

Seguimos en la línea marcada con el número anterior: este número de la revista, segundo de 2006, sale con un poco de retraso en relación con la fecha prevista. En él están incluidos dos trabajos relacionados con la radioterapia con intensidad modulada (IMRT): aplicación en segmentos con pocas unidades de monitor y verificación con una matriz 2D de cámaras de ionización para la verificación de campos de IMRT; uno en el que se aplican métodos ópticos para la obtención de la superficie de objetos mediante luz estructurada; otro sobre la determinación de la eficiencia cuántica de detección de los sistemas de radiología digital y, además, una nota breve sobre los criterios exigidos en cuanto a exactitud y reproducibilidad en los equipos de radiodiagnóstico. A pesar del retraso temporal mencionado, podemos afirmar -con cierta prudencia- que el ritmo con el que se están recibiendo trabajos originales en la revista podría asegurar la publicación de los tres números que teníamos previstos para este año, con contenidos relativamente homogéneos, y sin empezar el siguiente con la penuria de haber agotado todas las reservas.

En el número anterior se incluyó a última hora una página de presentación del XVI Congreso Nacional de Física Médica de Granada y, por esa relativa urgencia, no se hizo mención a su publicación en el comentario editorial. Queremos compensar ahora ese olvido dando noticia del sitio web del Congreso (<http://www.juntadeandalucia.es/servicioandaluzdesalud/hsc/FMGR07/>) en el que

se puede acceder a la información más relevante sobre el programa, las normas y las fechas límite para la presentación de comunicaciones. Probablemente sea del agrado de autores, evaluadores y lectores de esta publicación saber que en el congreso vamos a disponer de una sesión para hablar acerca de la marcha de la revista. Se admiten sugerencias, y se exhorta a los socios de la SEFM a enviar propuestas sobre el modo de estructurar la sesión.

Otro tema de actualidad, sobre el que también se informa en este número, es la celebración de la reunión conjunta de la SEFM y la EFOMP a primeros de octubre en Málaga. En ella se desarrollarán actividades relacionadas directa o indirectamente con nuestra revista; una de ellas sería la sesión dedicada a la IHE (*Integrating the Healthcare Enterprise*), organización sobre la que aparece una información en este número; otra actividad a destacar de dicha reunión es la celebración de una jornada europea sobre la formación en la física médica. Hay una necesidad de definir pautas para la formación de especialistas útiles tanto a nivel local, tanto en los estados miembros de la UE como en su conjunto, lo que puede facilitar el reconocimiento rápido de los títulos y la movilidad de los especialistas entre los países de la Unión.

Por lo demás, aunque este número ha sido preparado antes del verano, llegará a las manos de los lectores en septiembre. Esperamos que sea recibido después de un plácido descanso.

# Estudio particular para segmentos con pocas unidades de monitor en tratamientos de IMRT realizados con acelerador Siemens Primus y planificador XiO

C. Martín Rincón, E. de Sena Espinel, C. J. Sanz Freire, Y. Prezado Alonso, C. Montes Fuentes

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca.*

## Particular research for small MU segments in IMRT treatments performed with Siemens Primus linac and XiO TPS

### Resumen

En el Hospital Universitario de Salamanca se dispone de un acelerador Primus (Siemens) con el que se está realizando actualmente radioterapia con intensidad modulada (IMRT) mediante *step-and-shoot*. Esta técnica implica habitualmente el uso de segmentos con pocas unidades de monitor (UM), por lo que se ha llevado a cabo un estudio de la dosis por UM y la uniformidad y simetría de los haces cuando el acelerador trabaja con este tipo de segmentos. Por otro lado, también se ha analizado la limitación del Primus de permitir únicamente números enteros para las UM de cada segmento, mientras que el planificador XiO (CMS) calcula los planes con UM decimales. Los resultados muestran que no es aconsejable utilizar segmentos con menos de 5-6 UM, y que el redondeo puede introducir importantes discrepancias entre el tratamiento calculado y el administrado en el acelerador.

*Palabras clave:* IMRT. Dosis por UM. Uniformidad. Simetría. Redondeo de UM.

### Abstract

IMRT treatments using the step-and-shoot technique are being performed with a Primus (Siemens) linac at Hospital Universitario of Salamanca. Eventually, this technique might imply a low number of monitor units (MU) per segment and therefore, it is necessary to study the linearity of dose versus MU. Flatness and symmetry for this kind of radiation fields has been assessed as well. The problem of integer MU delivered by the Primus for treatment plans calculated with XiO (CMS) involving decimal MU has been also addressed. The results obtained show that segments with less than 5-6 MU should be avoided. Rounded MU may introduce large discrepancies between calculated and delivered treatments.

*Key words:* IMRT. Dose per MU. Flatness. Symmetry. Rounded MU.

### Introducción y objetivos

El objetivo de la radioterapia externa es depositar una determinada dosis prescrita en el volumen de tratamiento, minimizando la dosis que reciben los órganos sanos adyacentes. La radioterapia con intensidad modulada (IMRT) optimiza este propósito mediante la variación de la inten-

sidad de la radiación en el campo de tratamiento. La modulación de la intensidad se ha conseguido desde hace bastante tiempo con el uso de filtros compensadores<sup>1,2</sup>, aunque las técnicas más empleadas en la actualidad se implementan con la ayuda de colimadores multiláminas (MLC), bien con un conjunto de segmentos estáticos conformados con un MLC (denominada comúnmente *step-and-shoot*), o bien con campos conformados dinámicamente durante la irradiación (denominada IMRT dinámica o *sliding window*). Existen además métodos de desarrollo más recientes como la tomoterapia<sup>3,4</sup>.

En la técnica de *step-and-shoot*, la conformación permanece constante durante la irradiación, y cambia entre irradiaciones, manteniéndose fija la posición del brazo

Correspondencia: Carlos Martín Rincón. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario de Salamanca. Paseo de San Vicente, 58-182. 37007 Salamanca.

E-mail: mfbordes@usal.es

Fecha de recepción: 30-1-2006

Fecha de aceptación: 24-5-2006

durante la irradiación. Cada forma diferente del colimador constituye por tanto un subcampo o segmento, de modo que el patrón de intensidad deseado se obtiene por la suma ponderada en peso de los patrones de intensidad de cada uno de los segmentos.

La técnica de *step-and-shoot* puede implicar segmentos con tiempos de tratamiento muy cortos, esto es, con pocas unidades de monitor (UM), que son conformados a un área pequeña, y usualmente desplazados respecto al eje de rotación del colimador. Es por tanto imprescindible realizar un control de calidad periódico del posicionamiento de las láminas del MLC, y comprobar el funcionamiento del acelerador con bajas unidades de monitor, evaluando su linealidad con la dosis y si se mantienen las características de uniformidad y simetría de los haces dentro de las tolerancias establecidas<sup>5</sup>.

El objetivo del trabajo es, por tanto, la evaluación del comportamiento del acelerador Primus existente en el Servicio de Radioterapia del Hospital Universitario de Salamanca (H.U.S.) para segmentos con pocas UM en lo que se refiere a los aspectos señalados anteriormente. Además, se ha realizado un estudio de la influencia que puede tener en los tratamientos de IMRT la circunstancia de que, mientras el acelerador Primus sólo admite UM enteras, el planificador calcula y muestra las distribuciones de dosis con UM decimales.

## Material y métodos

Durante el último año se ha implementado en el H.U.S., por parte de los Servicios de Radiofísica y de Radioterapia, la técnica de IMRT mediante *step-and-shoot* para el tratamiento del carcinoma de próstata. Para ello se cuenta con un planificador XiO v.4.2 (CMS), que posee un módulo de planificación inversa, y un acelerador Primus (Siemens) provisto de un MLC con 29 pares de láminas, en los que las láminas de los 27 pares centrales presentan un espesor en el isocentro de 1 cm. Una vez contorneados por parte del médico radioterapeuta el volumen de tratamiento (PTV) y los órganos de riesgo (OAR) sobre un estudio CT del paciente, y establecidas las prescripciones de dosis y tolerancias admitidas, se realiza la planificación, en nuestro caso con 7 campos, con ángulos de brazo de 0°, 52°, 95°, 155°, 205°, 265° y 308°, y fotones de 18 MV. Con el módulo de IMRT se realiza una planificación inversa<sup>6</sup>, que utiliza para la optimización de la función de coste de dosis el algoritmo del gradiente conjugado<sup>7,8</sup>. El proceso consiste básicamente en descomponer los haces de radiación en múltiples "microhaces" (*beamlets*) para los cuales, tras el proceso de optimización, se determinan intensidades o fluencias independientes. La segmentación, es decir, la conversión de dichas fluencias a una secuencia discreta de campos reales de radiación (*segmentos*) es realizada por el propio planificador, permitiendo al

usuario escoger el área mínima admisible para dichos segmentos e, indirectamente, el número de segmentos por campo. Finalmente se efectúa un cálculo de dosis en cada punto del paciente mediante el algoritmo de convolución/superposición, evaluándose la aceptabilidad del tratamiento mediante el histograma dosis-volumen (DVH) resultante y la valoración de las distribuciones de dosis en cada corte del estudio CT.

Como resultado se obtienen una serie de segmentos (usualmente de 7 a 11 por campo), algunos de ellos de área reducida (en la práctica sólo aceptamos segmentos no inferiores a 2 x 2 cm<sup>2</sup>) y con pocas UM (entre 7 y 12 en la mayoría de los casos), y algunos presentando cierta excentricidad respecto al eje de radiación.

Para los segmentos de área reducida, el posicionamiento de las láminas del MLC debe tener una exactitud mejor que un milímetro, pues una desviación mayor puede llevar a considerables errores acumulativos en la dosis administrada<sup>9-11</sup>. En el Servicio se ha desarrollado un procedimiento objetivo, que incluye una aplicación informática de desarrollo propio, para el control diario del posicionamiento de las láminas<sup>12</sup>.

Debido a las pocas UM que suelen presentar la mayoría de los segmentos, se hace necesario comprobar la constancia de la dosis por UM, así como la uniformidad y simetría para irradiaciones tan cortas<sup>10,13,14</sup>. El Primus cuenta con un parámetro interno, denominado *DI\_C0*, que controla el voltaje durante las primeras UM para conseguir una rápida estabilización de las mismas en los primeros momentos de la irradiación<sup>15</sup>. El ajuste de dicho parámetro fue optimizado durante la puesta en marcha del equipo, ajustándose posteriormente la ganancia de las cámaras monitoras para obtener un factor cGy/UM de valor unidad.

La implementación de la técnica de *step-and-shoot* es una extensión de los tratamientos convencionales en el caso del acelerador Primus, puesto que cada segmento es considerado como un campo por separado. Mediante la aplicación PrimeView (Siemens) se agrupan los segmentos con el mismo ángulo de brazo en un "grupo de intensidad modulada (IM)", de modo que la irradiación se realiza secuencialmente.

Siemens ha desarrollado e implementado en sus aceleradores Primus y Oncor una herramienta para intentar conseguir un haz de radiación estable desde el principio cuando se realiza IMRT. Para ello, cuando los parámetros están siendo modificados de un segmento a otro dentro del mismo grupo de IM, el acelerador mantiene las condiciones de irradiación en lo que se refiere a temperatura, frecuencia y estabilización de potencia, pero la radiación es anulada retrasando el pulso del inyector que suministra los electrones a la guía de ondas, de modo que se produce una desincronización entre éste y el pulso de radiofrecuencia. Cuando está preparada la configuración del siguiente segmento, se envía un pulso de disparo al inyector para que recupere la sincronización, de modo

que el cañón emite electrones que serán acelerados en la guía de ondas. Con esto se logra una rápida estabilización del haz de radiación y una disminución en el tiempo total del tratamiento.

Para la evaluación de la constancia de la dosis por UM se realizaron medidas con una cámara tipo Farmer PTW 30001 conectada a un electrómetro Multidos (PTW), dentro de láminas de poliestireno blanco RW3 (PTW), en posición isocéntrica y a 10 cm de profundidad, con un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en el isocentro, efectuando irradiaciones desde 1 a 100 UM con fotones de 18 MV y con una tasa de irradiación de 300 UM/min (la habitual en la práctica clínica)<sup>16</sup>. Este procedimiento se realizó, por un lado, simulando las condiciones de un tratamiento convencional, esto es, campo por campo (*modo convencional*), y por otro, simulando las condiciones de un tratamiento de IMRT (*modo IM*), creando por tanto un grupo de IM con una secuencia de segmentos con el mismo tamaño y variando entre ellos en el número de UM. Las medidas se repitieron 5 veces para cada campo con el mismo número de UM para tener una buena fiabilidad estadística.

Las medidas de uniformidad y de simetría se realizaron con el Schuster BMS-96, que consiste en un array lineal de 88 diodos de tamaño  $2,5 \times 2,5 \text{ mm}^2$ , espaciados entre ellos 5 mm. Se midieron perfiles a una profundidad de 3,5 cm de PMMA con un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en el isocentro, y con UM desde 2 a 100 para fotones de 18 MV. El análisis de la uniformidad y la simetría se realizó siguiendo la norma UNE<sup>16</sup>, de modo que la evaluación se efectuó dentro del área del perfil correspondiente a los puntos de dosis del 50% menos 2 cm (para el campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ ). La uniformidad se define como  $(D_{\max} / D_{\min}) \times 100$ , donde  $D_{\max}$  y  $D_{\min}$  son el máximo y el mínimo de las dosis medidas dentro de la región definida. La simetría del haz se determina como  $(D_{\text{izq}} / D_{\text{der}})_{\max} \times 100$ , donde  $(D_{\text{izq}} / D_{\text{der}})_{\max}$  es el cociente máximo entre los valores de intensidad en dos puntos posicionados simétricamente a izquierda y derecha en torno al eje central. Los valores de la uniformidad y la simetría en cada perfil no deben superar el valor de 106% para la uniformidad y de 103% para la simetría<sup>17</sup>.

Otro aspecto a tener en cuenta es que nuestro acelerador Primus sólo admite UM enteras. Esta cuestión no está contemplada en el planificador XiO, pues éste proporciona las UM por campo o segmento con 2 decimales. El protocolo de comunicación de Siemens (denominado *DMIP*) convierte estas UM decimales a UM enteras, utilizando el método clásico del redondeo. En los campos con radioterapia externa convencional, con valores de UM habitualmente mayores de 50, la discrepancia entre la dosimetría planificada y la administrada puede llegar a ser, a lo sumo, un 1% por campo de tratamiento. Sin embargo, en segmentos donde el valor de las UM puede llegar a ser del orden de 10 veces menor, se pueden introducir discrepancias de dosis entre el va-

lor calculado y el administrado de hasta un 10% por segmento, incertidumbre que se suma al resto de las que ya de por sí tenga el procedimiento de IMRT, por lo que merecen tenerse en consideración las consecuencias de esto en el tratamiento final. Por otro lado, la dosimetría realizada en el planificador, que es la que se evalúa y se aprueba clínicamente para su posterior implementación, es mostrada con los valores de UM decimales originales, pudiendo resultar que, a consecuencia del redondeo, las prescripciones y tolerancias de dosis establecidas no se lleguen a cumplir. Además, no existe un control previo de las UM que va a tener cada segmento antes de realizarse la planificación inversa y la segmentación, siendo además este resultado independiente para cada paciente, de modo que el redondeo afectará en mayor o menor medida dependiendo de lo próximas que se encuentren las UM decimales calculadas a un número entero. Puede darse el caso de que todos los segmentos de un mismo campo presenten una tendencia similar en el redondeo (hecho que suele suceder frecuentemente), bien al alza o a la baja, siendo el caso extremo aquél en el que dicha tendencia fuera similar para todos los campos de tratamiento.

En el H.U.S. se realiza un control de calidad individualizado anterior al tratamiento de IMRT de cada paciente, simulando dicho tratamiento sobre un maniquí cilíndrico de poliestireno blanco RW3 (PTW). Por un lado se controla la distribución relativa de dosis en diferentes cortes transversales insertando entre las láminas del maniquí placas radiocrómicas Gafchromic EBT (ISP), y por otro se mide la dosis absoluta en determinados puntos dentro del maniquí con una cámara cilíndrica PTW 31002 de  $0,125 \text{ cm}^3$ . Las placas radiocrómicas son leídas en un escáner Epson Expression 1680 Pro, y la distribución relativa es comparada, mediante la aplicación VeriSoft (PTW), con la que proporciona el planificador para el mismo tratamiento. Las tolerancias establecidas para dar por válido el tratamiento vienen condicionadas por el valor del índice gamma<sup>18</sup>, imponiendo que éste sea la unidad cuando las diferencias en dosis en dos puntos correspondientes de la matriz de cálculo y la matriz de la medida experimental sea del 3% o la distancia mínima entre dos puntos con la misma dosis (*distance-to-agreement, DTA*) valga 3 mm. Estas tolerancias deben cumplirse para todos los planos transversales evaluados, aunque algunos autores sostienen que no todos los puntos de dosis deben de ser valorados con un criterio único de tolerancia, de modo que un desacuerdo en unos cuantos puntos no implica que el tratamiento global no sea aceptable<sup>19,20</sup>. De hecho, en las zonas fuera del campo es admisible hasta una diferencia de un 5% en dosis<sup>21</sup>. Por otro lado, el valor de dosis absoluta con la cámara de ionización en diferentes puntos es comparado con el valor de dosis que proporciona el planificador en esos mismos puntos, admitiendo una tolerancia en dosis de un 2%, en vez de un

3% como con el índice gamma, pues algunos autores sostienen que existe un mejor acuerdo con las dosis calculadas en los valores dados por la cámara que por la placa<sup>22</sup>. Consideramos que tolerancias mayores son excesivas al no añadirse a estas discrepancias las incertidumbres intrínsecas a todo procedimiento de radioterapia, pudiendo ser la suma total inaceptable para los propósitos del tratamiento<sup>23</sup>. Aunque lo ideal sería poder realizar dosimetría absoluta con las propias placas, se han encontrado una serie de diferencias sistemáticas que aún están siendo objeto de estudio, por lo que la utilización de la cámara se hace imprescindible.

Para el análisis de las discrepancias debidas al redondeo entre las dosis calculadas y medidas, se realizó una comparación en el propio planificador de dos planes sobre el mismo paciente, uno de ellos con las UM decimales para el plan calculado y aprobado por el radioterapeuta, y el otro emulando en XiO el tratamiento real del paciente con UM enteras para cada segmento que se administra en el acelerador. Se realizaron además medidas de dosis con cámara de ionización en la unidad de tratamiento para poder compararlas con las dosis calculadas por el planificador.

## Resultados y discusión

El control diario del MLC que se realiza con un procedimiento propio, ha mostrado hasta ahora una desviación media de las láminas de  $0,18 \pm 0,15$  mm ( $k=1$ ), con una desviación máxima promedio observada de 0,48 mm. En cualquier caso, se ha establecido que se dará aviso al servicio técnico de Siemens para una recalibración del MLC si se observa que alguna de las láminas presenta desviaciones próximas a 1 mm.

Los resultados de las pruebas realizadas para evaluar la constancia de la dosis con las UM se muestran en la fig. 1. En esta gráfica se representa la dosis promedio por UM vs. UM, normalizadas al valor de dosis para 100 UM, tanto para las irradiaciones realizadas en el modo convencional, como para el modo IM. La escala del eje de abscisas se ha elegido logarítmica para resaltar el efecto sobre las UM más pequeñas. Se observa que en el rango entre 1 y 5 UM, ambos modos presentan un comportamiento no lineal con fluctuaciones del mismo orden de magnitud, alcanzándose incluso en el modo IM una diferencia frente al valor normalizado mayor del 1%, aunque el resto de las diferencias quedan por debajo de este valor. De la gráfica se deduce también que ambos modos de operación consiguen un comportamiento lineal a partir de las 5 UM (antes el modo IM que el convencional), manteniéndose unas diferencias con el valor normalizado menores del 0,5% hasta 100 UM. La dispersión de las 5 medidas realizadas para cada valor de UM se sitúa en torno al  $\pm 1\%$  para el rango de UM de 1 a 5, para reducirse a menos del

$\pm 0,5\%$  entre 6 y 100 UM. Estos resultados muestran un mejor comportamiento de linealidad en el acelerador existente en el H.U.S. que el publicado por otros autores para un modelo similar<sup>13</sup>, quizás debido a un mejor ajuste del parámetro  $DI_{CO}$ <sup>15,24</sup>.

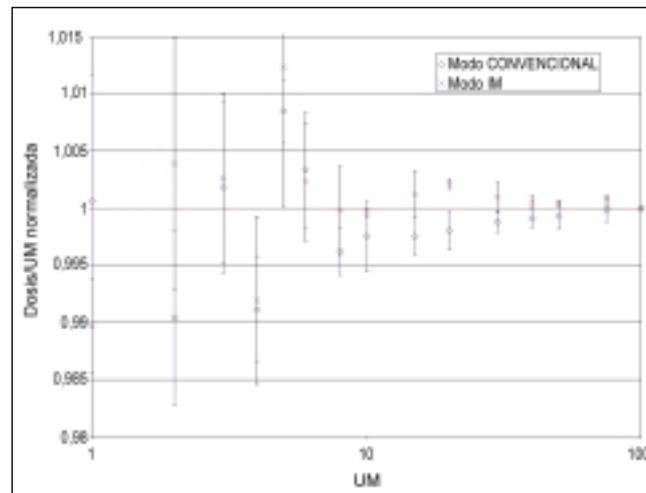


Fig. 1. Dosis por UM (normalizada al valor para 100 UM) vs. UM desde 1 a 100 UM para el modo de tratamiento convencional y el modo especial de IMRT del acelerador Primus.

En la tabla 1 se muestran los valores (en %) de uniformidad y simetría para perfiles realizados variando las UM desde 2 hasta 100. Las tolerancias para estos parámetros comienzan a cumplirse a partir de las 3 UM, aunque su estabilización acontece con 6 UM, obteniéndose a partir de ahí valores similares para perfiles con UM mayores. Del análisis de la fig. 2, se deduce que la medida de la uniformidad y simetría de los perfiles con el Schuster BMS-96, para 2-3 UM, no es válida. La explicación se debe a que el equipo integra durante 100 ms, por lo que una irradiación de 2 UM supone 4 medidas<sup>14</sup>. En cambio, para irradiaciones de 5 UM en adelante, el ruido ya no afecta significativamente a la señal. Además, no se observó una variación significativa en las medidas por realizar las irradiaciones de los campos en el modo IM o en el modo convencional.

