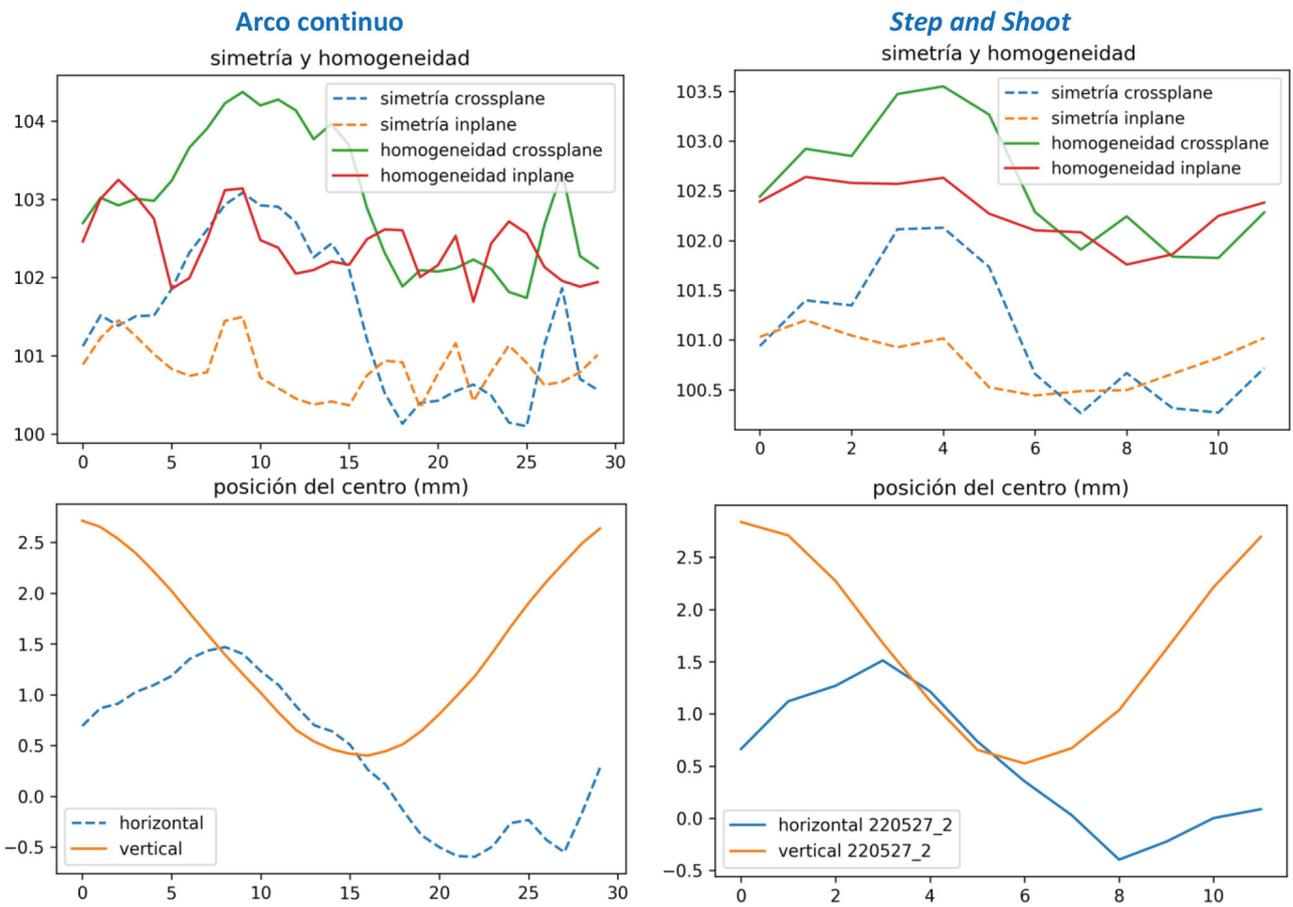


Fig. 6. Variación con el ángulo de la simetría, homogeneidad y centrado del campo, en arco continuo y en Step and Shoot, para el MURA.

4. Conclusiones

Los valores medidos por el EPID pueden ser considerados un buen indicador de la distribución de dosis absorbida en un plano perpendicular al haz, una vez se han establecido unas condiciones estables de medida y se ha comprobado la linealidad de la señal registrada con la dosis. Debido a su alta resolución espacial, permite un análisis más exhaustivo del perfil del haz de radiación frente a los sistemas habituales de control de calidad diario.