Tabla 1. Valores de uniformidad (P) y simetría (S) obtenidos para perfiles con UM desde 2 hasta 100

	P	S
2 UM	109,7	105,5
3 UM	104,6	102,7
4 UM	103,5	101,9
5 UM	103,8	101,9
6 UM	103,1	101,3
8 UM	103,4	101,2
10 UM	103,2	101,4
20 UM	103,0	101,5
100 UM	102,9	101,5

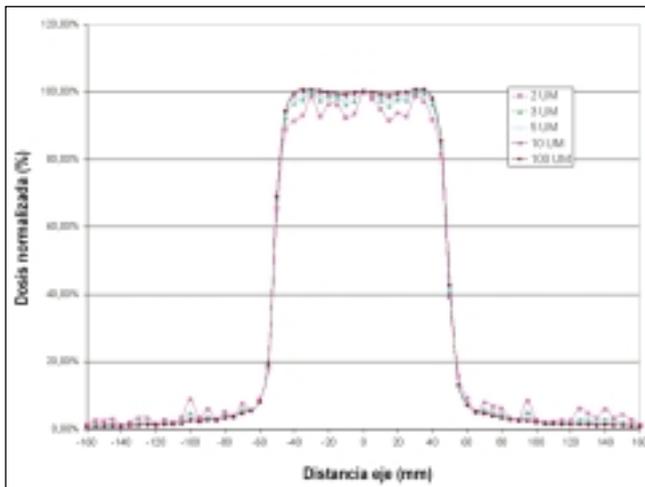


Fig. 2. Perfiles para un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  desde 2 a 100 UM. Los valores de dosis se presentan normalizados al valor del centro del campo en cada perfil.

Respecto al estudio de la influencia del redondeo, en la fig. 3 se muestra gráficamente la diferencia porcentual en dosis entre la planificación evaluada por el radioterapeuta en el planificador (UM decimales) y la planificación que en realidad se administra en la unidad de tratamiento (UM enteras) para un mismo paciente en el plano axial del isocentro, siendo éste el centro del PTV (en nuestro caso, próstata más márgenes). Se observa que, tan sólo por las diferencias en dosis existentes debidas al redondeo, se tienen discrepancias superiores a un 2% en varios puntos, los cuales se encuentran además en zonas dentro del PTV o próximas a él, incluyendo OAR. En la fig. 4 se muestra un DVH donde se presentan tres de las estructuras más relevantes (PTV, recto y vejiga) para los mismos planes indicados anteriormente. En este caso particular, las prescripciones de dosis requeridas para el PTV (78 Gy al menos en el 95% del volumen) no se cumplirían en el plan con las UM enteras, que en definitiva es el que se va a administrar durante el tratamiento en el acelerador.

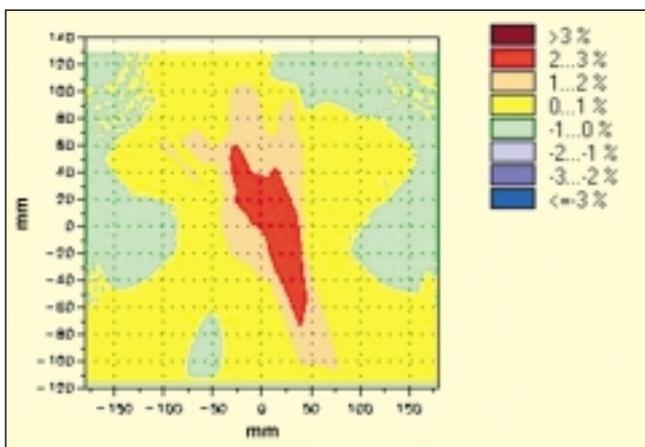


Fig. 3. Matriz diferencia obtenida de la comparación en dosis punto por punto para el plan de IMRT calculado con UM decimales y el calculado con UM enteras. El punto (0,0) es el centro del PTV.

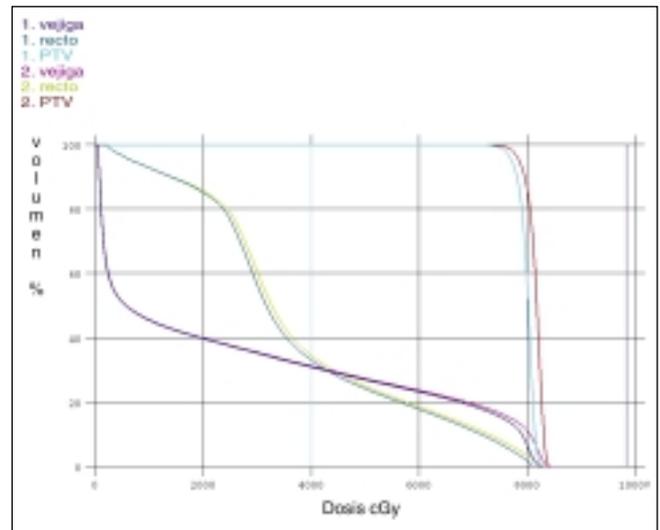


Fig. 4. DVH para vejiga, recto y PTV evaluados para los dos planes (UM enteras (1) y UM decimales (2)), donde se observan las diferencias en la dosis que recibe el PTV y en las dosis máximas de los OAR.

Para este caso se realizó también una dosimetría absoluta con cámara y maniquí reproduciendo el tratamiento del paciente, obteniéndose una diferencia entre la dosis calculada por el planificador y la medida en el isocentro de un 3%, valor que supera las tolerancias que tenemos establecidas. Cuando en el planificador se emuló el tratamiento real del paciente en un plan con las UM enteras, se evaluó la discordancia debida al redondeo entre éste y el plan original con UM decimales, siendo ésta de un 2,4%. Este porcentaje, para un tratamiento donde se fija una dosis objetivo en el PTV de 78 Gy, lleva a una discrepancia en valores absolutos de 1,9 Gy (del orden de la dosis prescrita para una sesión de tratamiento). Además el control de calidad del tratamiento, sin incluir el efecto del redondeo, presenta una diferencia en la medida de la dosis absoluta de 0,6%, valor que se encuentra dentro de las tolerancias establecidas, por lo que el redondeo puede camuflar resultados aceptables en el control de calidad.

## Conclusiones

Las medidas realizadas en el Primus respecto a la constancia de la dosis por UM y la simetría y uniformidad de los haces para bajas UM recomiendan utilizar con cautela segmentos con menos de 5-6 UM para los tratamientos de IMRT. Esto puede conseguirse en el XiO disminuyendo el número de niveles de discretización para la segmentación, cuya consecuencia será la obtención de un número menor de segmentos por campo, cada uno de ellos con un número mayor de UM. Evidentemente, esta modificación puede comprometer la obtención de las dosis objetivo prescritas para el tratamiento, por lo que hay que aplicarla con prudencia. Además, no se observan diferencias significativas por trabajar en el acelerador con

el modo IM frente al modo convencional, tal y como señalan otros autores<sup>13,24</sup>.

El redondeo de las UM introduce una variación en la distribución de dosis que se suma o se resta a la incertidumbre propia de todo el proceso de cálculo y medida en el control de calidad del tratamiento. En consecuencia, es fundamental evaluar la importancia del redondeo, no sólo con vistas al tratamiento del paciente, sino también de cara a valorar el resultado del control de calidad del mismo.

La solución que se ha adoptado en el H.U.S. para intentar minimizar el efecto del redondeo obliga a realizar ajustes manuales personalizados de las UM en el propio tratamiento para que éste finalmente concuerde lo mejor posible a lo planificado, modificando las UM de los segmentos en la última o últimas sesiones, sumando o restando las UM que se han omitido o se han añadido a lo largo del tratamiento debido al redondeo.

El planificador XiO no permite reconstruir de una forma sencilla y rápida una dosimetría con las UM enteras que se van a administrar en la unidad. Es recomendable, pues, el estudio de la compatibilidad del planificador con el acelerador antes de poner en marcha una técnica de este tipo.

## Referencias

- Jiang SB, Ayyangar KM. On compensator design for photon beam intensity-modulated conformal therapy. *Med Phys* 1998; 25: 668-675.
- Thompson H, Evans MD, Fallone BG. Accuracy of numerical produced compensators. *Med Dosim* 1999; 24: 49-52.
- Mackie TR, Balog J, Ruchala K, Shepard D, Aldridge S, Fitchard E, et al. Tomotherapy. *Semin Radiat Oncol* 1999; 9: 108-117.
- Saw CB, Ayyangar KM, Thompson RB, Zhen W, Enke CA. Commissioning of Peacock system for intensity-modulated radiation therapy. *Med Dosim* 2001; 26: 55-64.
- Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: Report of the IMRT subcommittee of the AAPM radiation therapy committee. *Med Phys* 2003; 30: 2089-2115.
- CMS, Intensity Modulated Radiation Therapy (IMRT) - Technical Reference (Updated for XiO Release 4.2). CMS, Inc. 2004.
- Nocedal J, Wright SJ, Numerical optimization. Springer. New York. 2000.
- Press WH, Teukolsky SA, Vetterling WT, Flannery BP, Numerical recipes in C++: The art of scientific computing. 2nd Edition. Cambridge University Press. Cambridge. 2002
- Kung JH, Chen GT. Intensity modulated radiotherapy dose delivery error from radiation field offset inaccuracy. *Med Phys* 2000; 27: 1617-1622.
- Sharpe MB, Miller BM, Yan D, Wong JW. Monitor unit settings for intensity modulated beams delivered using a step-and-shoot approach. *Med Phys* 2000; 27: 2719-2725.
- Woo MK, Nico A. Impact of multileaf collimator leaf positioning accuracy on intensity modulation radiation therapy quality assurance ion chamber measurements. *Med Phys* 2005; 32: 1440-1445.
- Collado P, Martín C, Sanz CJ, Montes C, Martín J, De Sena E. Sistema automático para la verificación del posicionamiento de las láminas en un colimador MLC. *Rev Fis Méd* 2005; 6: 165-166.
- Cheng CW, Das IJ. Comparison of beam characteristics in intensity modulated radiation therapy (IMRT) and those under normal treatment condition. *Med Phys* 2002; 29: 226-230.
- Hansen VN, Evans PM, Budgell GJ, Mott JHL, Williams PC, Brugmans MJP, et al. Quality assurance of the dose delivered by small radiation segments. *Phys Med Biol* 1998; 43: 2665-2675.
- De Langen M, Rietveld P, Storchi P, Essers M. Connecting the Eclipse TPS to Siemens Primus accelerators and Multi-Access TRV system for IMRT. 14th International Conference on the Use of Computers in Radiation Therapy (ICCR). 2004. Seúl.
- UNE. Equipos electromédicos. Aceleradores de electrones para uso médico. Características funcionales. Norma UNE-EN 60976. AENOR, 2001.
- Real Decreto 1566/1998, de 17 de Julio, por el que se establecen los criterios de calidad en radioterapia. BOE nº 206, 28 de Agosto de 1998.
- Low DA, Harms WB, Mutic S, Purdy JA. A technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25: 656-661.
- Palta J, Kim S. How do we decide on tolerance limits for IMRT quality assurance? *Med Phys* 2005; 32: 2149-2150.
- Jin H, Chung H, Palta J, Suh T, Kim S. Analyzing the accuracy of IMRT dose distribution using a dose uncertainty model. *Med Phys* 2005; 32: 2168.
- Liu G, Fernando W, Grace M, Rykers K. An IMRT dose distribution study using commercial verification software. *Australas Phys Eng Sci Med* 2004; 27: 129-135.
- Childress NL, White RA, Bloch C, Salehpour M, Dong L, Rossen II. Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. *Med Phys* 2005; 32: 838-850.
- Roselló J. Comunicación personal. 2005.
- Saw CB, Li S, Ayyangar KM, Yoe-Sein M, Pillai S, Enke CA, Celi JC. Dose linearity and uniformity of a linear accelerator designed for implementation of multileaf collimation system-based intensity modulated radiation therapy. *Med Phys* 2003; 30: 2253-2256.

# Utilización del color como código para la determinación de la función superficie de un objeto mediante luz estructurada

M. Buendía<sup>1</sup>, R. M<sup>a</sup> Cibrián<sup>1</sup>, R. Salvador<sup>1</sup>, M<sup>a</sup> F. Mínguez<sup>2</sup>, M. Laguía<sup>2,3</sup>, F. Garibo<sup>2</sup>,  
R. González-Peña<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultad de Medicina. Universidad de Valencia.

<sup>2</sup>Servicio de Traumatología. Hospital Clínico Universitario de Valencia.

<sup>3</sup>Dpto. de Medicina. Universidad de Valencia.

## Use of colour as a code for determining the function surface of an object by structured light

### Resumen

El desarrollo de algoritmos que permitan la obtención de la superficie de objetos mediante luz estructurada se ha intensificado en los últimos años, evolucionando la codificación de la luz desde la forma en blanco y negro hacia la introducción del color, dadas las posibilidades que ofrece este último para una mejor discriminación de líneas, sobre todo en las zonas cóncavas del objeto.

En este trabajo presentamos los primeros resultados que se obtienen en la determinación de la función superficie del objeto, al proyectar sobre el mismo una red con un código de colores preestablecido. La mejor resolución de la identificación de las franjas proyectadas permite una mejor cuantificación de la función superficie.

*Palabras clave:* Luz estructurada. Codificación con color. Topografía digital.

### Abstract

In the last years a great number of algorithms that use structured light to obtain object surface function have been developed. Light coding has changed during these years from black and white to colour because colour provides a better line discrimination overall in object concave zones.

In this work we present the first results of object surface function obtained when a known colour code is projected over it. The improved resolution of projected identification fringes provides a better quantification of surface function.

*Key words:* Structured light. Colour coding. Digital topography.

### Introducción y objetivos

En los últimos años nuestro grupo ha trabajado en el desarrollo de métodos que permiten la obtención de la superficie de objetos a partir de la proyección sobre ellos de una cuadrícula blanca sobre fondo negro de dimensiones conocidas<sup>1</sup>. Con este procedimiento, únicamente válido para objetos continuos, se han obtenido buenos resultados en la determinación de la topografía de la superficie de objetos conexos y con variaciones de nivel relativamente

suaves, como es el caso de la espalda humana. Ahora bien, la mejora de la exactitud del método viene limitada por la capacidad de resolver las líneas blancas proyectadas en las zonas cóncavas del objeto y solucionar el problema de las posibles discontinuidades en el objeto.

La utilización del color en el sistema de codificación de la luz puede solucionar ambos problemas<sup>2</sup>. Por ello, se ha variado la cuadrícula que se proyecta sobre el objeto utilizando ahora líneas de color rojo, verde y azul, tanto en horizontal como en vertical con una adecuada permutación de los colores para que no exista repetición de la serie de franjas en ninguna parte de la imagen.

En este trabajo presentamos los primeros resultados y las mejoras que se obtienen en la determinación y cuantificación de la función superficie del objeto, al proyectar sobre él mismo una red con un código de colores preestablecido.

Correspondencia: Mateo Buendía Gómez. Biofísica y Física Médica. Dpto. Fisiología. Facultad de Medicina. Av. Blasco Ibáñez, 15. 46010 Valencia.

E-mail: Mateo.Buendia@uv.es

Fecha de recepción: 4-4-2006

Fecha de aceptación: 4-6-2006

## Método

### Método de toma de imágenes

El montaje de obtención de las topografías<sup>2</sup> se describe en la fig. 1.

Un vídeo proyector convencional proyecta sobre la pantalla o el objeto a estudiar una red cuadriculada con una secuencia de colores de las líneas verticales y horizontales conocida. La secuencia está almacenada en un fichero y corresponde a combinaciones de los colores rojo, verde y azul en grupos de 6 líneas de forma que no se repita la combinación.

El proceso de obtención de las topografías consiste en una fase inicial en la que la red se proyecta sobre la

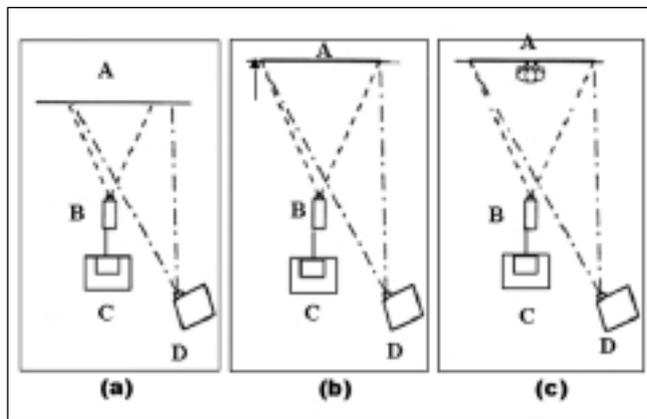


Fig. 1. Montaje experimental para la obtención de las topografías. A: pantalla plana blanca; B: cámara de vídeo; C: ordenador; D: vídeo-proyector que proyecta la luz estructurada. Las fases (a) y (b) corresponden al calibrado del sistema y la (c) a la toma de las imágenes de la espalda.

pantalla, en dos posiciones distintas de ésta separadas 40 cm, con un desplazamiento de la pantalla perpendicular a ella misma. Las dos imágenes de la red en ambas posiciones de la pantalla son captadas por una cámara digital y las denominaremos red-delantera (fig. 2a) y red-trasera (fig. 2b) en función de su cercanía a la cámara. Estas dos imágenes permiten calibrar el sistema y sólo deben volver a tomarse si se produce un cambio en la geometría de los dispositivos del montaje<sup>1</sup>. El sujeto al que va a realizarse la topografía se coloca delante de la pantalla (sin variar la posición de ésta). La imagen obtenida se denomina red-objeto (fig. 2c).

### Método de identificación de los nudos de las tres imágenes

El problema fundamental que plantea el tratamiento de este tipo de imágenes, como casi en cualquier tipo de imagen, es la segmentación. Hay que eliminar del campo imagen toda la información que no sea la de las líneas coloreadas. Para ello se ha diseñado un software específico que combina la localización de la posición de las líneas atendiendo su nivel de brillo, superior al resto de la imagen, con su identificación teniendo en cuenta la posición y el color.

El conocimiento previo del orden en que aparecen las distintas permutaciones de los tres colores básicos, permite identificar qué bloque de líneas han sido recogidas en cada una de las tres proyecciones de la red. La fig. 2a y 2b muestra el corrimiento del bloque de líneas proyectadas captadas por la cámara, debido al cambio de posición de la pantalla de proyección.

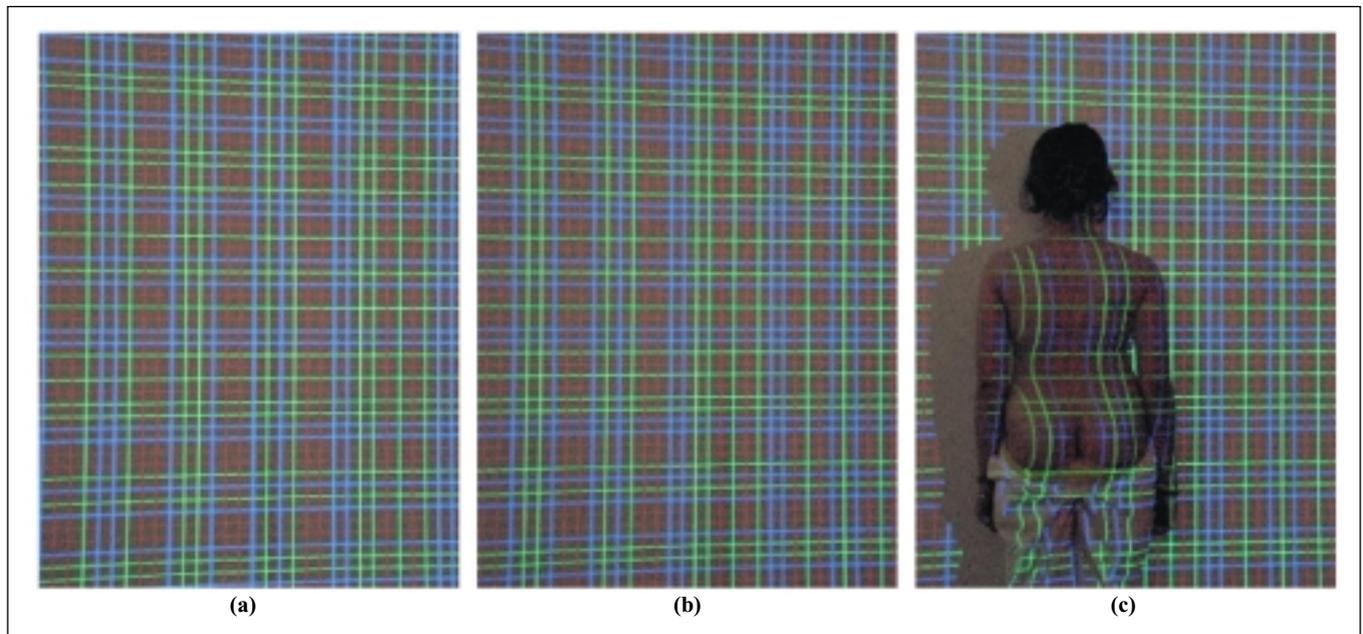


Fig. 2. Imágenes de la red delantera (a), red trasera (b) y red objeto (c). La red trasera y la red objeto se diferencian únicamente en la zona ocupada por éste.

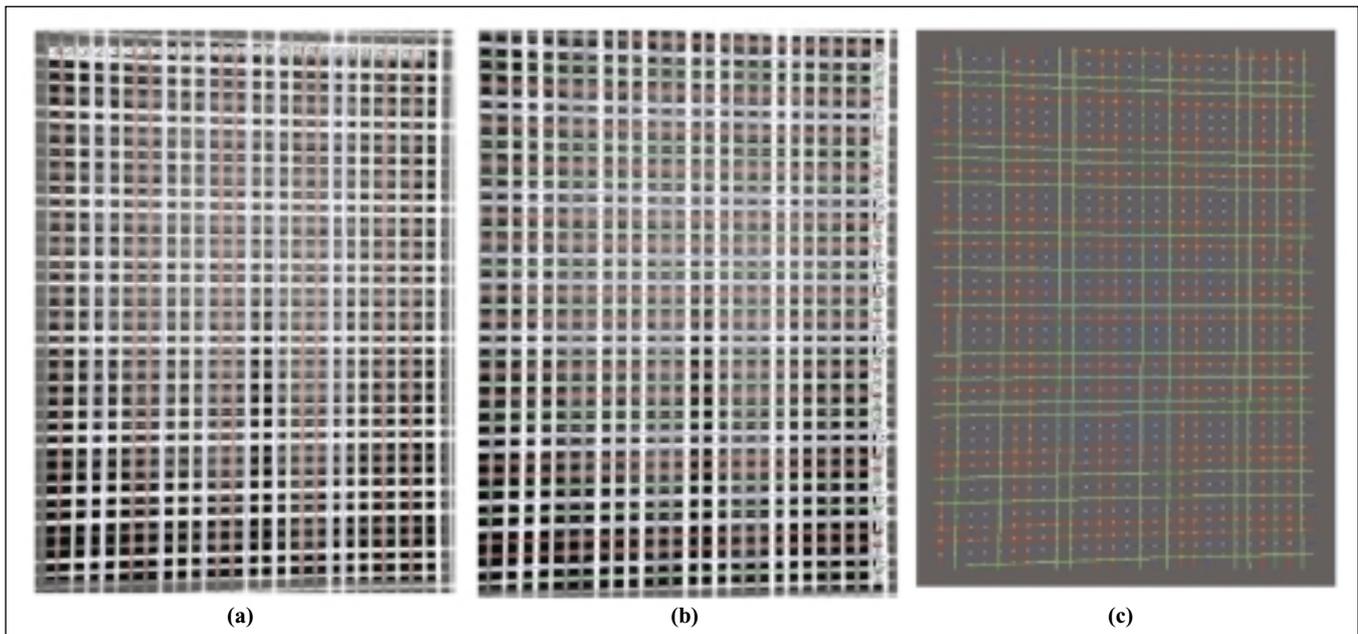


Fig. 3. Proceso de identificación de nodos de la red delantera. (a) Identificación de las líneas verticales de la red-delantera con asignación del número de línea que les corresponde. (b) Identificación de las líneas horizontales de la red-delantera con asignación del número de línea que les corresponde. (c) Cruce de ambos sistemas de líneas con identificación de cada nudo como cruce entre dos líneas perfectamente etiquetadas.

La fig. 3 muestra, para el caso de la red-trasera, el resultado de la esqueletización de las líneas con su correspondiente identificación numérica tanto de las líneas verticales (fig. 3a) como de las horizontales (fig. 3b). Este sistema permite identificar cada nudo de la red como punto de intersección de dos líneas (fig. 3c) ya que se conoce los números de las dos líneas que forman la intersección. El proceso es el mismo para la red-delantera y la red-objeto (fig. 4a).

La localización del mismo nudo en las tres redes permite conocer, tras la adecuada resolución del sistema de ecuaciones<sup>1</sup>, la distancia de ese punto del objeto respec-

to a la pantalla y obtener la topografía de la superficie de la espalda, que queda almacenada para posterior uso, aunque en este caso sólo se presenten las curvas de nivel correspondientes a igual profundidad en pseudocolor (fig. 4b).

## Resultados y discusión

El método propuesto para la codificación de la luz estructurada, presenta diversas ventajas respecto al proceso anterior en el que se proyectaba una red en blanco y negro con una marca para poder realizar la correspondiente identificación de nudos<sup>1</sup>.

En primer lugar permite suprimir de la red proyectada la necesidad de contener una marca de referencia, indispensable para establecer adecuadamente las correlaciones entre los nudos de las tres redes. Esto limitaba la aplicación del método, siendo válido sólo para objetos conexos. Ahora podemos incluir en la escena varios objetos inconexos. Si bien esto último no resulta especialmente interesante para el estudio de la topografía de la espalda, resulta de gran interés en estudios de visión artificial en los que sí que es necesario identificar diferentes objetos de una escena.

En segundo lugar la utilización del color introduce un nuevo elemento de discriminación de puntos del campo iluminado (diferente color de cada línea además del brillo), permitiendo esto disminuir el tamaño de la red proyectada hasta incluso cuadrículas formadas por líneas de 1 píxel de grosor separadas 10 píxeles entre ellas, mientras que en el caso de las redes en blanco y

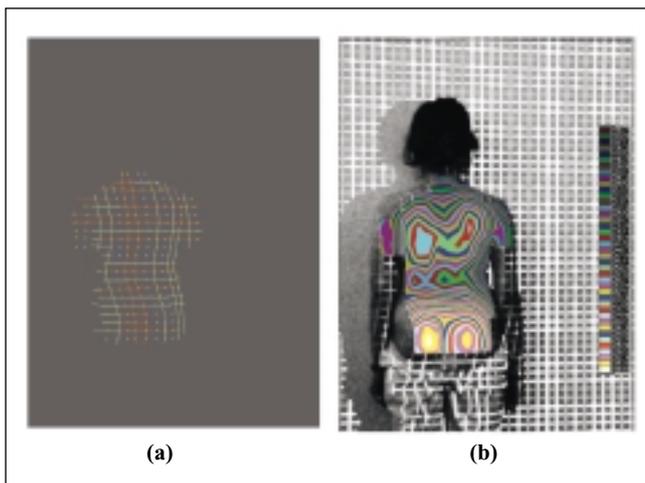


Fig. 4. (a) Identificación de nudos en la red-objeto. Una selección de la zona de interés en el caso de la red-objeto mejora la rapidez en el proceso de identificación de los nudos. (b) Topografía de la espalda. La diferente profundidad está representada en código de color.

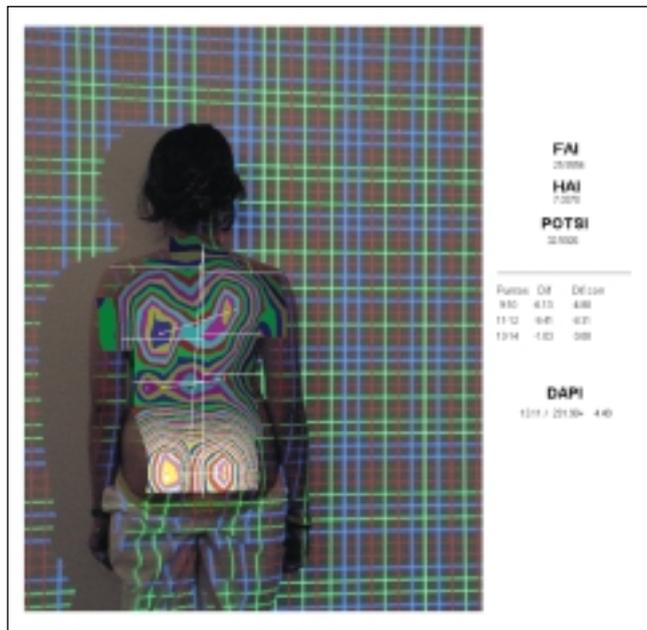


Fig. 5. Topografía de la espalda, mostrando las líneas de isopropundidad. Un software específico permite utilizando el ratón como interfaz, marcar los puntos anatómicos de interés sobre la imagen para obtener las variables de utilidad médica POTSI y DAPI.

negro el número de píxeles debía ser mucho mayor (15 píxeles entre cada dos líneas)<sup>1</sup>. Esta mayor separación era necesaria debido a que en determinadas zonas de interés de la imagen, debido a su topografía, la aproximación de las líneas impedía su adecuada resolución, porque la única información de que se disponía era el nivel de gris. Además con el color, es posible identificar líneas perdidas en oquedades del objeto ya que es conocido el número de líneas entre cualesquiera dos identificadas correctamente.

La aplicación de este método al estudio de la deformación de la espalda permite la determinación cuantitativa de dos variables topográficas POTSI<sup>3,4</sup> y DAPI<sup>4</sup> que per-

miten diagnosticar la existencia o no de escoliosis<sup>5</sup>. A título ilustrativo la figura 5 muestra el diagnóstico realizado a un paciente con esta técnica.

## Conclusiones

La introducción del color como método de codificación de la luz estructurada permite disminuir el tamaño de la red proyectada hasta incluso cuadrículas formadas por líneas de 1 píxel de grosor separadas 10 píxeles entre ellas. Además es posible identificar líneas perdidas en oquedades del objeto y trabajar con objetos discontinuos.

## Agradecimientos

Este trabajo ha sido realizado gracias al proyecto FIS: PI030735 del Instituto de Salud Carlos III, del Fondo de Investigación Sanitaria del Ministerio de Sanidad y Consumo.

## Referencias

1. Buendía M, Salvador R, Cibrián R, Laguía M, Sotoca JM. Determination of the object surface function by structured light: application to the study of spinal deformities. *Phys Med Biol* 1999; 44: 75-86.
2. Boyer KL, Kak AC. Color-encoded structured light for rapid active ranging. *IEEE Trans. Pattern. Anal. Machine Intell*, 1987; 9: 14-28.
3. Inami K, Suzuki N, Ono T, Yamashita Y, Kohno K, Morisue H. Analysis of Posterior Trunk Symmetry Index (POTSI) in scoliosis. *Research into spinal deformities* 2 1999; 59: 85-88.
4. Mínguez MF. Valoración de técnicas de luz estructurada en la determinación de deformidades del raquis. Tesis Doctoral. Universidad de Valencia, 2002.
5. Mínguez MF, Buendía M, Cibrián RM, Salvador R, Laguía M, Martín A, Gomar F. Quantifier variables of the back surface deformity obtained with a noninvasive structured Light method: evaluation of their usefulness in idiopathic scoliosis diagnosis. *Eur Spine J* 2006; Published on line 12/4/2006.

# Implementación de un programa informático para la determinación de la DQE de un sistema de radiología digital

M. J. Buades, A. González, B. Tobarra

*Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario "Virgen de la Arrixaca". Murcia.*

## Developing a computer program to calculate the DQE of a digital radiographic system

### Resumen

Se ha desarrollado un programa informático que calcula la Eficiencia Cuántica de Detección (DQE) de un sistema de radiología digital siguiendo la norma CEI 62200-1: 2003 a partir de ficheros exportados en formato DICOM que contienen la imagen de un borde radiopaco ligeramente angulado respecto a cada uno de los dos ejes principales de la matriz del detector y de una imagen de campo uniforme. Se describen nuestros procedimientos de adquisición de imágenes y cálculo posterior de las funciones de Transferencia de Modulación (MTF), Espectro de Potencia de Ruido Normalizado (NNPS) y DQE. Los distintos procesos se ilustran con ejemplos de un sistema de radiografía computarizada y un detector de panel plano. El método es suficientemente rápido y presenta una precisión adecuada para poder implementarse dentro del control rutinario de la calidad de imagen de los equipos de radiología digital.

*Palabras clave:* Radiología digital. Control de calidad. Calidad de imagen. Función de Transferencia de Modulación. MTF. Espectro de Potencia de Ruido. NPS. NNPS. Eficiencia Cuántica de Detección. DQE. CEI 62200-1.

### Abstract

A computer program has been developed to calculate the Detective Quantum Efficiency (DQE) of a digital radiographic detector following IEC 62220-1: 2003 standard. DICOM images of an attenuating edge device slightly angulated with respect to the main axes of the pixel array of the detector and one flat field image are used as input of the software. Our image acquisition protocol and the subsequent processing steps used to calculate the Modulation Transfer Function (MTF), Normalized Noise Power Spectrum (NNPS) and DQE functions are described. Processes are illustrated with results from a storage-phosphor computed radiography system and a flat-panel detector. The overall method has been proved to be not too time consuming and with enough precision to be included as part of the routine image quality control of digital radiographic systems.

*Key words:* Digital radiology. Quality control. Image quality. Modulation Transfer Function. MTF. Noise Power Spectrum. NPS. NNPS. Detective Quantum Efficiency. DQE. IEC 62220-1.

### Introducción

Tradicionalmente, el control de calidad de imagen de los equipos de grafía con sistemas de registro pantallas-película y de los intensificadores de imagen analógicos se realiza utilizando maniqués que contienen diversos patrones de resolución y/u objetos de bajo contraste. Bajo condiciones de exposición establecidas, estos objetos

proporcionan un patrón conocido de radiación a la entrada del sistema, lo que permite, a partir de un examen visual de la imagen resultante, también bajo condiciones controladas, deducir diferentes aspectos del estado del equipo<sup>1</sup>. Si bien estas medidas subjetivas pueden ser adecuadas como pruebas de constancia, una caracterización completa de las propiedades físicas de la cadena de imagen requiere la determinación de las funciones de Transferencia de Modulación (MTF, *Modulation Transfer Function*), Relación Señal-Ruido (SNR, *Signal-to-Noise Ratio*), Espectro de Potencia de Ruido (NPS, *Noise Power Spectrum*) y Eficiencia Cuántica de Detección (DQE, *Detective Quantum Efficiency*).

Numerosos autores<sup>2-6</sup> reconocen que la DQE es el mejor parámetro para describir la calidad de imagen de un

Correspondencia: M. J. Buades. Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario "Virgen de la Arrixaca". Ctra. Madrid-Cartagena s/n. 30120 El Palmar. Murcia.

E-mail: manuelj.buades@carm.es

Fecha de recepción: 17-3-2006

Fecha de aceptación: 27-7-2006

sistema de imagen porque combina tanto los efectos del ruido como de la resolución espacial. Es una medida independiente del objeto y del observador y proporciona una comparación cuantitativa y objetiva de las características de los distintos detectores y tecnologías.

Aunque se han llegado a normalizar los procedimientos de medida de estos parámetros para algunos sistemas<sup>7,8</sup>, el consumo de tiempo y recursos que conlleva ha limitado su uso en controles de calidad periódicos quedando restringido a investigación y a medidas de laboratorio por parte de los fabricantes<sup>9,10</sup>.

Con la llegada de los nuevos equipos digitales estas técnicas han ganado viabilidad tanto para valorar la calidad de imagen de un determinado sistema como para comparar entre sí las distintas tecnologías<sup>11-19</sup> debido a que los equipos digitales habitualmente están integrados en la red hospitalaria y disponen de protocolos DICOM que facilitan el manejo de las imágenes y su uso como entrada de un software informático que permita un análisis rápido de estas funciones en un entorno clínico y que abarque las pruebas de aceptación, estado y constancia<sup>20</sup>.

En la literatura pueden encontrarse distintos procedimientos de medida para las funciones MTF, NPS y DQE. Neitzel y cols.<sup>6</sup> han puesto de manifiesto que el uso de diferentes rutinas de evaluación puede conducir a diferencias en la determinación de la DQE de hasta un 30%, incluso partiendo de las mismas imágenes. La Comisión Electrotécnica Internacional ha publicado una norma (CEI 62220-1: 2003<sup>21</sup>) donde se establece el procedimiento para la determinación de la DQE de los detectores digitales utilizados para la obtención de imágenes en exámenes radiográficos convencionales con la finalidad de unificar la metodología de medida empleada. Es de esperar que la aplicación de esta norma facilite la comparación de resultados y minimice las diferencias en los valores publicados.

El objetivo de este artículo es presentar un programa informático desarrollado en nuestro Servicio que permite calcular la DQE de un detector digital de acuerdo a la norma CEI mencionada de una manera automática a partir de imágenes contenidas en ficheros exportados en formato DICOM.

Parte de este trabajo ha sido presentado anteriormente como cursos de actualización organizados por la SEFM durante los congresos celebrados en Vigo (2003) y, de manera más extensa, en Pamplona (2005). En ellos hemos constatado el enorme interés que el tema despierta así como la demanda de una divulgación más amplia. Dada la progresiva implantación de equipos digitales en los hospitales y la falta de un software comercial que permita su evaluación, creemos que la divulgación de manera agrupada de los procedimientos de adquisición y cálculo recogidos en la numerosa literatura existente así como de los principales aspectos metodológicos de la norma CEI, no fácilmente accesible a todos los miembros de nuestra Sociedad, puede resultar beneficiosa para

todos aquellos interesados en desarrollar su propio programa de cálculo de la DQE de un sistema de radiología digital.

## Material y métodos

La DQE se define como el cociente entre el cuadrado de la Relación Señal-Ruido, SNR, a la salida del detector y el cuadrado de la SNR de los fotones incidentes en el detector (SNR<sup>2</sup> ideal)<sup>11</sup>,  $q$ . La DQE puede interpretarse como cuán eficaz es el detector para transferir la SNR de la fluencia incidente de rayos X a la imagen resultante<sup>22</sup> o, equivalentemente, como la habilidad del detector para utilizar la máxima SNR posible proporcionada por el número finito de fotones que forma la imagen<sup>23</sup>.

Dado que la respuesta del sistema a una señal y a una frecuencia  $u$  viene dada por la MTF y, a su vez, la NPS describe la amplitud de la varianza en esa frecuencia, a menudo la DQE se define de modo más funcional a través de la expresión:

$$DQE(u) = \frac{G \cdot X \cdot MTF^2(u)}{q \cdot NPS(u)} \quad (1)$$

donde  $X$  es el valor de kerma en aire medido en la superficie del detector y  $G$  es un factor de ganancia. La norma CEI establece que, previamente a los cálculos, los valores de píxel del fichero de imagen se transformen en valores de exposición mediante la inversa de la función de conversión determinada previamente. Bajo estas condiciones,  $G$  es la unidad.

En términos del Espectro de Potencia de Ruido Normalizado, NNPS (NPS dividido por el cuadrado del valor de kerma), la DQE viene dada por:

$$DQE(u) = \frac{MTF^2(u)}{q \cdot X \cdot NNPS(u)} \quad (2)$$

Se ha desarrollado un programa de ordenador que calcula la DQE a partir de imágenes de campo uniforme de las que se obtiene el NNPS y de imágenes de un borde radiopaco ligeramente angulado respecto a los ejes de la matriz del detector de las que se obtiene la MTF. Los distintos pasos seguidos para el cálculo de las funciones anteriores se resumen de manera esquemática en la fig. 1 y se explican detalladamente en los siguientes apartados.

El programa se ha implementado como una subrutina GUI (*graphical user interface*) de Matlab R14 (The MathWorks, Inc.), y presenta un entorno de ventanas para la visualización gráfica de los distintos procesos aplicados (fig. 2). Las funciones calculadas se guardan como "workspace" para su posterior análisis numérico e informe. En un PC Pentium a 2,8 MHz el programa completa los cálculos para el procesado de las imágenes y la obtención de la DQE en unos 2 minutos.

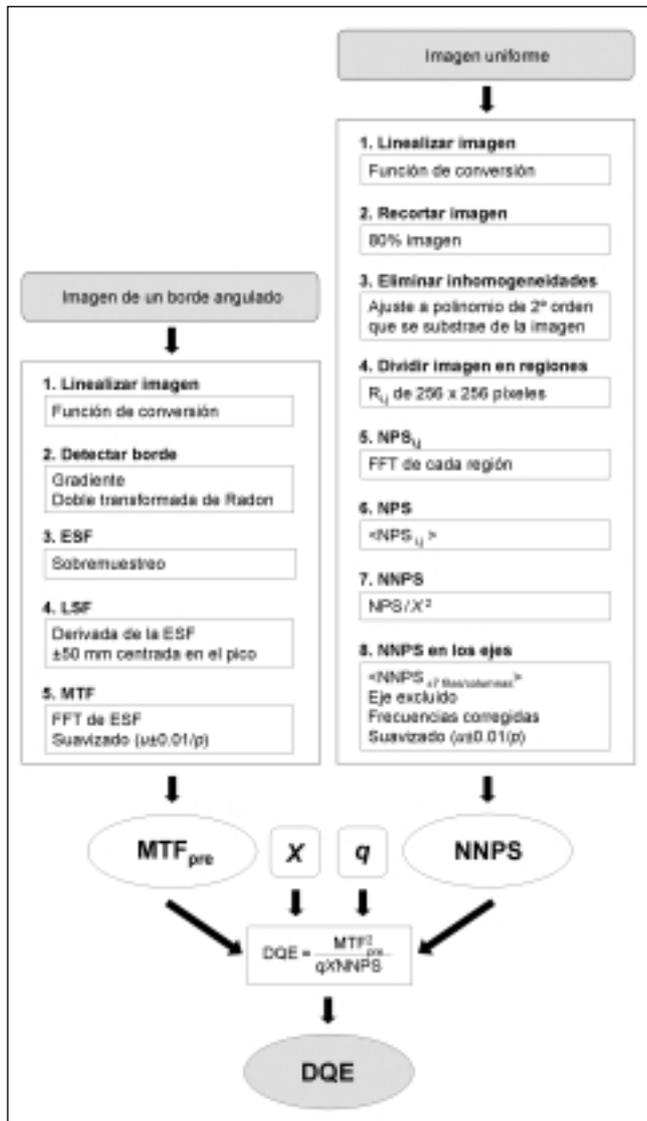


Fig. 1. Esquema que muestra los pasos seguidos para el cálculo de la DQE. Nomenclatura según texto.

Se ha aplicado tanto a sistemas de radiología computarizada (CR) como a detectores de panel plano (DR). Los resultados que ilustran el procedimiento se han obtenido en un CR Konica Regius 170 con fósforo de BaF1:Eu y tamaño de píxel 87,5  $\mu\text{m}$  y en un DR de CsI / silicio amorfo Philips Digital Diagnost (Trixiell Pixium 4660) con tamaño de píxel de 146  $\mu\text{m}$ .

Los conceptos de MTF, NPS y DQE asumen una descripción lineal del sistema. Como en los sistemas analógicos, para que la teoría de sistemas lineales sea útil se deben cumplir, al menos de manera aproximada, dos requisitos: que el detector responda linealmente con la exposición incidente (o pueda linealizarse, es decir se pueda determinar una curva de calibración, función de conversión en la nomenclatura de la norma CEI 62220-1, que relacione el valor de píxel en la imagen con el kerma en aire en la superficie del detector) y que sea estacionario (tenga la misma respuesta independientemente de la

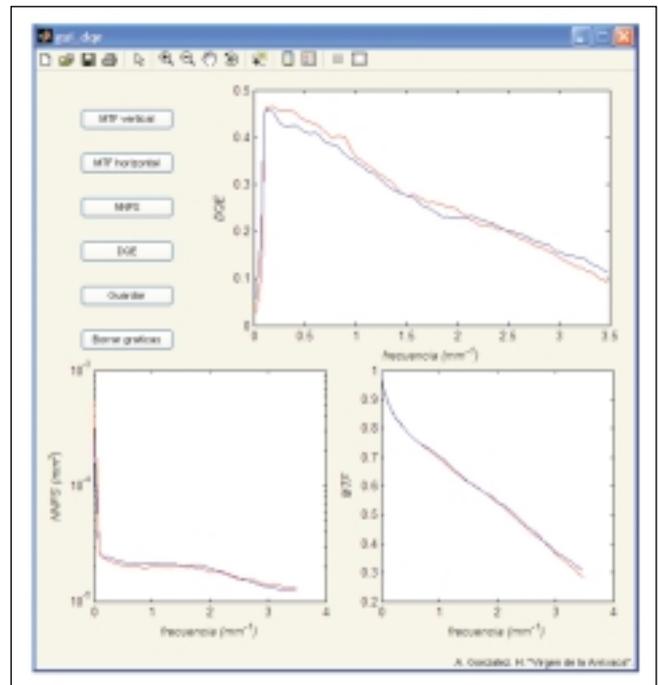


Fig. 2. Ventana principal del programa desde donde se accede a las distintas subrutinas y se muestran las funciones calculadas.

posición en la imagen)<sup>24</sup>. En general, los detectores digitales son lineales en un rango mayor de exposición (de varios órdenes de magnitud) que los sistemas analógicos.