Aparte de la ventaja económica de no tener que adquirir otros instrumentos, las medidas realizadas con el EPID resultan más simples y rápidas. Esto permitiría reducir los tiempos de QA y aumentar el tiempo de tratamiento a pacientes; o aumentar la periodicidad de los controles, de forma que los errores se detecten con mayor prontitud.

Es posible emplear el EPID para la comprobación periódica de la constancia de las características del haz de radiación: output, tamaños de campo, homogeneidad y simetría. Se ha comprobado que las variaciones de esas propiedades son suficientemente pequeñas como para detectar cambios en las condiciones del haz. Se aconseja tomar al menos diez medidas de cada haz para minimizar los errores aleatorios y actuar en caso de haber una medida repetida con diferencia mayor de 3 desviaciones estándar con respecto a la media.

Se ha constatado que el EPID obtiene una reproducibilidad comparable a un verificador de perfiles comercial (*IC ProfilerTM*), tanto con perfiles normales como con otros asimétricos perturbados por una cuña física. Se ha demostrado que se puede emplear el EPID como método de control diario del haz de radiación, con fiabilidad similar a la de un dispositivo comercial (*DailyQATM3*). En un futuro desarrollo se propondrá un método para el control de la constancia en la energía con el EPID, también para haces FFF.

Se ha podido establecer un sistema más completo del control periódico de la constancia del haz, utilizando la imagen promedio como referencia y comprobando la similitud a ella de cada imagen individual, a través del criterio $\gamma(1,1)$. Esto permite el estudio del 100% del tamaño de campo, incluyéndose así gran parte de la zona de penumbra. Se ha comprobado que, para los tres ALE estudiados, se puede tomar como límite de tolerancia que un 95% de los puntos de la medida diaria pasen el criterio $\gamma(1,1)$.

Se ha comprobado que el EPID también es un buen sistema para controlar la variación del haz con el giro del cabezal. Al rotar solidario al cabezal del ALE, no se requiere la obtención ni colocación de soportes para la fijación de los sistemas de medida. Las dos técnicas de medida posibles, captura de imagen a ángulo fijo y captura de imagen con giro continuo, obtienen resul-

tados comparables en *output*, simetría, homogeneidad, tamaño y centrado del campo.

Tanto las medidas como las utilidades de análisis, que se realizaron para un mismo modelo de ALE, pueden adaptarse a cualquier otro, ya que solo emplean imágenes tomadas con el EPID. Se han desarrollado todas las herramientas informáticas en lenguaje Python, y se adjuntan en el material complementario.*

Referencias

1. Luchka K, Chen D, Shalev S, Gluhchev G, Rajapakshe R. Assessing radiation and light field congruence with a video based electronic portal imaging device. *Med Phys.* 1996;23(7):1245-52. doi:10.1118/1.597867
2. Meertens H, Van Herk M, Weeda J. A liquid ionisation detector for digital radiography of therapeutic megavoltage photon beams. *Phys Med Biol.* 1985;30(4):313-21. doi:10.1088/0031-9155/30/4/004
3. Herman MG, Balter JM, Jaffray DA, et al. Clinical use of electronic portal imaging: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 58. *Med Phys.* 2001;28(5):712-37. doi:10.1118/1.1368128
4. Budgell GJ, Zhang R, Mackay RI. Daily monitoring of linear accelerator beam parameters using an amorphous silicon EPID. *Phys Med Biol.* 2007;52(6):1721-33. doi:10.1088/0031-9155/52/6/012
5. Sun B, Goddu SM, Yaddanapudi S, et al. Daily QA of linear accelerators using only EPID and OBI. *Med Phys.* 2015;42(10):5584-94. doi:10.1118/1.4929550
6. Lizuain M, Capuz A, Delgado J, et al. Recomendaciones para el control de calidad de equipos y técnicas de radioterapia guiada por la imagen (IGRT). In: Ma Cruz Lizuain Arroyo, ed. ADI; 2013:345.
7. European Council Directive 2013/59/Euratom on basic safety standards for protection against the dangers arising from exposure to ionising radiation and repealing Directives 89/618/Euratom, 90/641/Euratom, 96/29/Euratom, 97/43/Euratom and 2003/122/Euratom. Published online 2014:57:1-73.
8. Klein EE, Hanley J, Bayouth J, et al. Task group 142 report: Quality assurance of medical accelerators. *Med Phys.* 2009;36(9):4197-212. doi:10.1118/1.3190392
9. Mutic S, Pawlicki T. EPID-based daily quality assurance of linear accelerators will likely replace other methods within the next ten years. *Med Phys.* 2016;43(6):2691-3. doi:10.1118/1.4944423
10. Musolino S V. Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water; Technical Reports Series No. 398. Vol 81. Ovid Technologies (Wolters Kluwer Health); 2001. doi:10.1097/00004032-200111000-00017

* Los autores se ofrecen a ayudar a hacer las adaptaciones necesarias para que se puedan utilizar en otros centros, pero declinan toda responsabilidad sobre los resultados de los programas, que han de ser comprobados por el usuario antes de considerarlos confiables.