Sin embargo, la digitalización supone un muestreo tanto de la señal como del ruido en puntos discretos correspondientes a la matriz digital. Dado que el tamaño de píxel de los detectores actuales todavía es comparable al de los objetos más pequeños con interés clínico, la respuesta del sistema no es estrictamente invariante a traslaciones (salvo traslaciones de un número entero de píxeles). Las implicaciones de esta digitalización en la MTF, NPS y DQE han sido descritas en detalle por Dobbins<sup>25</sup>. Aunque existe cierta controversia en la literatura, la norma CEI establece para el cálculo de la DQE el uso de la MTF de pre-muestreo,  $MTF_{pre}$ , en las ecuaciones 1 y 2. Se corresponde con la MTF del sistema previo a la digitalización, es decir, a la parte analógica del sistema: detector, geometría (tamaño de foco) y función de apertura del dispositivo de adquisición.

Por su parte, la conversión de la señal en valores discretos (12-16 bits para la mayoría de sistemas actuales) no introduce efectos apreciables.

#### Adquisición de las imágenes

Las imágenes se obtuvieron usando un generador Philips Optimus 65 y un tubo Philips SRO 33 100 a 73 kVp, 100 mA, foco fino (0,6 mm) a los que se les realizó previamente un control de calidad. Los sistemas de radiología digital fueron calibrados según las recomendaciones del fabricante.

**Tabla 1. Posibles calidades de radiación (CEI 61267: 1994) para la determinación de la DQE con sus correspondientes valores de SNR<sup>2</sup> ideal,  $q$ , fijados por la norma CEI 62220-1: 2003**

Espectro	kVp aproximado	Filtración añadida (mm Al)	CHR (mm Al)	$q$ (fotones·mm <sup>-2</sup> ·μGy <sup>-1</sup> )
RQA 3	50	10	4,0	21759
RQA 5	70	21	7,1	30174
RQA 7	90	30	9,1	32362
RQA 9	120	40	11,5	31077

La calidad de radiación empleada fue la RQA5 obtenida a partir de filtros de Al-1100. Frente a los que establece la norma CEI 61267: 1994<sup>26</sup> (pureza mínima del 99,9%), Ragers y cols.<sup>27</sup> han demostrado que los filtros de Al-1100 producen un haz incidente con menos ruido de baja frecuencia y parecen, por tanto, más apropiados para la determinación de la DQE que los de mayor pureza.

CEI 62220-1 permite el uso adicional de otras calidades de acuerdo con la tabla 1. Esta tabla presenta también los valores de  $q$  de acuerdo con la norma que se han implementado en el programa. CEI 62220-1 asume que el detector ideal es un contador de fotones. Otros autores consideran, en cambio, que integra en energía<sup>13,22</sup>. Fijando el modelo y los valores la norma pretende eliminar las diferencias que se encuentran en la literatura en los valores de  $q$  (hasta un 10% para el mismo kilovoltaje y filtración) y que introducen una incertidumbre adicional a la determinación de la DQE.

Las imágenes se adquirieron sin rejilla antidifusora a una distancia foco-detector mayor de 150 cm. En el caso del DR no es posible independizar completamente el detector del equipo de RX pero puede considerarse que para un control de rutina bajo condiciones clínicas el sistema de imagen digital incluye la carcasa de protección y todos aquellos elementos del equipo no desmontables fácilmente (tablero mesa/bucky, cámaras del exposímetro automático,...)<sup>20,28</sup>.

El kerma en aire se midió con una cámara de ionización Radcal 20X5-3 colocada 75 cm por delante del detector y se refirió a la superficie de entrada real del detector corrigiendo por el inverso del cuadrado de la distancia calculada a partir de la magnificación de un objeto de dimensiones conocidas.

Para determinar la función de conversión, se obtiene el valor promedio de los píxeles en una región central de 100x100 píxeles de una serie de imágenes crudas (sin procesar) adquiridas irradiando de forma uniforme el detector. El rango de exposiciones utilizado debe abarcar al menos 4 veces el nivel clínico de exposición. En nuestras medidas se varió el tiempo de exposición. En las pruebas de estado elegimos como niveles normales de uso clínico 3 y 10 μGy para el DR y 5 y 10 μGy para el CR y determinamos la función de conversión entre ~0,5 y 40 μGy. Los valores de 3 y 5 Gy corresponden aproximadamente a una sensibilidad de 400 y 200 respectivamente. Para cada valor de kerma se adquieren tres imágenes y se toma el promedio de

los valores determinados según el procedimiento anterior. Ambos detectores presentan una relación lineal entre el valor de píxel y el logaritmo de la exposición<sup>20,22</sup>. De todas formas, para una adecuada linealización de los datos tiene más importancia la bondad del ajuste que la propia forma de la curva. Según la norma, la recta de regresión debe cumplir que  $R^2 \geq 0,99$  y que ningún dato experimental se desvíe en más del 2% de su correspondiente valor ajustado. En las pruebas de constancia sucesivas se analiza el nivel de 3 (5) μGy, se adquieren imágenes a 1, 3 (5) y 10 μGy y se usa la tolerancia del 2% para determinar si la función de conversión sigue siendo válida.

La función de conversión depende de la calidad del haz y de los parámetros de adquisición por lo que debe fijarse la latitud y sensibilidad del sistema de lectura en el caso del CR. En ambos detectores se tomaron las imágenes sin procesado. Sin embargo, el acceso a los datos originales de la imagen sin procesar resulta difícil en ocasiones. Los valores medidos dependen entonces del procesado aplicado y no son comparables entre sistemas diferentes. Asimismo, la utilización de filtros no lineales en el post-procesado para mejorar la SNR invalida cualquier conclusión independiente del objeto a radiografiar. Si bien en estos casos la función que se obtiene no es propiamente la DQE del detector, y algunos autores prefieren, incluso, no presentarla<sup>22</sup>, puede ser perfectamente válida como parámetro de constancia. De modo análogo al empleo de maniqués de imagen, en estas condiciones, la evaluación del equipo debería incluir diversos exámenes y procesados para establecer el estado de referencia.

Finalmente, se debe mantener constante el tiempo que transcurre entre la exposición del fósforo y su lectura en el CR para minimizar los efectos de desvanecimiento de la imagen latente<sup>12</sup>. En detectores de radiografía directa con selenio amorfo es conocida la existencia de remanencia entre imágenes consecutivas<sup>29,30</sup>. Con detectores de panel plano de tipo indirecto y CsI ésta es menor aunque también la hemos observado con exposiciones por debajo de 1 μGy tomadas inmediatamente después de varias adquisiciones consecutivas con técnicas altas. Por todo ello conviene evaluar los posibles efectos de retardo. En el DR estudiado, espaciando las exposiciones 1 minuto se cumplen los requisitos del anexo A de CEI 62220-1.

#### *Determinación de la Función de Transferencia de Modulación (MTF)*

La Función de Transferencia de Modulación (MTF) se emplea habitualmente para describir la respuesta en frecuencias espaciales de un sistema de imagen. Expresa cómo transfiere el sistema el contraste de una señal de entrada en función de su frecuencia espacial.

Para determinar la MTF<sub>pre</sub> de los sistemas digitales se han propuesto varios métodos. Lo más habitual es utilizar la imagen de una rendija<sup>13,31</sup> o de un borde<sup>5,32</sup> para obtener una MTF en la dirección perpendicular al objeto, aun-

que también se han empleado patrones de barras<sup>11</sup> e incluso una matriz de discos radio-transparentes (agujeros)<sup>33,34</sup> para determinar simultáneamente la MTF bidimensional. Cunningham y Reid<sup>35</sup> han demostrado que el método del borde presenta una SNR mayor al de la rendija a bajas frecuencias espaciales. Samei y cols.<sup>36</sup> concluyen que el método del borde proporciona una mejor definición de la caída de la MTF en las bajas frecuencias.

La norma CEI adopta el método del borde, especificando el uso de un objeto radiopaco de tungsteno de 1 mm de espesor con un borde recto y dimensiones definidas. En nuestro caso utilizamos un borde de 1 mm de Cu (22,5% de transmisión para la calidad de haz RQA5) de tamaño 150 x 150 mm<sup>2</sup>. Sus posibles irregularidades se observaron en una mamografía con una lupa x10 siendo inferiores a 0,1 mm. Actualmente existen también bordes comerciales (Scanditronix-Wellhofer, Leeds Test Objects Ltd.). Como han demostrado Neitzel y cols.<sup>37</sup>, un borde semitransparente conduce a una estimación errónea de la MTF debido a la fracción de radiación dispersa generada detrás del borde y que alcanza el detector pero puede ser adecuado para pruebas de constancia pues la precisión del método no se ve alterada (sólo su exactitud) y un borde semitransparente es menos pesado y más fácil de alinear.

El método<sup>21</sup> consiste en radiografiar el borde ligeramente angulado (1,5°-3°) respecto a la matriz del detector, primeramente en la dirección paralela a las columnas del detector y luego a las filas, para conseguir un perfil sobremuestreado que evite los efectos de la digitalización. El centro del borde debería situarse en el eje central del haz de radiación porque desplazamientos del mismo pueden disminuir la MTF medida. En nuestras medidas dichas variaciones quedan incluidas en la incertidumbre del método. No obstante, Samei y cols.<sup>36</sup> encuentran que los resultados no se ven alterados hasta una separación de 6 cm desde el centro.

Los valores de píxel de la imagen del borde se linealizan con la inversa de la función de conversión (fig. 3a).

Para la determinación de la posición y orientación del borde se emplea una región central de 75x75 mm<sup>2</sup>, mientras que el perfil se sobremuestra en una región de 110x110 mm<sup>2</sup>. Para evitar la caída en bajas frecuencias señalada por Neitzel y cols.<sup>6</sup> es necesario analizar una región de la imagen relativamente ancha alrededor del borde. De acuerdo con la norma CEI el cálculo debe incluir ±50 mm centrados en la transición.

En el programa se aplican todos los procesos sobre la imagen linealizada del borde vertical (intersecta las filas de la matriz de imagen). Cuando el borde es horizontal (MTF vertical) considera la matriz transpuesta. Obviamente, en cada sistema digital de imagen y para cada tamaño de placa del CR es necesario conocer a qué eje del detector corresponde cada una de las direcciones principales de la imagen.

Para la determinación del borde se comienza por la extracción de contornos de la imagen<sup>32</sup>. En lugar del procedimiento propuesto por la norma CEI adoptamos el utili-

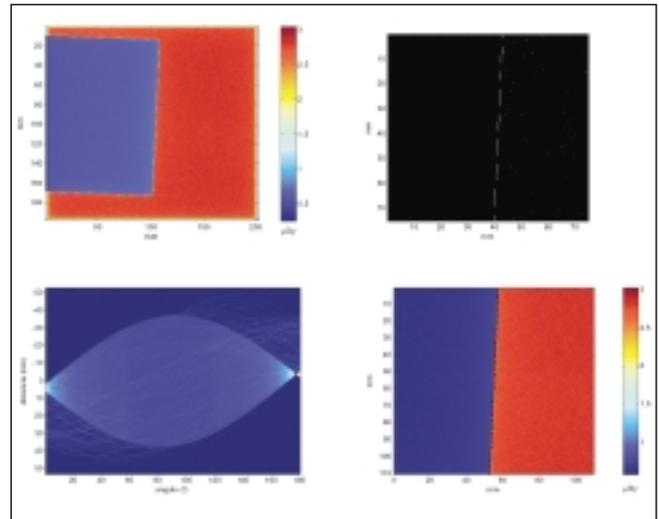


Fig. 3. Determinación de la posición y orientación del borde en la imagen. (a) Imagen del borde linealizada (convertida a kerma en aire). (b) Gradiente de la región central de la imagen. (c) Transformada de Radon del gradiente. Su máximo determina la posición y ángulo del borde. (d) Representación del borde calculado sobre la región utilizada para el sobremuestreo.

zado por Samei<sup>32</sup>, tras comprobar que ambos procedimientos conducen al mismo resultado. Para ello empleamos el método de realce de contornos de Sobel<sup>38</sup>, que calcula el gradiente de la imagen (fig. 3b). Cada derivada direccional se obtiene por convolución de una máscara ( $G_x$ ,  $G_y$ ) con la región central de 75x75 mm<sup>2</sup>:

$$\text{Gradiente} = \sqrt{(\text{región} * G_x)^2 + (\text{región} * G_y)^2} \quad (3)$$

$$\text{siendo } G_x = \begin{pmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{pmatrix}, G_y = \begin{pmatrix} -1 & -2 & -1 \\ 0 & 0 & 0 \\ 1 & 2 & 1 \end{pmatrix}$$

La orientación y posición del borde se obtiene optimizando transformadas de Radon (fig. 3c) sobre la imagen de contornos:

$$R(\alpha, x') = \int \text{Gradiente}(x' \cos \alpha - y' \sin \alpha, x' \sin \alpha + y' \cos \alpha) dy' \quad (4)$$

$$\text{con } \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos \alpha & \sin \alpha \\ -\sin \alpha & \cos \alpha \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix},$$

siendo  $(x, y)$  las coordenadas espaciales del píxel respecto a un sistema de coordenadas con origen en el centro de la región y  $\alpha$  el ángulo que especifica la dirección de la integral de línea.

Tal y como describe Samei<sup>32</sup> utilizamos dos transformadas de Radon en cadena, una primera de baja resolución (1°) seguida de una con alta resolución angular (0,01°). De este modo se consigue una alta precisión en la determinación del ángulo sin un coste computacional elevado (fig. 3d).

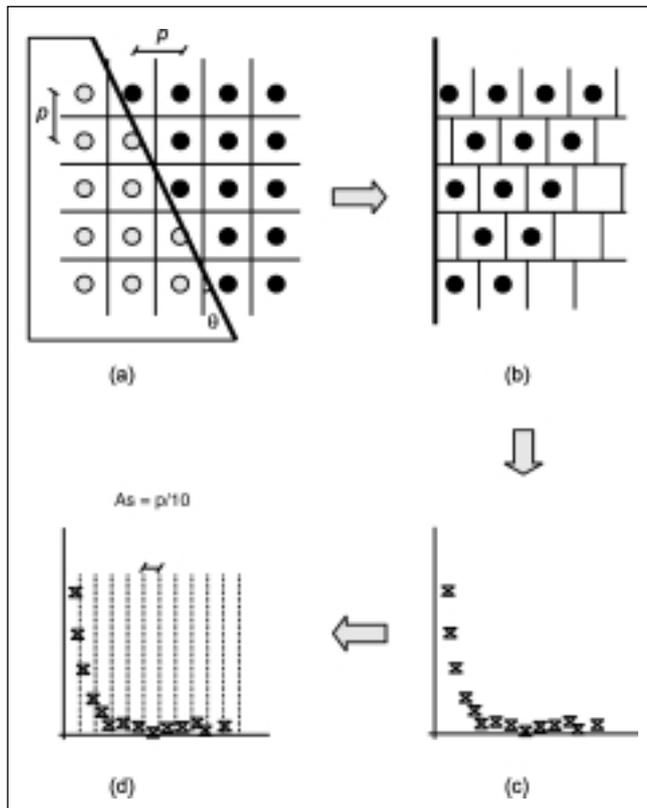


Fig. 4. Construcción de la ESF sobremuestreada. (a) Imagen del borde. (b) Se endereza el borde desplazando cada fila según su distancia relativa al mismo. (c) Sobremuestreo no uniforme. (d) Muestreo uniforme.

A continuación, cada píxel se proyecta a lo largo de una línea perpendicular al borde obteniéndose la Función de Dispersión de Borde (ESF, *Edge Spread Function*) o Función Respuesta a un Borde (ERF, *Edge Response Function*). Para ello, se calcula la posición relativa de cada línea de la imagen con respecto al borde (fig. 4a). En función de esa posición, se desplaza cada una respecto de las otras y se acumulan sus valores de píxel (fig. 4b). Se consigue así un perfil transversal sobremuestreado a una resolución mayor que la de la imagen original (fig. 4c). Por último, el perfil obtenido se muestrea uniformemente agrupando los puntos en intervalos con una separación regular,  $\Delta s$ , submúltiplo del tamaño de píxel original,  $p$  (para los detectores estudiados la dimensión del píxel es igual en las dos direcciones de la matriz), y promediando sus valores (fig. 4d). Para los detectores actuales, una razón de sobremuestreo de 10 ( $\Delta s = p/10$ ) separa las réplicas de la MTF lo suficiente para eliminar el solapamiento de sus colas (*aliasing*). La separación entre puntos en el perfil sobremuestreado se escala por  $\cos \theta$  para tener en cuenta que son distancias en la dirección perpendicular al borde y no según el eje de la matriz de imagen (fig. 5a). El método empleado es similar al descrito por Buhr y cols.<sup>5</sup> pero utilizando toda la longitud del borde. Equivale a promediar las distintas ESF que generan por entrelazado de  $N$  líneas consecutivas, siendo  $N$  el entero más próximo a  $1/\text{tg } \theta$ .

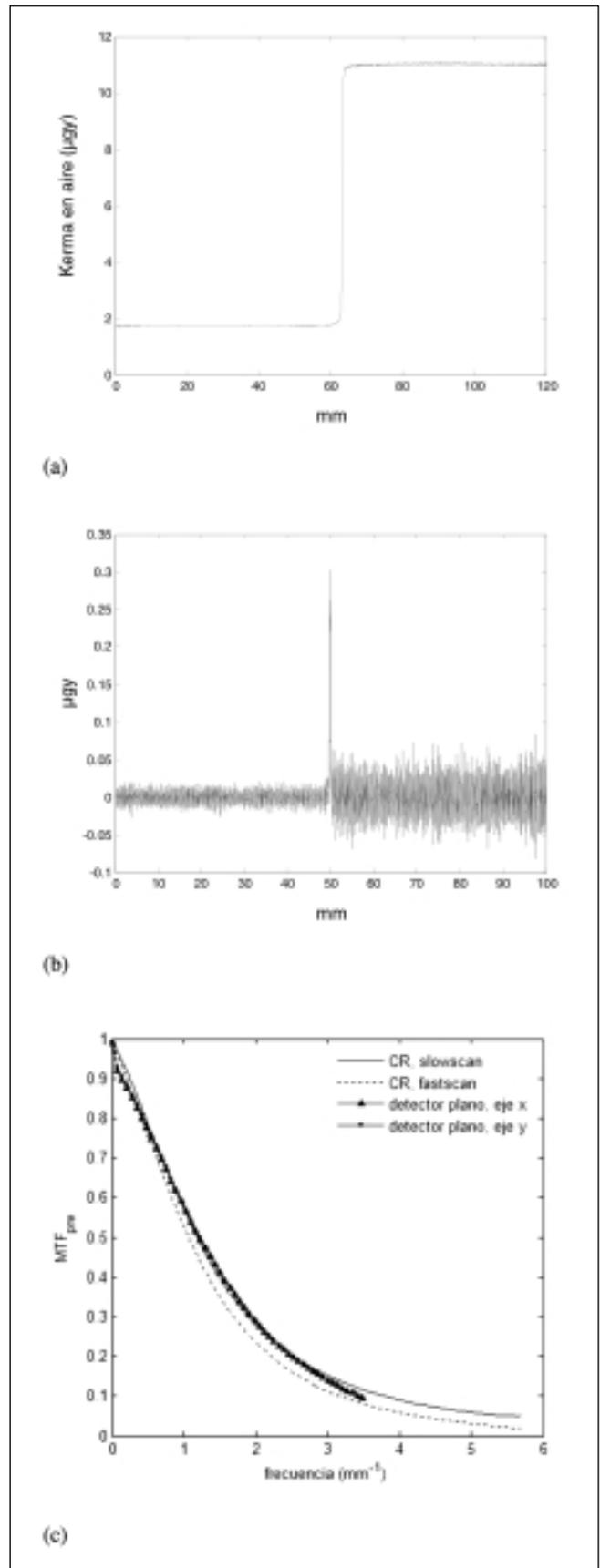


Fig. 5. Cálculo de la MTF. (a) ESF sobremuestreada del CR. (b) LSF obtenida por diferenciación del perfil anterior. (c) MTFpre del CR y del DR analizados para un valor de exposición de  $10 \mu\text{Gy}$ .

La Función de Dispersión de Línea (LSF, *Line Spread Function*) (fig. 5b), se obtiene directamente por diferenciación numérica de la ESF según la expresión:

$$LSF(x) = ESF(x+1) - ESF(x). \quad (5)$$

A continuación, recortamos el intervalo de definición de la función para quedarnos con una longitud de 10 cm centrados en el pico de la LSF. Es equivalente a la condición impuesta por CEI de realizar el cálculo sobre 5 cm a ambos lados del borde.

Dado que la razón de sobremuestreo es superior a 4 no se corrige el efecto de aproximar en cada posición el valor verdadero de la derivada de la ESF por la pendiente entre puntos adyacentes<sup>39</sup>.

Finalmente, la MTFpre se calcula como el módulo de la transformada de Fourier de la LSF normalizada en el origen:

$$MTF(u) = \left| \frac{\sum_{x=1}^N LSF(x) \cdot e^{-i2\pi ux}}{\sum_{x=1}^N LSF(x)} \right|, u = 1, 2, \dots, N, \quad (6)$$

siendo  $N$  el número total de puntos de la LSF.

Algunos autores suavizan previamente la ESF<sup>32</sup>, le imponen condiciones<sup>40</sup> o la ajustan a una función predefinida<sup>6</sup>, mientras que otros lo hacen sobre el ruido de las colas de la LSF<sup>13,41</sup>. En nuestro caso hemos adoptado las recomendaciones dadas por la norma CEI, según la cual el suavizado debe realizarse directamente sobre la MTF mediante un filtro de media de amplitud un 1% de la frecuencia de muestreo, es decir, la MTF correspondiente a la frecuencia  $u$  se obtiene como promedio de la MTF para  $u \pm 0,01/p$  (fig. 5c).

#### Determinación del Espectro de Potencia de Ruido (NPS)

Se entiende por ruido las variaciones aleatorias de la señal que pueden ocultar información útil contenida en la imagen diagnóstica. Desde siempre se ha reconocido como uno de los parámetros que tienen un mayor impacto en la calidad de la imagen. En los sistemas digitales tiene aún mayor influencia ya que la visualización de las imágenes está separada de la adquisición y un contraste insuficiente en la imagen puede ser realzado antes de su presentación al radiólogo con un algoritmo apropiado. Como la limitación por contraste puede minimizarse mediante el ajuste de parámetros de ventana (nivel, amplitud y curva), en los casos en que la respuesta en frecuencia no sea importante, el ruido será el factor decisivo a la hora de limitar la calidad de imagen. De ahí la importancia de su correcta caracterización.

A menudo el ruido se describe a través de la varianza de los valores de píxel en la imagen. Sin embargo, el Espectro de Potencias de Ruido, también llamado Espectro de Wiener, es una descripción más completa porque proporciona información sobre su distribución en frecuencias espaciales.

Con la consideración habitual de que el ruido en la imagen radiográfica es estacionario y ergódico, el NPS se puede estimar a partir de la transformada de Fourier de distintas muestras de imágenes uniformes promediadas sobre regiones de área  $A$  suficientemente grande<sup>42</sup>:

$$NPS(u) = \lim_{A \rightarrow \infty} \frac{1}{A} \langle \mathfrak{I}\{I(x)\}^2 \rangle \quad (7)$$

Así pues, la imagen inicial uniforme (habitualmente se utilizan las mismas imágenes adquiridas para determinar la función de conversión) se divide en regiones  $R_{i,j}$  en las que se calcula el módulo al cuadrado de su transformada de Fourier. El tamaño de estas regiones es un compromiso entre conseguir, a partir de un número limitado de imágenes, una resolución fina en frecuencia espacial (mayor cuanto mayor sea el tamaño) y una estadística suficiente de muestras que se traduzca en un NPS promedio suave (mayor cuanto menor sea el tamaño o, fijado un tamaño, cuantas más imágenes se tomen para el análisis). La norma CEI establece que el análisis debe realizarse sobre al menos cuatro millones de píxeles independientes que pueden tomarse de una o varias imágenes uniformes. Cada imagen se divide en regiones de 256 x 256 píxeles solapadas 128 x 128 píxeles (fig. 6).

Para evitar variaciones cerca de los bordes de la imagen, la imagen debe analizarse sólo en la región central de la misma (125 x 125 mm<sup>2</sup>). No obstante, consideramos que en las pruebas de constancia un área mayor permite una mayor estadística sin perder precisión (aunque con menor exactitud). Nuestro análisis se realiza por defecto sobre el 80% de la imagen (área de uniformidad).

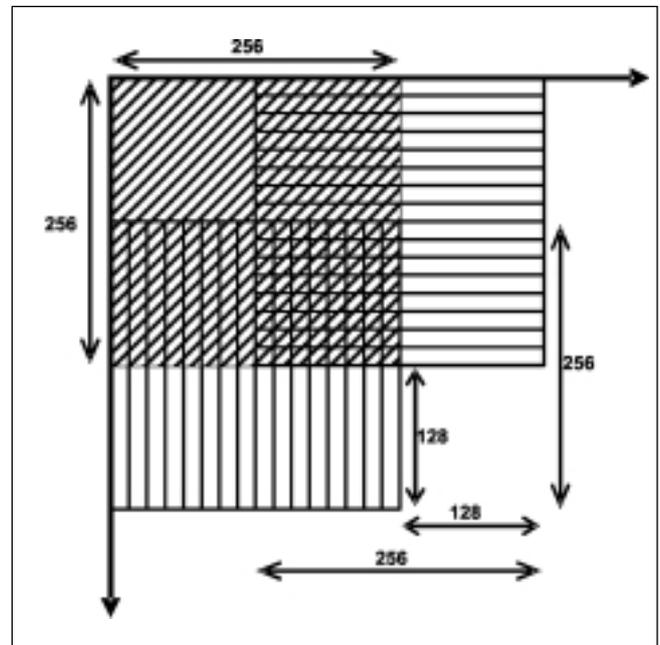


Fig. 6. División de la imagen en las distintas regiones de análisis  $R_{i,j}$ .

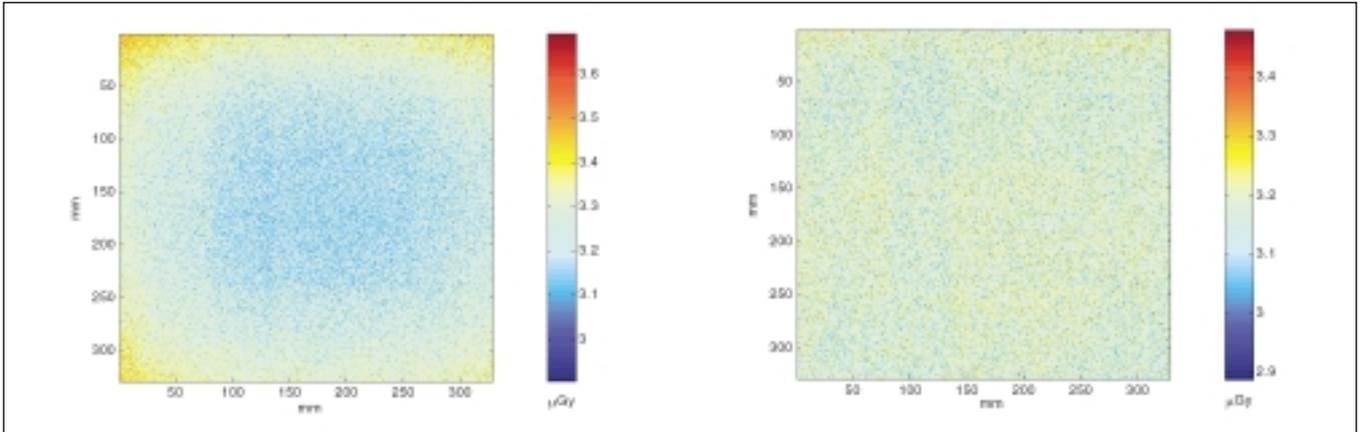


Fig. 7. Eliminación de inhomogeneidades en la imagen. (a) Imagen uniforme linealizada (convertida a kerma en aire). (b) Resultado de eliminar las inhomogeneidades de baja frecuencia mediante el ajuste de los valores de píxel a un polinomio de 2º grado.

De esta forma, con una única imagen puede alcanzarse el número de píxeles requerido.

Una imagen uniforme contiene, inevitablemente, inhomogeneidades debidas al haz de radiación (por ejemplo, efecto heel, divergencia del campo de radiación, ...) que presentan componentes significativas sólo a bajas frecuencias espaciales y que podemos eliminar antes de estimar el NPS ajustando los valores de píxel del área de análisis (el 80% de la imagen, en nuestro caso), una vez linealizados, a un polinomio de segundo orden y restándoselo a la imagen inicial uniforme (fig. 7). La norma CEI no especifica el área sobre la que substraer. Flynn y Samei<sup>15</sup> hacen el ajuste en cada región  $R_{ij}$ . Nosotros preferimos aplicar el significado físico directo y utilizar toda el área de análisis. Dobbins y cols.<sup>43</sup> encuentran poca dependencia del NPS con el método de substracción.

Una vez homogeneizada, la imagen se divide en  $m \times n$  regiones  $R_{i,j}(x,y)$  de  $256 \times 256$  píxeles donde  $m$  ( $n$ ) se calcula como el entero más próximo inferior a

$$\left( \frac{0,8 \cdot N_x(N_x) - 1}{128} \right) \quad (8)$$

siendo  $N_x$  y  $N_y$  el número total de píxeles en cada dirección de la matriz. El NPS local se calcula como el cuadrado de la transformada de Fourier de la región:

$$NPS_{i,j}(u_x, u_y) = \frac{p^2}{256 \cdot 256} \left| \sum_{x=1}^{256} \sum_{y=1}^{256} R_{i,j}(x,y) \cdot e^{-\frac{12\pi}{256}(u_x x + u_y y)} \right|^2 \quad (9)$$

siendo  $p$  la distancia entre los centros de los píxeles.

La función NPS de la imagen analizada (fig. 8) será el promedio de los NPS de las distintas regiones:

$$NPS(u_x, u_y) = \frac{1}{m \cdot n} \cdot \sum_{i=1}^m \sum_{j=1}^n NPS_{i,j}(u_x, u_y) \quad (10)$$

Aunque algunos autores filtran los datos antes de la transformada rápida de Fourier con el fin de suavizar el

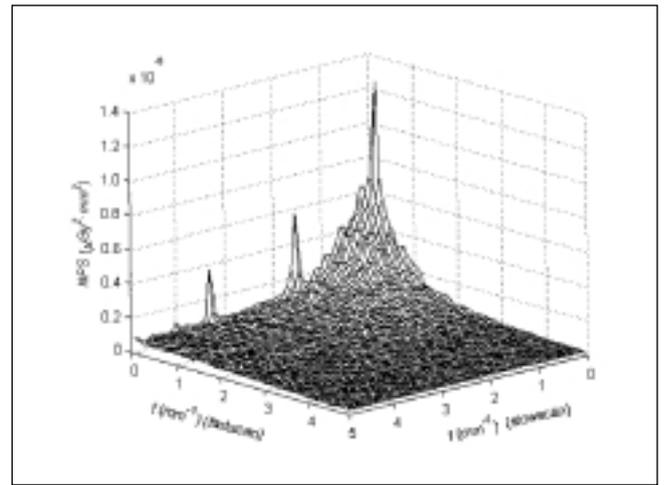


Fig. 8. NPS 2D del CR analizado (10 μGy). Nótese el ruido correlacionado en la dirección *slowscan*.

espectro y evitar discontinuidades en los extremos de la matriz<sup>6,15,41</sup>, la norma establece que no debe aplicarse ningún filtro a la imagen.

En lugar del NPS el programa presenta el Espectro de Potencia de Ruido Normalizado, NNPS, dividiendo el NPS por el cuadrado del valor de kerma en aire medido a la entrada del detector (fig. 9). El valor de kerma se obtiene a través de la función de conversión promediando los valores de píxel en el área central de la imagen de  $100 \times 100$  píxeles.

Siguiendo la norma CEI se obtienen representaciones unidimensionales en los ejes promediando  $\pm 7$  filas / columnas centrales a cada lado del eje, excluyendo precisamente los ejes. La frecuencia espacial de cada punto ( $u_x$ ,  $u_y$ ) de este conjunto se convierte en unidimensional calculando su distancia al origen:  $u = \sqrt{u_x^2 + u_y^2}$ . Finalmente el valor de  $NPS(u)$  a lo largo de cada eje se obtiene como promedio de los correspondientes a  $u \pm 0,01/p$ .

No obstante, la exclusión de los datos en los ejes puede llevar a una sobreestimación de la DQE en determina-

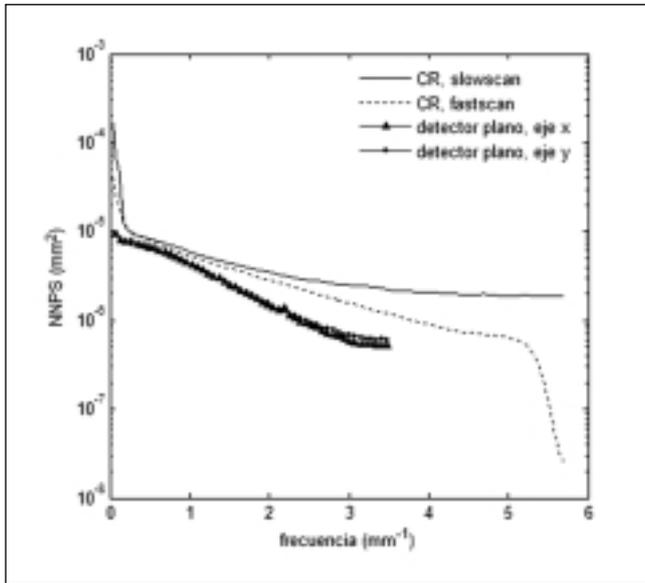


Fig. 9. NNPS en las dos direcciones principales de la imagen para un valor de exposición de 10  $\mu\text{Gy}$ .

dos detectores<sup>18</sup>. Resulta conveniente un análisis adicional del NPS bidimensional para detectar valores anormalmente altos indicativos de una posible anomalía del sistema.

Aplicando el teorema de Parseval, es posible demostrar que el NPS se relaciona con la varianza de la imagen<sup>15</sup> según:

$$\sigma^2 = \frac{1}{N_x \cdot N_y \cdot p^2} \cdot \sum_{u_x=-1}^{N_x} \sum_{u_y=-1}^{N_y} \text{NPS}(u_x, u_y) \quad (11)$$

Esta relación permite establecer una comprobación simple de los programas informáticos: la integral del NPS calculado sobre toda la imagen debe ser igual a la estimación de la varianza de la imagen multiplicada por el área de la misma.

#### Determinación de la Eficiencia Cuántica de Detección (DQE)

Es posible ahora determinar la DQE a partir de la ecuación 2. Dado que los intervalos de muestreo de las funciones MTF y NNPS son diferentes la MTF se remuestrea por interpolación lineal a los mismos valores de frecuencia del NNPS antes de proceder a la división.

De acuerdo con la norma CEI, si las DQE de cada eje se diferencian en menos de un 10% puede considerarse que el detector presenta la misma DQE promedio para ambos ejes.

Nótese que para un sistema limitado sólo por ruido cuántico, el producto  $X \cdot \text{NNPS}(u)$  es constante y la DQE es independiente de la exposición. Por contra, la DQE de un detector real se ve afectada por el valor de kerma en aire.

## Resultados

La fig. 5c muestra las MTF<sub>pre</sub> determinadas en los equipos CR y DR (para cada sistema la MTF<sub>pre</sub> sólo se ha representado hasta su frecuencia de Nyquist) para una exposición de 10  $\mu\text{Gy}$ . Las MTF de ambos detectores son similares pero el CR presenta una mayor frecuencia de Nyquist. El detector plano apenas muestra diferencias con la orientación (los detectores de tipo indirecto con CsI habitualmente presentan una buena isotropía<sup>33</sup>) mientras que, por construcción del sistema lector del CR, la MTF en la dirección de desplazamiento de la placa de fósforo (*slowscan* o *subscan*) es superior a la de la dirección de lectura del láser, (*fastscan* o, simplemente, *scan*)<sup>44</sup>.

La fig. 8 muestra el NPS bidimensional del CR para el valor de exposición anterior. La fig. 9 muestra los NNPS unidimensionales según los ejes para el mismo valor de exposición. El detector plano presenta un ruido menor que el CR. El comportamiento es similar para las dos direcciones excepto para las altas frecuencias en las que el NNPS es ligeramente mayor en la dirección *y*. En cambio, en el CR, el ruido es casi blanco en la dirección de avance de la película, mientras que en la dirección de lectura del láser el NNPS cae con la frecuencia. A partir de  $\sim 5,2 \text{ mm}^{-1}$  cae bruscamente debido a que el fabricante usa un filtro anti-aliasing en esa dirección. Nótese que mientras el NPS bidimensional muestra unos picos muy pronunciados de ruido correlacionado en la dirección *slowscan*, éstos desaparecen en el NNPS unidimensional debido a la exclusión de los propios ejes. Algunos autores han asociado los picos a la diferente transmisión de las caras del espejo poligonal del sistema de lectura del láser<sup>45</sup> aunque la amplitud de los armónicos superiores no puede explicarse. Existen numerosas fuentes de ruido electrónico que podrían generar un ruido periódico aditivo<sup>43,46</sup>.

La fig. 10 muestra la DQE de los detectores anteriores. La DQE del detector plano es alrededor de un 50%

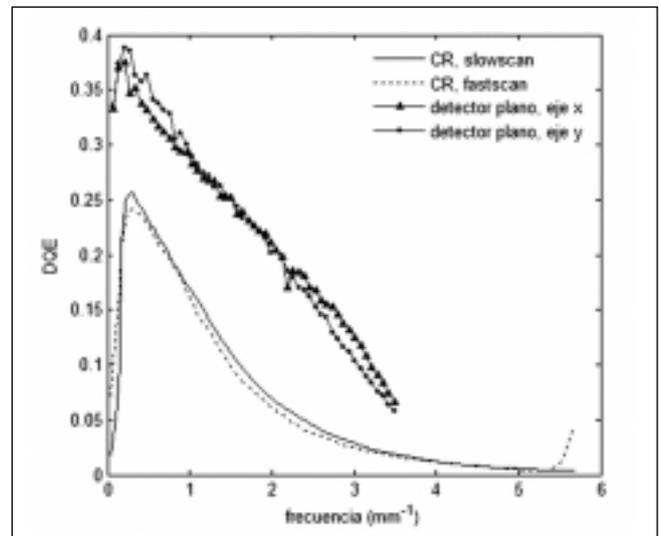


Fig. 10. DQE de los dos equipos analizados (10  $\mu\text{Gy}$ ).

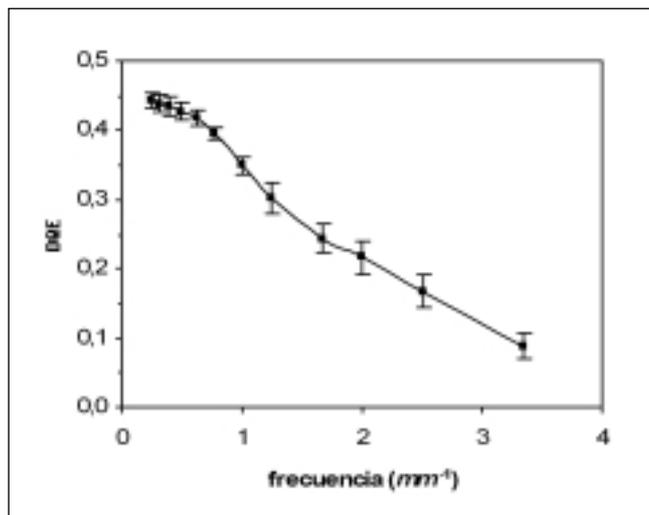


Fig. 11. Incertidumbre en la determinación de la DQE. Las barras de error corresponden a 2 desviaciones estándar. La media y la desviación estándar se calculan a partir de 10 evaluaciones distintas de la DQE en el mismo equipo.

más elevada que la del CR. Obsérvese, no obstante, que ambas quedan lejos de la eficiencia ideal unidad. Hay poca diferencia entre ambas direcciones, aunque en la DQE del CR se refleja la caída del NNPS a altas frecuencias en la dirección *fastscan*.

La reproducibilidad del método se muestra en la fig. 11. Todo el proceso, incluyendo la colocación del borde sobre el detector, se repitió 10 veces consecutivas y se calcularon sus correspondientes DQE. Las medidas corresponden a 3  $\mu\text{Gy}$  en el DR en modo clínico. En este modo no es posible quitar el preprocesado y el filtro aplicado realza las frecuencias intermedias lo que hace que pequeñas diferencias observadas en modo servicio se amplifiquen en modo clínico<sup>47</sup>. En consecuencia, estamos en condiciones más desfavorables. Las barras de error representan 2 desviaciones estándar. En todos los puntos se cumple la tolerancia establecida por la norma CEI: la incertidumbre de la DQE medida es menor de  $\pm 0,06$  en valor absoluto y para frecuencias menores de 2  $\text{mm}^{-1}$  el error relativo es inferior al 10%.

Todo lo visto nos permite afirmar que, una vez elaborado el programa de cálculo, el procedimiento de obtención de la DQE de un equipo de grafía digital en un entorno clínico es rápido, objetivo y reproducible. En comparación, conseguir una estadística adecuada con un patrón de imagen requiere un análisis más costoso en el que varios observadores evalúen varias imágenes del mismo.

No obstante, los fabricantes, en general, no proporcionan valores de referencia de estas funciones con los que comparar. Aunque dichos valores pueden encontrarse en la literatura para los detectores actuales, no se han establecido tampoco intervalos de tolerancia. Son, pues, necesarios estudios clínicos que establezcan criterios de aceptabilidad diagnóstica en relación con los valores de estas funciones.

## Conclusiones

Se ha presentado la metodología a seguir para la determinación de las funciones MTF, NPS y DQE de equipos de radiología digitales. La aplicación informática desarrollada de acuerdo a la norma CEI 62220-1 permite implementar estas medidas en el control de calidad rutinario de dichos equipos. Nuestras medidas, además, ponen de manifiesto que las incertidumbres alcanzables en un entorno clínico son adecuadas para pruebas de constancia. Estas funciones constituyen un enfoque complementario a los maniqués de imagen para la evaluación de la calidad de imagen de los detectores digitales y así lo atestigua la numerosa literatura existente.

## Agradecimientos

Los autores quieren agradecer las sugerencias y recomendaciones recibidas por los evaluadores y el Comité Editorial que han mejorado la presentación final de este trabajo.