11. 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(3):289-309. doi:10.1016/J.RADONC.2008.07.008
12. Eckhause T, Al-Hallaq H, Ritter T, et al. Automating linear accelerator quality assurance. *Med Phys.* 2015;42(10):6074-83. doi:10.1118/1.4931415
13. Clivio A, Vanetti E, Rose S, et al. Evaluation of the Machine Performance Check application for TrueBeam Linac. *Radiat Oncol.* 2015;10(1):0-11. doi:10.1186/s13014-015-0381-0
14. Mans A, Remeijer P, Olaciregui-Ruiz I, et al. 3D Dosimetric verification of volumetric-modulated arc therapy by portal dosimetry. *Radiother Oncol.* 2010;94(2):181-7. doi:10.1016/J.RADONC.2009.12.020
15. Bojchko C, Ford EC. Quantifying the performance of in vivo portal dosimetry in detecting four types of treatment parameter variations. *Med Phys.* 2015;42(12):6912-8. doi:10.1118/1.4935093
16. Sharma DS, Mhatre V, Heigrujam M, Talapatra K, Mallik S. Portal dosimetry for pretreatment verification of IMRT plan: a comparison with 2D ion chamber array. *J Appl Clin Med Phys.* 2010;11(4):238-48. doi:10.1120/JACMP.V11I4.3268
17. Fogliata A, Clivio A, Fenoglietto P, et al. Quality assurance of RapidArc in clinical practice using portal dosimetry. <http://dx.doi.org/10.1259/bjr/72327299>. 2014;84(1002):534-45. doi:10.1259/BJR/72327299
18. Ripol Valentín O, Garcia Romero A, Hernández Vitoria A, et al. 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 sim. *Rev Física Médica.* 2010;11(3):199-210.
19. Zaila A, Adili M, Bamajboor S. Pylinac: A toolkit for performing TG-142 QA related tasks on linear accelerator. *Phys Medica.* 2016;32:292-3. doi:10.1016/J.EJMP.2016.07.122
20. Li H, Dong L, Zhang L, Yang JN, Gillin MT, Zhu XR. Toward a better understanding of the gamma index: Investigation of parameters with a surface-based distance method. *Med Phys.* 2011;38(12):6730. doi:10.1118/1.3659707
21. Winięcki J, Morgaś T, Majewska K, Drzewiecka B. The gamma evaluation method as a routine QA procedure of IMRT. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2009;14(5):162-8. doi:10.1016/S1507-1367(10)60031-4
22. Low DA, Dempsey JF. Evaluation of the gamma dose distribution comparison method. *Med Phys.* 2003;30(9):2455-64. doi:10.1118/1.1598711
23. Pichandi A, Ganesh KM, Jerin A, Balaji K, Kilara G. Analysis of physical parameters and determination of inflection point for Flattening Filter Free beams in medical linear accelerator. *Reports Pract Oncol Radiother.* 2013;19(5):322-31. doi:10.1016/j.rpor.2014.01.004
24. Muralidhar KR, Komanduri K. SU-E-T-614: Derivation of Equations to Define Inflection Points and Its Analysis in Flattening Filter Free Photon Beams Based On the Principle of Polynomial function. *Med Phys.* 2014;41(6Part21):369-369. doi:10.1118/1.4888950
25. Choi MG, Law M, Yoon DK, et al. Simplified sigmoidal curve fitting for a 6 MV FFF photon beam of the Halcyon to determine the field size for beam commissioning and quality assurance. *Radiat Oncol.* 2020;15(1):1-9. doi:10.1186/s13014-020-01709-x
26. Pönisch F, Titt U, Vassiliev ON, KrySF, Mohan R. Properties of unflattened photon beams shaped by a multileaf collimator. *Med Phys.* 2006;33(6):1738-46. doi:10.1118/1.2201149
27. Nath R, Biggs PJ, Bova FJ, et al. AAPM code of practice for radiotherapy accelerators: report of AAPM Radiation Therapy Task Group No. 45. *Med Phys.* 1994;21(7):1093-121. doi:10.1118/1.597398
28. Galiano E, Joly T, Wiebe F. Proposed definitions for isodose flatness and symmetry in clinical radiotherapy beams. *Appl Radiat Isot.* 2004;61(6):1361-6. doi:10.1016/j.apradi-so.2004.03.100
29. Kouloulis VE, Poortmans P, Antypas C, Kappas C, Sandilos P. Field flatness and symmetry of photon beams: Review of the current recommendations. *Technol Heal Care.* 2003;11(4):283-8. doi:10.3233/thc-2003-11408
30. Winkler P, Hefner A, Georg D. Dose-response characteristics of an amorphous silicon EPID. *Med Phys.* 2005;32(10):3095-105. doi:10.1118/1.2040711



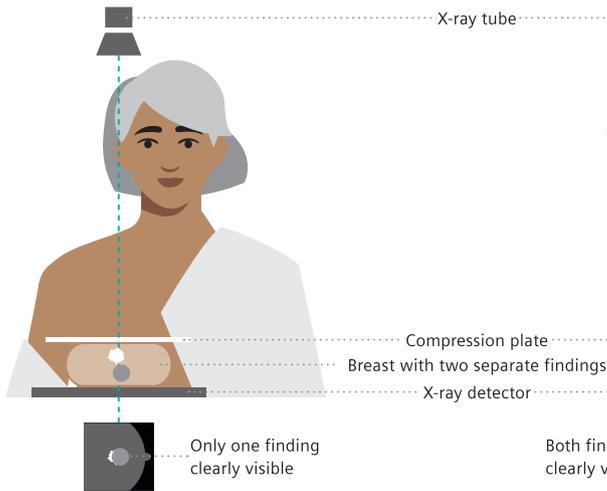
Breast Care. Early detection is key.

Unfortunately, breast cancer is still the most common cancer in women. However, detection and treatment methods are constantly improving, and with them the chances of recovery. The earlier the first tissue changes are discovered, the better the chances for a successful treatment.

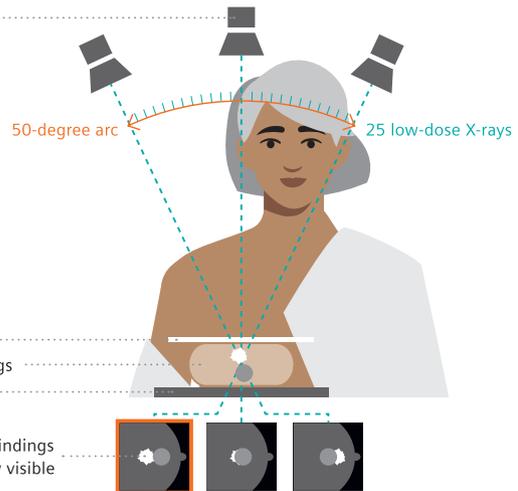
The latest state-of-the-art technologies are united in our new MAMMOMAT Revelation. It enables the standard 2D breast scans as well as 3D imaging of the breast using tomosynthesis technology.

Breast care. Because we care.

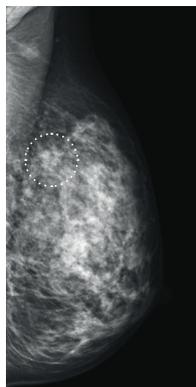
2D mammography



3D mammography/tomosynthesis



In 2D mammography, an X-ray image of the breast is taken. The breast is first compressed between two plates to spread the tissue apart. This results in a better picture and allows less radiation to be used. Our mammography system MAMMOMAT Revelation enables us to use a low radiation dose for the mammogram.



Finding is hard to see on 2D mammography scan



When a tomosynthesis scan is performed, 25 low-dose images are taken while the X-ray tube rotates in a 50-degree arc around the compressed breast, resulting in multiple images. These digital images are then reconstructed by a computer into a three-dimensional image set. This allows your physician to see the breast tissues more clearly in three dimensions and makes detection more accurate.*

Finding is clearly visible on tomosynthesis scan

Courtesy of Dr. Wayne Lemish, MIA Radiology, Melbourne, Australia; 1aaa025

MAMMOMAT Revelation is not commercially available in all countries. Its future availability cannot be guaranteed. *Compared to 2D mammography (FFDM). Siemens complies with all current regulations for medical devices and in vitro medical devices. Medical device for use by healthcare professionals only. This information is intended only for use by healthcare professionals only.