## Referencias

1. Hay GA, Clarke OF, Coleman NJ, Cowen AR. A set of x-ray test objects for quality control in television fluoroscopy. *Br J Radiol* 1985; 58: 335-344.
2. Sandrik JM, Wagner RF. Absolute measures of physical image quality: measurement and application to radiographic magnification. *Med Phys* 1982; 9: 540-549.
3. Bunch PC, Huff KE, van Metter R. Analysis of the detective quantum efficiency of a radiographic screen-film combination. *J Opt Soc Am* 1987; 4: 902-909.
4. Moy JP. Signal-to-noise ratio and spatial resolution in x-ray electronic imagers: Is the MTF a relevant parameter?. *Med Phys* 2000; 27: 86-93.
5. Buhr E, Günther-Kohfahl S, Neitzel U. Accuracy of a simple method for deriving the presampled modulation transfer function of a digital radiographic system from an edge image. *Med Phys* 2003; 30: 2323-2331.
6. Neitzel U, Günther-Kohfahl S, Borasi G, Samei E. Determination of the detective quantum efficiency of a digital x-ray detector: Comparison of three evaluations using a common image data set. *Med Phys* 2004; 31: 2205-2211.
7. International Commission on Radiation Units and Measurements. "Modulation Transfer Function of Screen-Film Systems". ICRU Report 41, 1986.
8. Comisión Electrotécnica Internacional. "Equipos electromédicos. Características de los intensificadores de imagen electro-ópticos de rayos X. Parte 5: Determinación de la eficiencia cuántica de detección". CEI 61262-5, 1994.
9. Braun M, Wilson BC. Comparative evaluation of several rare-earth film-screen systems. *Radiology* 1982; 144: 915-919.
10. Tapiovaara MJ. SNR and noise measurements for medical imaging: II. Application to fluoroscopic x-ray equipment. *Phys Med Biol* 1993; 38: 1761-1788.
11. Hillen W, Schiebel U, Zaengel T. Imaging performance of a digital storage phosphor system. *Med Phys* 1987; 14: 744-751.
12. Floyd Jr. CE, Chotas HG, Dobbins III JT, Ravin CE. Quantitative radiographic imaging using a photostimulable phosphor system. *Med Phys* 1990; 17: 454-459.

13. Dobbins III JT, Ergun DL, Rutz L, Hinshaw DA, Blume H, Clark DC. DQE(f) of four generations of computed radiography acquisition devices. *Med Phys* 1995; 22: 1581-1593.
14. Siewerdsen JH, Antonuk LE, El-Mohri Y, Yorkston J, Huang W, Cunningham IA. Signal, noise power spectrum, and detective quantum efficiency of indirect-detection flat-panel imagers for diagnostic radiology. *Med Phys* 1998; 25: 614-628.
15. Flynn MJ, Samei E. Experimental comparison of noise and resolution for 2k and 4k storage phosphor radiography systems. *Med Phys* 1999; 26: 1612-1623.
16. Granfors PR, Aufrichtig R. Performance of a 41x41-cm<sup>2</sup> amorphous silicon flat panel x-ray detector for radiographic imaging applications. *Med Phys* 2000; 27: 1324-1331.
17. Fetterly KA, Hangiandreou NJ. Effects of x-ray spectra on the DQE of a computed radiography system. *Med Phys* 2001; 28: 241-249.
18. Samei E. Image quality in two phosphor-based flat panel digital radiographic detectors. *Med Phys* 2003; 30: 1747-1757.
19. Liu X, Shaw CC. a-Si:H/CsI(Tl) flat-panel versus computed radiography for chest imaging applications: image quality metrics measurement. *Med Phys* 2004; 31: 98-110.
20. Borasi G, Nitrosi A, Ferrari P, Tazón D. On site evaluation of three flat panel detectors for digital radiography. *Med Phys* 2003; 30: 1719-1731.
21. Comisión Electrotécnica Internacional. "Equipos electromédicos. Características de los dispositivos digitales de imágenes de rayos X. Parte 1: Determinación de la eficiencia cuántica de detección". CEI 62220-1, 2003.
22. Samei E, Flynn MJ. An experimental comparison of detector performance for direct and indirect digital radiography systems. *Med Phys* 2003; 30: 608-622.
23. Samei E. The Nature of the Digital Image. AAPM 2004 Summer School lecture. <http://www.aapm.org/meetings/04SS/documents/samei.PDF>.
24. Albert M, Maidment ADA. Linear response theory for detectors consisting of discrete arrays. *Med Phys* 2000; 27: 2417-2434.
25. Dobbins III JT. Effects of undersampling on the proper interpretation of modulation transfer function, noise power spectra, and noise equivalent quanta of digital imaging systems. *Med Phys* 1995; 22: 171-181.
26. Comisión Electrotécnica Internacional. "Equipos de rayos X para diagnóstico médico. Condiciones de radiación para utilización en la determinación de características". CEI 61267, 1994.
27. Ranger NT, Samei E, Dobbins III JT, Ravin CE. Measurement of the detective quantum efficiency in digital detectors consistent with the IEC 62220-1 standard: Practical considerations regarding the choice of filter material. *Med Phys* 2005; 32: 2305-2311.
28. Carton AK, Vandembroucke D, Struye L, Maidment A, Kao YH, Albert M, et al. Validation of MTF measurement for digital mammography quality control. *Med Phys* 2005; 32: 1684-1695.
29. Hunt DC, Tousignant O, Rowlands JA. Evaluation of the imaging properties of an amorphous selenium-based flat panel detector for digital fluoroscopy. *Med Phys* 2004; 31: 1166-1175.
30. Saunders Jr. RS, Samei E, Jesneck JL, Lo JY. Physical characterization of a prototype selenium-based full field digital mammography detector. *Med Phys* 2005; 32: 588-599.
31. Fujita H, Tsai D-Y, Itoh T, Doi K, Morishita J, Ueda K, Ohtsuka A. A simple method for determining the modulation transfer function in digital radiography. *IEEE Trans Med Imag* 1992; 11: 34-39.
32. Samei E, Flynn MJ, Reimann DA. A method for measuring the presampled MTF of digital radiographic systems using an edge test device. *Med Phys* 1998; 25: 102-113.
33. Fetterly KA, Hangiandreou NJ, Schueler BA, Ritenour ER. Measurement of the presampled two-dimensional modulation transfer function of digital imaging systems. *Med Phys* 2002; 29: 913-921.
34. Båth M, Håkansson M, Månsson LG. Determination of the two-dimensional detective quantum efficiency of a computed radiography system. *Med Phys* 2003; 30: 3172-3182.
35. Cunningham IA, Reid BK. Signal and noise in modulation transfer function determinations using the slit, wire and edge techniques. *Med Phys* 1992; 19: 1037-1044.
36. Samei E, Ranger NT, Dobbins III JT, Chen Y. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. *Med Phys* 2006; 33: 1454-1465.
37. Neitzel U, Buhler E, Hilgers G, Granfors PR. Determination of the modulation transfer function using the edge method: Influence of scattered radiation. *Med Phys* 2004; 31: 3485-3491.
38. Gonzalez RC, Wood RE. "Digital Image Processing". 2ª edición. Prentice Hall Inc (New Jersey); 2002. p. 578.
39. Cunningham IA, Fenster A. A method for modulation transfer function determination from edge profiles with correction for finite-element differentiation. *Med Phys* 1987; 14: 533-537.
40. Maidment ADA, Albert M. Conditioning data for calculation of the modulation transfer function. *Med Phys* 2003; 30: 248-253.
41. Fetterly KA, Hangiandreou NJ. Image quality evaluation of a desktop computed radiography system. *Med Phys* 2000; 27: 2669-2679.
42. Williams MB, Mangiafico PA, Simoni PU. Noise power spectra of images from digital mammography detectors. *Med Phys* 1999; 26: 1279-1293.
43. Dobbins III JT, Samei E, Ranger NT, Chen Y. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. *Med Phys* 2006; 33: 1466-1475.
44. Seibert JA. "Computed Radiography Technology 2004". En "Specifications, Performance Evaluation and Quality Assurance of Radiographic and Fluoroscopic Systems in the Digital Era". Goldman LW y Yester MV editores. AAPM 2004 Summer School Proceedings. AAPM Medical Physics Monograph n° 30. Medical Physics Publishing, 2004.
45. Kengyelics SM, Davies AG, Cowen AR. A comparison of the physical imaging properties of Fuji ST-V, ST-VA, and ST-VN computed radiography image plates. *Med Phys* 1998; 25: 2163-2169.
46. Bradford CD, Peppler WW, Dobbins III JT. Performance characteristics of a Kodak computed radiographic system. *Med Phys* 1999; 26: 27-37.
47. González A, Buades MJ, Tobarra B, Quiñones LA. Evaluación de las funciones MTF, NPS y DQE en un modelo de detector de panel plano. XV Congreso Nacional de Física Médica. Sociedad Española de Física Médica, Pamplona, 2005.

## Caracterización de un *Array* 2D de cámaras de ionización para la verificación de campos de IMRT

G. Martín Martín<sup>1</sup>, R. Díaz Fuentes<sup>1</sup>, P. Fernández Letón<sup>1</sup>, J.M. Pérez Moreno<sup>2</sup>, C. Rodríguez Rodríguez<sup>2</sup>, A. López Fernández<sup>1</sup>, E. Cabello Murillo<sup>1</sup>, J. Castro Novais<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Sección de Radiofísica. Servicio de Oncología Radioterápica. <sup>2</sup>Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Madrid.

### Characterization of a 2D ionization chamber array and its application to the verification of IMRT fields

#### Resumen

En este estudio se han investigado las características de un equipo comercial de dosimetría de cámaras de ionización. El equipo analizado ha sido el I'mRT MatriXX<sup>TM</sup>(Scanditronix-Wellhöfer). Éste es un *array* 2D con 1020 cámaras de ionización gaseosa uniformemente distribuidas en una matriz de 24 x 24 cm<sup>2</sup>, con una separación entre detectores de 7,62 mm. Se han estudiado diferentes características dosimétricas del detector tales como su reproducibilidad y su linealidad con la dosis. Para la reproducibilidad del equipo a corto y a largo plazo la dispersión de los resultados presenta una desviación estándar inferior al 0,2% y 0,8% respectivamente e inferior al 0,1% para la linealidad. También se ha estudiado la sensibilidad del equipo para detectar pequeños cambios en la posición de los colimadores. Se han podido observar desplazamientos en las mordazas del acelerador de 1 mm. Además, se han estudiado otros parámetros específicos del acelerador: factores de campo, cuyas diferencias medidas con una cámara Pin-point han sido inferiores al 1% y perfiles de campos con cuñas virtuales de 15°, 30°, 45° y 60° comparados con una película radiocrómica. Una vez caracterizado el equipo se ha empleado para verificar que las dosis calculadas por el planificador para un tratamiento de radioterapia externa por intensidad modulada son correctas. Debido a la limitación del MatriXX en cuanto a su resolución espacial, se han comparado los resultados de éste mediante el índice  $\gamma$  [DTA (*Distance to agreement*) de 0,3 cm y 3% de diferencia en dosis relativa al máximo de dosis] con los de un sistema de mayor resolución espacial: un sistema de dosimetría fotográfica con película radiocrómica. El número de píxeles con  $\gamma \leq 1$  del MatriXX con la película fue del 94%. Además, consideramos el tratamiento calculado por el planificador como válido, ya que al comparar éste

con la película el número de píxeles con  $\gamma \leq 1$  es de 96%, y al compararlo con el MatriXX es de 99%.

*Palabras clave:* IMRT. *Array* 2D. Verificación de campos. Cámaras de ionización.

#### Abstract

In this study the characteristics of a commercial ion chamber array were investigated. The device was the I'mRT MatriXX<sup>TM</sup>(Scanditronix-Wellhöfer). This is a two-dimensional detector array with 1020 ionization chambers uniformly arranged in a 24 x 24 cm<sup>2</sup> matrix, with a distance of 7.62 mm between detectors. Dosimetric characteristics of the detector, such as detector reproducibility and dose linearity were studied. The standard deviation for the detector short and long term reproducibility were within 0.2% and 0.8% respectively and within 0.1% for dose linearity. The sensitivity of the device to detect small positional changes of the collimation system was also assessed. Millimetric positional changes of the collimation system have been observed. Furthermore, measurements specific to the linear accelerator were performed: output factors, which matched very well Pin-point chamber measurements (differences lower than 1%) and dose profiles for 15°, 30°, 45° and 60° virtual wedges which were compared to radiochromic film measurements. Once the detector was characterized, it was used in order to verify if the doses calculated by the treatment planning system (TPS) were correct for an intensity modulated radiation therapy (IMRT) treatment. Because of the low spatial resolution of the MatriXX, the results obtained with it were compared to a system with a higher spatial resolution by means of  $\gamma$  index [DTA (*Distance to agreement*) of 0.3 cm and 3% dose difference relative to maximum dose], such as a radiochromic film dosimetry system. The number of pixels with  $\gamma \leq 1$  of the MatriXX versus film was 94%. Furthermore, we consider that TPS calculations for the IMRT treatment are correct since in the comparison of TPS versus film and versus MatriXX, the number of pixels with  $\gamma \leq 1$  were 96% and 99% respectively.

*Key words:* IMRT. 2D-Array. Dose plan verification. Ionization chambers.

Correspondencia: Guadalupe Martín Martín. Servicio de Oncología Radioterápica. Hospital Universitario 12 de Octubre. Avda. de Córdoba, s/n. 28041 Madrid.

E-mail: gmartin.hdoc@salud.madrid.org

Fecha de recepción: 25-5-2006

Fecha de aceptación: 31-8-2006

## Introducción

En los últimos años se ha desarrollado la técnica de intensidad modulada en radioterapia externa (IMRT)<sup>1-3</sup> que permite la posibilidad de aumentar la dosis impartida al volumen blanco preservando a su vez los órganos críticos. Numerosos autores han demostrado las ventajas clínicas que supone la aplicación de esta nueva técnica<sup>4-6</sup>. La verificación de las dosis calculadas para la planificación de un tratamiento de IMRT es fundamental<sup>7</sup>. La verificación de tratamientos de IMRT se ha realizado hasta la fecha aplicando diferentes métodos; uno de los más empleados es el de la comparación de la distribución de la dosis proporcionada por el planificador (TPS) con las medidas obtenidas mediante película radiográfica al irradiar un maniquí homogéneo<sup>8,9</sup>. Las películas radiográficas cuentan entre sus ventajas con la posibilidad de obtener una distribución de dosis en dos dimensiones y ofrecer una alta resolución espacial y versatilidad para su colocación en maniqués sólidos (permitiendo analizar las dosis correspondientes al tratamiento completo tal y como se irradia en el acelerador). Sin embargo, como la radiología digital está en continua expansión, el empleo de las reveladoras convencionales se está extinguiendo. Además, poseen varias desventajas como la dependencia de dosis con el proceso de revelado, incremento de la sensibilidad para rayos x por debajo de 200 keV<sup>10,11</sup> y dependencia de la respuesta de la película con la orientación de ésta con respecto al haz incidente de radiación<sup>12</sup> y con respecto al material del sobre que la envuelve<sup>13</sup>. Algunas de estas desventajas se han compensado con las películas EDR2<sup>14,15</sup>, pero no la limitación de la sensibilidad que no supera unos pocos Grays.

Con el empleo de películas radiocrómicas se pueden evitar algunos de estos problemas asociados a las películas radiográficas. Al exponer a radiación ionizante una película radiocrómica se va tiñendo de un color azulado debido a los efectos de polimerización de la solución sólida que la compone<sup>16,17</sup>, de forma que no es necesario su revelado. Las nuevas películas radiocrómicas Gafchromic EBT (ISP, Wayne, NJ) presentan una alta sensibilidad a la radiación, lo cual las hace adecuadas para verificación de tratamientos de IMRT<sup>18-21</sup>. Entre sus inconvenientes, la película radiocrómica cuenta con un tratamiento laborioso a la hora de analizarla y una incertidumbre total en la estimación de dosis inferiores al 5%<sup>22</sup>. Devic et al.<sup>23</sup> han descrito un procedimiento de lectura de estas películas en el que la incertidumbre total estimada es menor del 2%. Sin embargo, su procedimiento resulta, en nuestra opinión, excesivamente laborioso para su empleo en comprobaciones rutinarias.

Otro de los métodos empleados para verificación de tratamientos de IMRT es el uso de matrices de detectores de cámaras de ionización gaseosa. Este tipo de detectores presentan una peor resolución espacial, debido al espacio existente entre cámaras, pero las medidas obtenidas con cada uno de sus detectores son precisas y se puede obtener una lectura di-

recta de la dosis en cada punto. Otra de las limitaciones que presentan este tipo de detectores es su imposibilidad de realizar verificaciones con ángulos de *gantry* distintos de 0°. Diferentes autores<sup>24-26</sup> han evaluado dos detectores de *arrays* 2D de cámaras de ionización gaseosa presentes en el mercado. Uno es de la casa PTW (Freiburg, Alemania) y el otro es de Scanditronix-Wellhöfer (Schwarzenbruck, Alemania). La principal diferencia entre ambos es el número de cámaras de ionización, que es de 729 en el caso de PTW (con separación entre cámaras adyacentes de 1 cm), frente a las 1020 de Scanditronix-Wellhöfer (separación entre detectores de 7,62 mm).

En este estudio hemos realizado nuestras propias pruebas para caracterizar el *array* 2D de cámaras de ionización gaseosa de la casa comercial Scanditronix-Wellhöfer (Schwarzenbruck, Alemania) y validar su uso para la verificación de un tratamiento de IMRT. Debido a la limitación del equipo en cuanto a su resolución espacial, se han comparado los resultados de éste con los de un sistema de mayor resolución espacial, tal como un sistema de dosimetría fotográfica empleando película radiocrómica.

## Material y método

El detector de radiación utilizado en este estudio ha sido el ImRT MatriXX<sup>TM</sup> (Scanditronix-Wellhöfer), a partir de ahora MatriXX. Un estudio detallado de este dispositivo se puede encontrar en el artículo de Amerio et al.<sup>26</sup>, en el que se analiza con detalle la construcción interna del prototipo en el que está basado el MatriXX, nosotros nos limitaremos a dar una breve descripción del equipo. Según las especificaciones del fabricante expuestas en su página web\*, el MatriXX consiste en un conjunto de 1020 cámaras de ionización plano-paralelas abiertas, uniformemente dispuestas en una matriz de 32 x 32 (excepto en las esquinas), constituyendo un área activa de detección de 24 x 24 cm<sup>2</sup> (fig.1).



Fig. 1. Equipo MatriXX. Las 1020 cámaras de ionización cubren uniformemente un área de 24x24 cm<sup>2</sup>. El diámetro de cada detector es de 4,5 mm y tiene una altura de 5 mm. La distancia entre detectores adyacentes es de 7,62 mm.

\*[http://www.scanditronix-wellhofer.com/fileadmin/pdf/products/ImrT\\_mRT\\_MatriXX\\_sp.pdf](http://www.scanditronix-wellhofer.com/fileadmin/pdf/products/ImrT_mRT_MatriXX_sp.pdf)

Cada cámara tiene un diámetro de 4,5 mm y una altura de 5 mm. La distancia entre centros de cámaras adyacentes es de 7,62 mm y el volumen sensible de cada una de ellas es de 0,07 cm<sup>3</sup>. El material en el que se encuentran insertadas las cámaras es Perspex (PMMA); el punto efectivo de medida de las mismas se encuentra a 3 mm de profundidad desde la superficie del MatriXX.

Cada cámara dispone de su propio dispositivo electrónico de lectura. El tiempo mínimo de medida (tiempo durante el cual la carga recolectada por los detectores es integrada por la electrónica) es de 20 ms y se realiza sin introducir tiempo muerto en el sistema<sup>25</sup>. El rango de medida de tasa de dosis absorbida en agua es de 0,1 Gy/min - 5 Gy/min, según las especificaciones del fabricante. Cada cámara posee un factor individual de "uniformidad" (que es un factor de normalización dentro del conjunto de cámaras que componen el sistema) suministrado por el fabricante, determinado a través de una calibración realizada con una fuente certificada de <sup>60</sup>Co. Recientemente M. Donetti et al.<sup>28</sup> han descrito un método para ajustar la ganancia relativa de cada una de las cámaras dentro de la matriz de detectores. Dicha variación entre cámaras es debida principalmente a dos componentes: las variaciones entre las ganancias electrónicas entre distintos canales y las variaciones de la separación entre detectores contiguos. Con este método obtienen los factores de corrección para cada cámara consiguiendo una dispersión de las medidas de un 0,7%. Se puede emplear un factor interno denominado  $k_{user}$ , con el objeto de realizar medidas de dosis para energías diferentes a las del <sup>60</sup>Co. El dispositivo cuenta además con un sensor de presión y otro de temperatura que permite corregir la lectura por las condiciones atmosféricas. El software que controla el dispositivo (OmniproTM-I<sup>2</sup>mRT) permite la conversión de la matriz de lecturas a un fichero ASCII para su posterior análisis, en este caso con la aplicación Excel (Microsoft®).

Se emplearon dos fuentes de radiación: una unidad de Cobalto 60 (Thetratron-780, AECL), cuya tasa de dosis medida fue de 91,83 cGy/min (con una desviación frente a la tasa nominal inferior al 1,3%) y con una desviación estándar en la estabilidad de la fuente inferior al 0,06% y un acelerador lineal multiláminas Primus de Siemens (27 pares de láminas de 1 cm), con posibilidad de realizar IMRT de campos estáticos. Las energías disponibles del acelerador lineal son 6 y 18 MV.

El montaje experimental utilizado en este estudio se muestra en la fig. 2. Se colocaron unas planchas de PMMA sobre la superficie del MatriXX (para aumentar la profundidad del punto efectivo de medida de éste) y debajo de él, para tener en cuenta la retrodispersión. El espesor de PMMA colocado sobre la superficie del MatriXX fue de 2 cm para la unidad de Cobalto y de 5 cm para el acelerador. En ambos casos se emplearon 10 cm de PMMA para la retrodispersión.

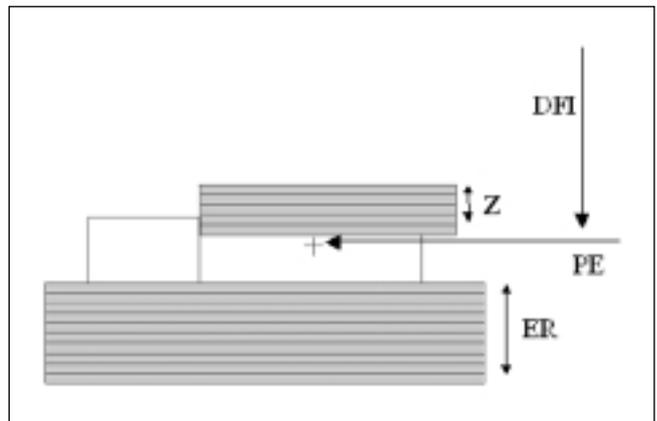


Fig. 2. Montaje experimental. El MatriXX está centrado en el eje del haz de radiación, con su punto efectivo de medida (PE) a distancia isocéntrica (DFI = 80 cm para la unidad de cobalto y DFI = 100 cm para el acelerador). La profundidad (z) es de 2 y 5 cm para la unidad de Cobalto y el acelerador respectivamente. El espesor de material para la retrodispersión (ER) es de 10 cm.

### Reproducibilidad

La estabilidad del equipo se puso a prueba durante el periodo de un mes. Para ello se realizaron dos conjuntos de medidas; 5 medidas tomadas tras la estabilización del equipo y otro conjunto de 5 medidas obtenidas cada 24 horas durante un mes. De esta forma se comprobó la reproducibilidad de la dosis medida por cada detector a corto y a largo plazo. Se empleó la unidad de Cobalto con un tamaño de campo de 27 x 27 cm<sup>2</sup> (de forma que el campo de radiación cubriera toda la superficie activa del MatriXX) e irradiando con una dosis de 1 Gy en cada una de las medidas.

### Linealidad

Para medir la linealidad del equipo con la dosis se empleó la unidad de Cobalto utilizando tiempos de irradiación diferentes en medidas sucesivas. Los datos presentados en el apartado de resultados son los correspondientes a las lecturas de los 4 detectores centrales del MatriXX, tomando el promedio de 5 irradiaciones consecutivas para cada medida.

### Variación de la respuesta con el posicionamiento de los colimadores

La distancia entre los centros de cámaras adyacentes es de 7,62 mm, de forma que existe una separación entre los bordes de cámaras contiguas de 3 mm. El movimiento lateral de electrones producido por la radiación dispersa en el material que rodea las cámaras podría llevar a una pérdida de señal<sup>29</sup>. Además, si el posicionamiento de las láminas del colimador coincidiera con la separación entre cámaras, esto también podría contribuir a una variación de la señal. Con esta prueba hemos investigado la

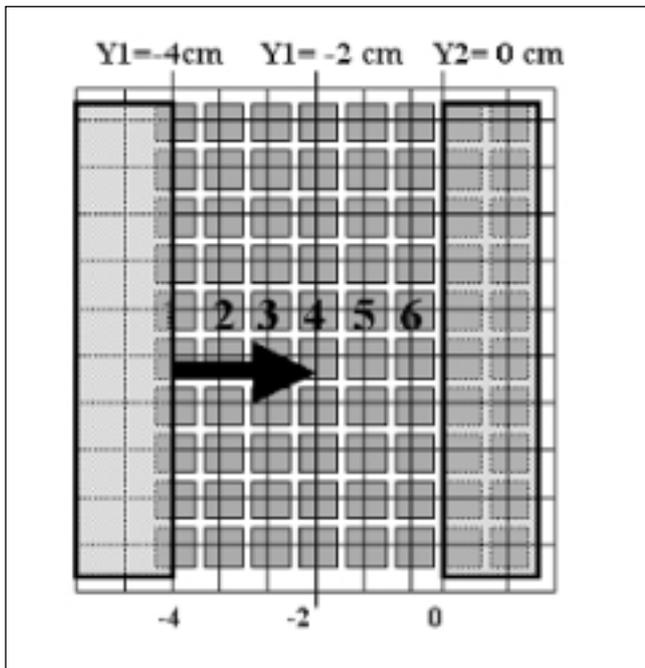


Fig. 3. Montaje experimental para detectar la variación en la respuesta del MatriXX a cambios posicionales de los colimadores. El tamaño de campo inicial es de  $27,5 \times 4 \text{ cm}^2$ . La mandíbula Y1 del colimador secundario se va cerrando en pasos de 1 mm desde  $Y1 = -4 \text{ cm}$  hasta  $Y1 = -2 \text{ cm}$ . En cada irradiación se van tomando las medidas de los detectores 1-6.

sensibilidad de los detectores del MatriXX a cambios en el posicionamiento del multiláminas.

Se irradió el MatriXX con un campo rectangular de  $27,5 \times 4 \text{ cm}^2$ . La mandíbula Y1 del colimador fue cerrándose desde 4 cm hasta 2 cm, con paso de 1 mm y 100 UM en cada paso. En cada irradiación se obtuvieron las lecturas de 6 detectores adyacentes numerados del 1 al 6 en la fig. 3.

#### Factores de campo

Se ha empleado el MatriXX para medir la radiación emitida por el acelerador al variar los tamaños de campo. Esta prueba, además de realizarla para medir los factores de campo del acelerador, se ha realizado para medir indirectamente las propiedades de dispersión de los componentes internos del equipo y como afectan éstos a la matriz de detectores. Debido a la importancia que tienen los campos pequeños en la técnica de IMRT, se han medido tamaños de campo desde  $2 \times 2 \text{ cm}^2$ . Para obtener los factores de campo con el MatriXX se realizaron conjuntos de 5 medidas correspondientes a irradiaciones de 100 UM con 6MV. Se empleó uno de los detectores centrado en el eje del campo para campos de  $2 \times 2$ ,  $3 \times 3$ ,  $4 \times 4$ ,  $5 \times 5$ ,  $6 \times 6$ ,  $8 \times 8$ ,  $10 \times 10$  y  $12 \times 12 \text{ cm}^2$ . Estas medidas fueron comparadas con las obteni-

das mediante una cámara de ionización de características similares a las del MatriXX en las mismas condiciones de medida. La cámara de ionización empleada fue una cámara Pin-Point con volumen sensible de  $0,015 \text{ cm}^3$  (tipo 31014, PTW, Freiburg, Alemania), conectada a un electrómetro Unidos (PTW, Freiburg, Alemania). Todas las medidas han sido corregidas por presión y temperatura.

#### Medidas de perfiles de campos con cuñas virtuales

Se han medido diferentes perfiles del acelerador (6 MV) con campos de  $5 \times 5 \text{ cm}^2$  empleando cuñas virtuales de  $15$ ,  $30$ ,  $45$  y  $60^\circ$ . Para cada medida se irradió de forma simultánea una película radiocrómica con el MatriXX. El sistema de dosimetría fotográfica empleado fue el compuesto por una película radiocrómica (Gafchromic® EBT) y un escáner fotográfico Microtek ScanMaker 9800 XL. Esta combinación ya ha sido previamente caracterizada como sistema dosimétrico\*\*. Las películas irradiadas pertenecían todas al mismo lote de fabricación. Para su lectura se dejaron transcurrir 24 horas desde la irradiación y se empleó un protocolo definido, en el que se emplea siempre el área central de la bandeja del escáner, se digitaliza con una resolución de 300 ppp y posteriormente, mediante un programa de tratamiento de imágenes, se reduce la resolución a 30 ppp, a fin de reducir las fluctuaciones locales. Para convertir los valores de señal digital a dosis el sistema se calibró previamente irradiando películas con valores conocidos de dosis. Se determinó una función que relaciona la dosis con la señal producida por el escáner. La incertidumbre total en la asignación de dosis se estima en un 4% (con factor de cobertura  $k=2$ ), de la que prácticamente toda se debe al proceso de lectura. Se estima que la incertidumbre debida a la curva de calibración es inferior al 1% ( $k=1$ ). En estas estimaciones de la incertidumbre se ha tenido en cuenta la falta de uniformidad de la película y del escáner, las distintas respuestas que pueden presentar las películas de un mismo lote y la falta de reproducibilidad del escáner a corto y a largo plazo.

#### Aplicación clínica

Una vez caracterizado el MatriXX, se ha empleado para verificar las dosis calculadas por el TPS en un tratamiento de IMRT. Simultáneamente se ha realizado la misma verificación empleando el sistema de dosimetría fotográfica radiocrómica. El tratamiento realizado fue un caso de cáncer de estómago que se trató con la técnica de IMRT estática con 7 campos. Fue calculado y optimizado por nuestro TPS (Oncentra MasterPlan, v

\*\*<http://harpellassociates.com/ISP/EBTwhitepaper.pdf>

1.4.3.1 Nucletron, Holanda). Cada campo fue recalculado para la geometría del MatriXX y transferido al acelerador. Todos los parámetros de cada campo se mantuvieron iguales, excepto el ángulo del *gantry* que se puso a  $0^\circ$  para todos los campos. A fecha de realización de este trabajo el MatriXX no poseía un accesorio para acoplarlo al *gantry* con el objeto de realizar medidas con las angulaciones del tratamiento. Para cada medida se irradió de forma simultánea el MatriXX y la película radiocrómica, campo por campo y con la suma total de todos los campos.

## Resultados

### Reproducibilidad

Las fig. 4 y fig. 5 muestran las desviaciones estándar de las medidas para cada detector a corto y a largo pla-

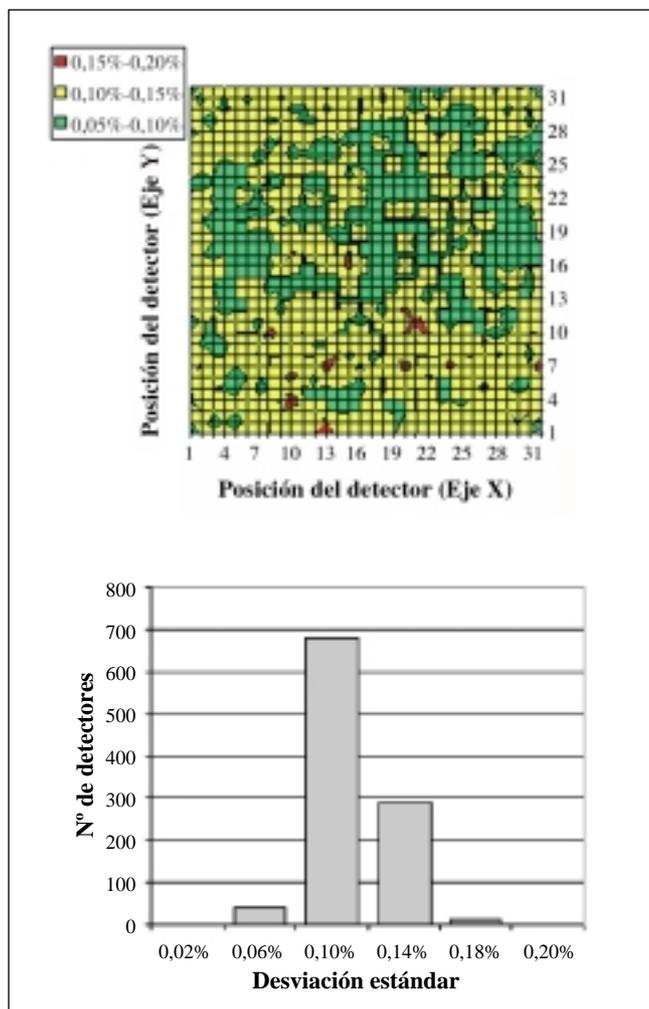


Fig. 4. Reproducibilidad a corto plazo. Cada cuadrado (a) representa uno de los 1020 detectores del MatriXX y el color, su desviación estándar obtenida en un conjunto de 10 medidas consecutivas. La mayoría de los detectores presenta una desviación de 0,1% (b) y la desviación estándar máxima es de 0,2%.

zo. La reproducibilidad de estas medidas es excelente ya que la desviación estándar media es de 0,1% y la máxima desviación individual es de 0,2%. En cuanto a la reproducibilidad a largo plazo se producen desviaciones algo mayores; la desviación estándar media es de 0,5% y la máxima desviación individual es de 0,8%. Para la reproducibilidad a largo plazo la desviación tiende a ser algo menor en los detectores periféricos que en los centrales. Esto puede ser debido al mayor calentamiento de la electrónica en la zona central. Se ha de tener en cuenta además, que nuestros resultados incluyen variaciones en la reproducibilidad del montaje experimental diario.

### Linealidad

En la fig. 6 se representa la dosis obtenida con respecto al tiempo de irradiación. Se puede observar el ajuste por mínimos cuadrados de la relación lineal entre la do-

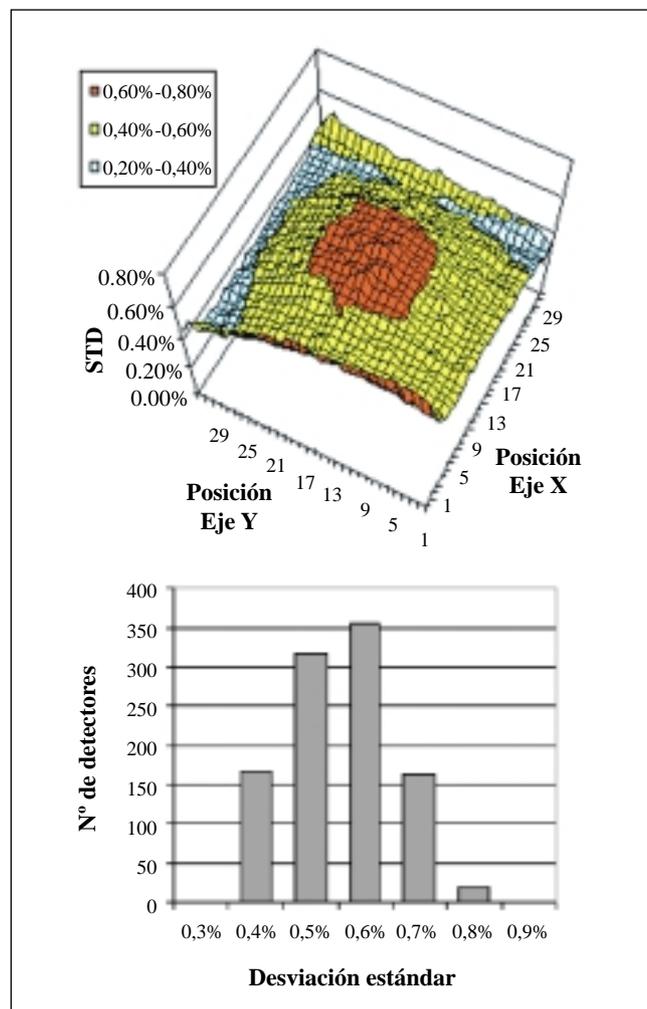


Fig. 5. Reproducibilidad a largo plazo. Cada cuadrado (a) representa uno de los 1020 detectores del MatriXX y el color, su desviación estándar obtenida en un total de 20 medidas día a día, durante 1 mes. La mayoría de los detectores presenta una desviación estándar de 0,6% (b) y la desviación estándar máxima es de 0,8%.

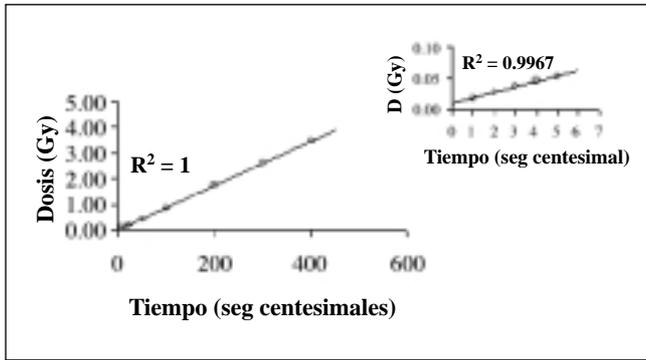


Fig. 6. Linealidad del MatriXX realizado en la unidad de Cobalto con el montaje experimental estándar. Cada punto representa el promedio de las medidas de los 4 detectores centrales. Se puede observar el resultado de las regresiones lineales para el rango total de dosis y el de bajas dosis.

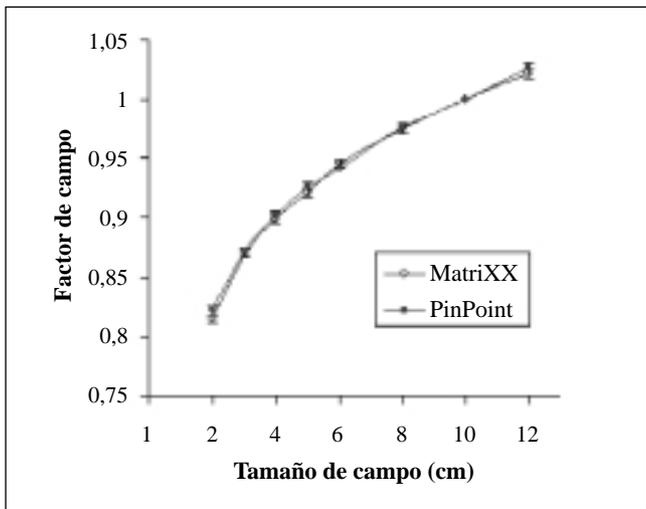


Fig. 7. Comparación del factor de campo medido con el MatriXX y con la cámara Pin-Point. Los tamaños de campo se obtuvieron en el acelerador (6 MV) para tamaños de campo comprendidos entre 2 x 2 cm<sup>2</sup> y 12 x 12 cm<sup>2</sup>.

sis y el tiempo de irradiación en el rango de 0,02 a 3,5 Gy ( $R^2=1$ ). La ordenada en el origen se debe al tiempo de entrada y salida de la fuente. Debido a la importancia que tiene la región de bajas dosis en la verificación de campos de IMRT, se ha representado también en la fig. 6 la linealidad para el rango de dosis de 0,02-0,1 Gy ( $R^2=0,997$ ).

*Variación de la respuesta con el posicionamiento de los colimadores*

En la fig. 8 se representa la variación en la dosis medida por 6 detectores del MatriXX (normalizada a la medida del mayor tamaño de campo) al desplazar la mandíbula Y1 del acelerador desde -4 cm hasta -2 cm

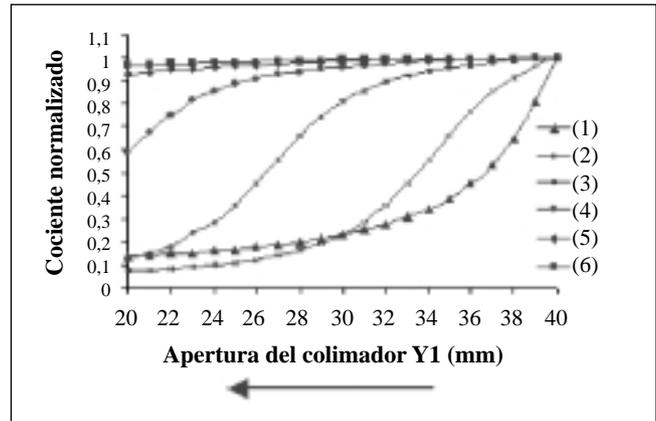


Fig. 8. Respuesta frente a pequeñas variaciones del posicionamiento del colimador. Se muestra la lectura para cada uno de los 6 detectores de la fig. 3, a medida que se va cerrando la mordaza Y1 desde la posición 40 mm hasta la de 20 mm en pasos de 1 mm.

(fig. 3), en pasos de 1 mm. En la primera medida el detector 1 está parcialmente cubierto por la proyección de la mordaza, mientras que el resto de los detectores (2-6) están en la porción del campo abierto. Se puede observar que en la segunda medida, al cerrar la mandíbula Y1 1 mm, los detectores más próximos al borde del campo (1-3) son capaces de registrar dicha variación. De hecho, la posibilidad de detectar cambios milimétricos en la posición de los colimadores, podría utilizarse para detectar errores de hasta 1 mm en el posicionamiento de estos.

*Factores de campo*

En la fig. 7 están representados los factores de campo obtenidos con el MatriXX y con la cámara Pin-Point en el acelerador (6 MV). Las barras de error representan la desviación estándar de la media de 5 medidas tomadas en cada punto tanto con el MatriXX como con la cámara Pin-Point. Las discrepancias entre las medidas del MatriXX y las de la cámara Pin-Point son inferiores al 1%.

*Medidas de perfiles de campos con cuñas virtuales*

La fig. 9 muestra una comparación entre la medida del MatriXX y de la película radiocrómica para los perfiles de un campo de 5 x 5 cm<sup>2</sup>, con cuñas virtuales de 15, 30, 45 y 60°. Se puede apreciar que algunos valores del MatriXX no forman parte del intervalo de error de esos mismos puntos medidos en la película. Esto se debe a que estos puntos, que corresponden a zonas de gradientes de dosis, están situados entre dos cámaras adyacentes. Esto es interesante porque muestra la principal limitación del MatriXX en cuanto a su resolución espacial.

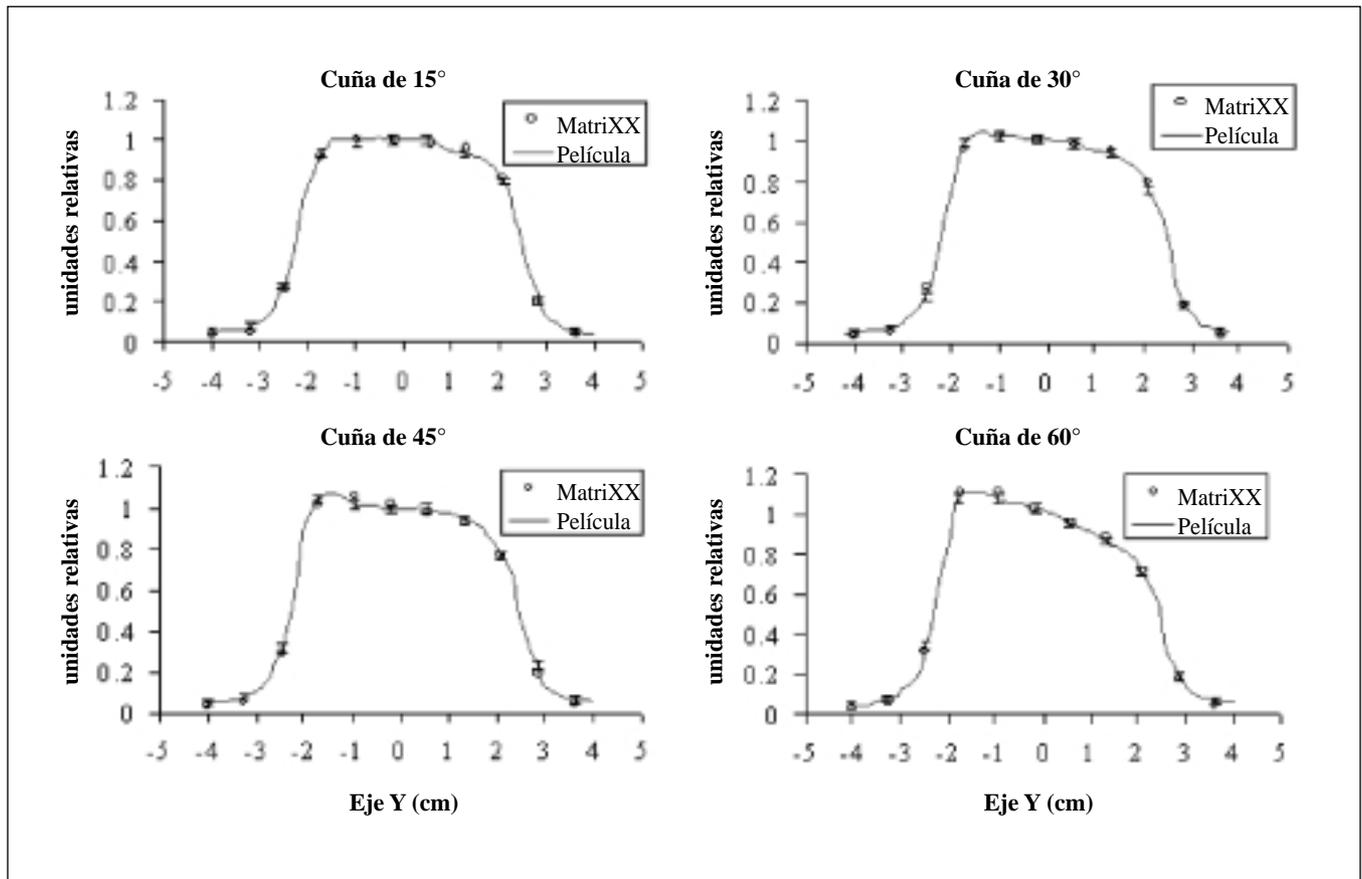


Fig. 9. Comparación de los perfiles de un campo 5 x 5 cm<sup>2</sup> (6 MV) con el MatriXX y la película para cuñas dinámicas de 15, 30, 45 y 60°. Las barras de error representan la incertidumbre de la película con factor de cobertura k = 2.

### Aplicación clínica

Para validar los cálculos obtenidos con el TPS de un tratamiento de IMRT se han comparado los resultados de éste con los obtenidos del MatriXX y de la película. La fig. 10 muestra la comparación entre el MatriXX, la película radiocrómica y los cálculos del TPS para un perfil de la suma de todos los campos del tratamiento. La comparación entre el MatriXX, la película y el TPS en función del índice  $\gamma$ , se muestra en la tabla 1 para cada campo por separado y para la suma de todos los campos. El porcentaje especificado para las expresio-

Tabla 1: Porcentaje de puntos con  $\gamma \leq 1$  para cada campo y para la suma total de campos (S).

Campo	Película-TPS $\gamma < 1$ (%)	TPS-MatriXX $\gamma < 1$ (%)	Película-MatriXX $\gamma < 1$ (%)
1	81	85	87
2	82	83	83
3	90	88	86
4	87	90	86
5	88	95	89
6	90	93	78
7	88	91	86
S	96	99	94

nes del índice  $\gamma$  del MatriXX con respecto al TPS o a la película corresponde al MatriXX y no al TPS o a la película. Esto es debido a que al ser éste el de peor resolución, sólo se verificarán un determinado número de puntos de la matriz de dosis del TPS o de la película. Para el análisis del índice  $\gamma$  se empleó el programa Omnipro I'mRT (Scanditronix-Wellhöfer) teniendo en cuenta únicamente los píxeles con una lectura mayor del 3% del máximo. El criterio elegido para definir el índice  $\gamma^{30}$  fue el de un DTA (*Distance to agreement*) de 0,3 cm y un 3% de diferencia en dosis relativa al máximo de dosis para cada campo. El número de píxeles con  $\gamma \leq 1$  del MatriXX frente a la película para la suma de campos fue del 94%. Además, consideramos el tratamiento calculado por el TPS como válido, ya que al comparar éste con la película el número de píxeles con  $\gamma \leq 1$  es del 96%, y al compararlo con el MatriXX es del 99%.

La frecuencia de muestreo del sistema dosimétrico fotográfico, del planificador y del MatriXX fue de 12,5 cm<sup>-1</sup>, 5 cm<sup>-1</sup> y 1,3 cm<sup>-1</sup> respectivamente. Esto implica que el sistema dosimétrico fotográfico, a pesar de tener una mayor incertidumbre de medida que el MatriXX, posee un mayor número de puntos para reproducir un determinado perfil de dosis.

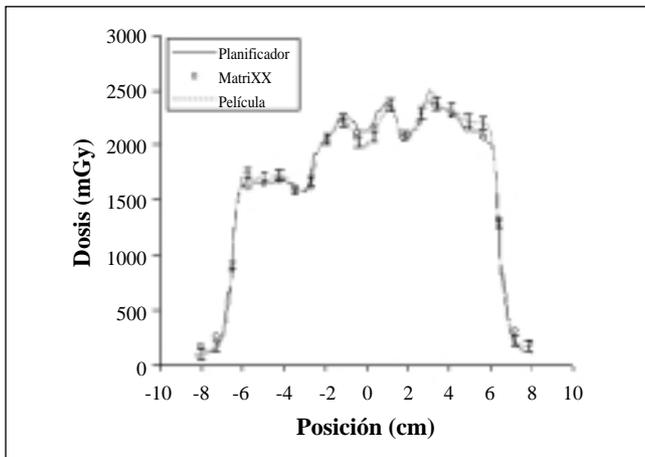


Fig. 10. Perfil de la región central de la suma de todos los campos de un tratamiento de IMRT de estómago. Se muestra la comparación entre el MatriXX, el planificador y la película. Las barras de error representan la incertidumbre de la película con factor de cobertura  $k = 2$ .

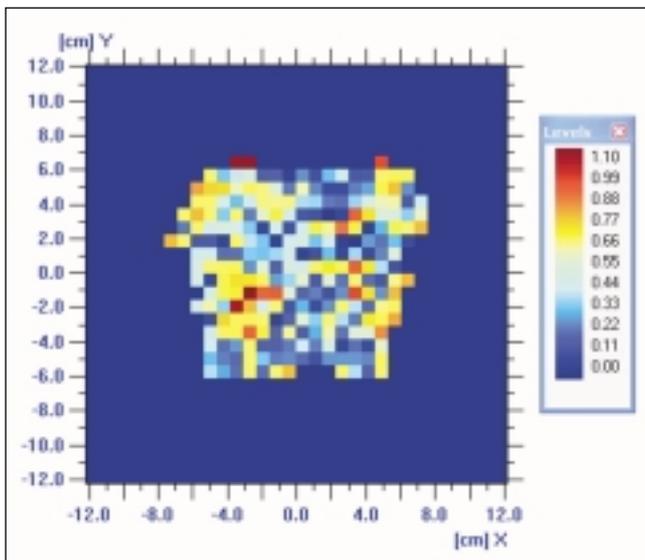


Fig. 11. Distribución del parámetro  $\gamma$  (MatriXX vs película) para el campo mostrado en la Fig. 10. Cada uno de los cuadrados muestra un píxel de dicho campo.

Esto se puede observar en la fig. 10, en la que existen picos de alto gradiente de dosis situados entre dos detectores del MatriXX, que no pueden ser reconstruidos a partir de las medidas de éste y sí con la película.

## Conclusiones

En este estudio hemos investigado las características dosimétricas del MatriXX y lo hemos empleado para caracterizar determinados parámetros del acelerador. Además hemos evaluado su capacidad para verificar un tratamiento clínico de IMRT.

Por un lado se investigaron las características dosimétricas del MatriXX: reproducibilidad, linealidad y sensibilidad de éste ante pequeños cambios en la posición de los colimadores y por otro lado, se han estudiado determinados parámetros del acelerador tales como factores de campo y perfiles con cuñas virtuales. Finalmente, se han medido un total de 7 campos de IMRT, y se han comparado las medidas del MatriXX con las de la película radio-crómica empleando el método del índice  $\gamma$ ; También se ha evaluado la concordancia obtenida entre el planificador con respecto al MatriXX y a la película, y al obtenerse valores del índice  $\gamma$  similares, hemos considerado como válidos los cálculos del planificador. Las medidas se han realizado campo por campo y como la suma total de campos. Basándonos en las pruebas realizadas en nuestro estudio podemos concluir lo siguiente sobre el MatriXX:

Por un lado, el equipo sólo se puede utilizar con el gantry a  $0^\circ$ , lo que hace necesario controlar mediante el programa de garantía de calidad del acelerador los efectos de gravedad al girar el gantry.

Por otro lado, el equipo permite una medida inmediata de la dosis con precisión en sus puntos de medida, aunque la separación entre ellos (7,62 mm) hace necesario el empleo de otro sistema dosimétrico con mayor resolución espacial para reproducir un determinado perfil de dosis de un campo de IMRT. Ante la cuestión de si se podría emplear el MatriXX por sí solo como sistema de verificación de los cálculos de un TPS para campos de IMRT, nosotros opinamos que sería necesario haber verificado un número suficiente de casos con el MatriXX a la vez que con otro sistema dosimétrico de mayor resolución espacial. Una vez contrastado en estos casos que el número de puntos de medida que pasan el criterio del índice  $\gamma$  es similar en el MatriXX y en el sistema de mayor resolución espacial, podríamos considerar como válido un tratamiento de IMRT verificado sólo con el MatriXX.

## Referencias

1. Ezzell GA, Galvin JM, Low D, Palta JR, Rosen I, Sharpe MB, et al. Guidance document on delivery, treatment planning, and clinical implementation of IMRT: report of the IMRT Subcommittee of the AAPM Radiation Therapy Committee. *Med Phys* 2003; 30: 2089-115.
2. Purdy JA. Intensity-modulated radiation therapy: current status and issues of interest. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2001; 51:880-914.
3. Webb S. Intensity Modulated Radiation Therapy. 2000. Bristol: Institute of Physics Publishing.
4. Zelefsky J, Fuks Z, Hunt M, Yamada Y, Warion C, Ling CC, et al. High-dose intensity modulated radiation therapy for prostate cancer: early toxicity and biochemical outcome in 772 patients. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2002; 53: 1111-6.
5. Kam MK, Chau RM, Suen J, Choi PH, Teo PM. Intensity-modulated radiotherapy in nasopharyngeal carcinoma: dosimetric advantage over conventional plans and feasibility of dose escalation. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56:145-57.

6. Krueger EA, Fraass BA, McShan DL, Marsh R, Pierce LJ. Potential gains for irradiation of chest wall and regional nodes with intensity modulated radiotherapy. *Int J Radiat Oncol Biol Phys* 2003; 56: 1023-37.
7. Webb S. *The Physics of Conformal Radiotherapy*. 2000. Bristol: Institute of Physics Publishing.
8. Ting JY, Davis LW. Dose verification for patients undergoing IMRT. *Med Dosim* 2001; 26:205-13.
9. Xing K, Curran B, Hill R, Holmes T, Ma L, Forster K, Boyer AL. Dosimetric verification of a commercial inverse treatment planning system. *Phys Med Biol* 1999; 44:463-78.
10. Danciu C, Proimos B, Rosenwal J, Mijneer B. Variation of sensitometric curves of radiographic films in highenergy photon beams. *Med Phys* 2001; 28: 966-74.
11. Yeo I, Wang C, Burch S. A filtration method for improving film dosimetry in photon radiation therapy. *Med Phys* 1997; 24:1943-53.
12. Burch S, Kearfott K, Trueblood J, Sheils W, Yeo J. A new approach to film dosimetry for high energy photon beams: lateral scatter filtering. *Med Phys* 1997; 24: 1943-53.
13. Cadman P. Use of CEA TVS film for measuring high energy photon beam dose distribution. *Med Phys* 1998; 25: 1435.
14. Zhu X, Jursinic P, Grimm D, Lopez F, Rownd J, Gillin M. Evaluation of kodak EDR2 film for dose verification of intensity modulated radiation therapy delivered by a static multileaf collimator. *Med Phys* 2002; 29: 1687-92.
15. Zhu X, Yoo S, Jursinic P, Grimm D, Lopez F, Rownd J, Gillin M. Characteristics of sensitometric curves of radiographic films. *Med Phys* 2003; 30: 912-9.
16. Muench P, Nath R, McLaughlin W. Photon energy dependence of the sensitivity of radiochromic film and comparison with silver halide film and LiF TLDs used for brachytherapy dosimetry. *Med Phys* 1991; 18: 769-75.
17. Niroomand-Nath A, Blackwell C, Coursey B, Gall K, Galvin J, McLaughlin W, et al. Radiochromic film dosimetry: recommendations of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 55. *Med Phys* 1998; 25:2093-15.
18. Soares C, Lombardi M. Dosimetric characteristics of a new radiochromic film for IMRT dosimetry. *Med Phys* 2004; 31: 1725.
19. Baker J, Reinstein L, Gluckman G. Initial evaluation of a new radiochromic film for IMRT QA. *Med Phys* 2004; 31: 1726.
20. Lynch B, Ranade M, Li J, Dempsey J. Characteristics of a new very high sensitivity radiochromic film. *Med Phys* 2004; 31:1837.
21. Ranade M, Lynch B, Li J, Dempsey J. Single fraction IMRT dose measurements using a novel radiochromic film. *Med Phys* 2004; 31:1839.
22. Todorovic M, Fischer M, Cremers F, Thom E, Schmidt R. Evaluation of Gafchromic EBT prototype B for external beam dose verification. *Med Phys* 2006; 33: 1321-8.
23. Devic S, Seuntjens, Sham E Podgorsak E. Precise radiochromic film dosimetry using a flat-bed document scanner. *Med Phys* 2005; 32: 2245-3.
24. Stasi M, Giordanengo S, Cirio R, Boriani A, Bourhaleb F et al. D-IMRT verification with a 2D pixel ionisation chamber: dosimetric and clinical results in head and neck cancer. *Phys Med Biol* 2005; 50:4681-94.
25. Spezi E, Angelini AL, Romani F, Ferri A. Characterization of a 2D ion chamber array for the verification of radiotherapy treatments. *Phys Med Biol* 2005; 50:3361-73.
26. Amerio S, Boriani A, Bourhaleb F, Cirio R, Donetti M, Fidanzi A, et al. Dosimetric characterization of a large pixel-segmented ionisation chamber. *Med Phys* 2004; 31:414-20.
27. Bonazzola GC, Cirio R, Donetti M, Marchetto F, Mazza G, Peroni C, et al. Performances of a VLSI wide dynamic range current-to-frequency converter for strip ionisation chambers. *Nucl Instrum Methods Phys Res* 1998; 405:111-20.
28. Donetti M, Garelli E, Marchetto F, Boriani A, Bourhaleb F, Lirio E, et al. A method for the inter-calibration of a matrix of sensors. *Phys Med Biol* 2006; 51:485-95.
29. Martens C, De Wagter C, De Neve W. The value of the LA48 linear ion chamber array for characterization of intensity-modulated beams. *Phys Med Biol* 2001; 46: 1131-48.
30. Low D, Harms W, Mutic S, Purdy J. A Technique for the quantitative evaluation of dose distributions. *Med Phys* 1998; 25:656-61.

# Comentarios acerca de la exactitud y reproducibilidad en el control de calidad de equipos de radiodiagnóstico

L. I. Zamora Ardoy, D. E. Burgos Trujillo, J. A. Mesa Pérez

*Servicio Radiofísica Hospital San Cecilio de Granada.*

## Questions about accuracy and reproducibility in radiodiagnostic quality assurance

---

### Resumen

Los conceptos de exactitud y reproducibilidad están muy presentes en el ámbito del control de calidad de los equipos de Radiodiagnóstico, asociados a los parámetros esenciales en la calidad de imagen y la dosis impartida al paciente, como son la tensión del tubo y el tiempo de exposición.

Esta comunicación tiene por objeto definir de forma precisa la exactitud y la reproducibilidad y formularlas para un correcto tratamiento estadístico, cuantificar la influencia que la reproducibilidad tiene en la determinación práctica de la exactitud, establecer un criterio objetivo que permita asegurar que los parámetros medidos están dentro de la tolerancia y finalmente, introducir una propuesta de revisión de estas tolerancias.

Se comprueba que es posible expresar la incertidumbre en la exactitud en términos de reproducibilidad (o de falta de ésta) y podremos concluir que reproducibilidades del 2% o inferiores ( $1\sigma$ ) en la tensión y tiempo de exposición en equipos de radiología general, y de 0,2 kV en mamógrafos, permiten una evaluación posterior de la exactitud con un número de medidas razonable.

*Palabras Clave:* Reproducibilidad. Exactitud. Tolerancia. Confianza Estadística. Control de Calidad en Radiodiagnóstico.

### Abstract

Accuracy and reproducibility are concepts closely related to essential parameters of X-ray equipments in the field as kilovoltage and times-scale, that are part of these equipments quality control.

An accurate definition of accuracy and reproducibility, their correct formulation in order to a right statistical treatment, mutual influence and an objective criteria that allow to ensure measures in agreement with tolerances, together with a tolerances review proposal, are the scope of our communication.

The results show that is possible to express accuracy uncertainty as a function of reproducibility and we can set that reproducibilities below 2% ( $1\sigma$ ) in kilovoltage and times-scale of conventional equipments, and 0.2 kV in mammography, allow a later evaluation of accuracy with a reasonable number of measurements.

*Key Words:* Reproducibility. Accuracy. Tolerance. Statistical Confidence. Radiodiagnostic Quality Assurance.

### Introducción y objetivos

El Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico<sup>1</sup> (PE) establece las tolerancias en términos de desviación máxima para los valores de la exactitud y la reproducibilidad de la tensión y del tiempo de exposición en diferentes tipos de equipos

generadores de rayos X. Por su parte el REAL DECRETO 1976/1999<sup>2</sup> (RD) utiliza el concepto de desviación relativa para expresar las tolerancias admisibles.

En este trabajo pretendemos unificar el estimador utilizado en estas magnitudes, para un tratamiento estadístico más directo, así como revisar las tolerancias y determinar la influencia que la falta de reproducibilidad puede tener en la determinación de la exactitud. El resultado será un criterio sencillo sobre el número de medidas a realizar y la confianza con que podremos afirmar que los valores medidos están dentro de las tolerancias.

---

Correspondencia: Luis I. Zamora Ardoy (F.E.A radiofísica). Servicio de Radiofísica Hospitalaria. Hospital San Cecilio de Granada. Avda. Dr. Olóriz 16. 18012 Granada.

E-mail: [lignacio.zamora.sspa@juntadeandalucia.es](mailto:lignacio.zamora.sspa@juntadeandalucia.es)

Fecha de recepción: 18-5-2006

Fecha de aceptación: 25-7-2006

## Material y método

En una magnitud cualquiera que pretendemos medir y de la que conocemos su valor nominal ( $V_N$ ), entenderemos por reproducibilidad el valor de la desviación ( $\sigma$ ) de la distribución de medidas (que supondremos normal), dividido por el valor medio de las mismas ( $\bar{V}$ ).

$$\text{reproducibilidad} = \frac{\sigma}{\bar{V}} 100 \quad (1)$$

La desviación de la distribución "verdadera" puede ser estimada usando la desviación muestral ( $s$ ), y en el caso de la tensión ( $kV$ ) y del tiempo de exposición ( $t$ ), realizando, al menos, tres exposiciones en la zona central de la escala.

La exactitud se determina como la diferencia entre el valor nominal y el valor medido, normalizada al primero de estos, tomándose el valor más desfavorable de los obtenidos en todo el rango útil de la escala.

$$\text{exactitud} = \frac{V_N - \bar{V}}{V_N} \quad (2)$$

Dado que en la definición de reproducibilidad del PE se habla de desviación máxima, se tiene que:

$$\frac{\sigma}{\bar{V}} = \frac{1}{\bar{V}} \sqrt{\frac{\sum_i (v_i - \bar{V})^2}{N}} \leq \frac{|v_i - \bar{V}|_{\max}}{\bar{V}} \quad (3)$$

Esta definición no es fácil de tratar estadísticamente y utilizaremos, por tanto, las tolerancias dadas en el RD ( $1\sigma$ , 68% de confianza). En éste, se establece para el  $kV$  de equipos de radiología general, un valor del  $\pm 5\%$  en la reproducibilidad y del  $\pm 10\%$  en la exactitud.

Para evaluar la consistencia de estas tolerancias nos plantearemos cuál es la probabilidad de obtener una exactitud fuera de la tolerancia (mayor del 10%) cuando la reproducibilidad es del 5%, si realizamos una sola medida para cada tensión nominal de 50, 60, 70, 80, 90, 100, 110 y 120 kV (8 valores).

$$\text{reproducibilidad} = \frac{\sigma}{\bar{V}} 100 = 5\% \quad (4)$$

Usando la probabilidad binomial<sup>3</sup> con  $p$  "probabilidad de tener un valor separado un 10% del valor central de la distribución, en una única medida", suponiendo que la reproducibilidad determinada a 80 kV es la misma en todo el rango y que el equipo suministra exactamente los  $kV$  (por tanto el valor nominal coincide con el valor medio). La probabilidad  $p$  de obtener un valor  $V$  tal que:

$$\frac{V - \bar{V}}{V_N} 100 = \frac{V - \bar{V}}{\bar{V}} 100 \geq 10\% \Rightarrow V \text{ tal que } \frac{V - \bar{V}}{\bar{V}} 100 \geq \text{reproducibilidad} \quad (5)$$

$$\frac{V - \bar{V}}{\bar{V}} 100 \geq \frac{2\sigma}{\bar{V}} 100 \Rightarrow V - \bar{V} \geq 2\sigma \Rightarrow p = 1 - 0,95 = 0,05 \quad (6)$$

Correspondería a la probabilidad de obtener un valor separado del valor medio de la distribución una distancia  $2\sigma$ . Suponiendo una distribución normal (gaussiana) esto vale 0,05.

En el rango de las 8 medidas (una por cada valor de la escala), cualquiera de ellas con una exactitud por encima del 10%, bastará para determinar un valor de esta magnitud fuera de tolerancia, por tanto la probabilidad de tener una exactitud fuera de tolerancia será la suma de la probabilidad de que una medida sea mayor que el 10%, más la probabilidad de que dos medidas sean mayores del 10%,..., más la probabilidad de que las 8 medidas sean mayores del 10% y esta suma es igual a 1 menos la probabilidad de que ninguna de las 8 esté fuera de tolerancia:

$$\text{probabilidad} = \sum_{x=1}^8 \binom{8}{x} p^x (1-p)^{8-x} = \sum_{x=1}^8 \binom{8}{x} 0,05^x 0,95^{8-x} = 1 - \binom{8}{0} 0,05^0 0,95^8 = 0,34 \quad (7)$$

Por lo tanto, se tiene que la "probabilidad de obtener una exactitud fuera de tolerancia como consecuencia de la falta de reproducibilidad de la medida", es del 34% (recordemos que hemos supuesto el caso más favorable, es decir que el valor medio coincide con el nominal).

De igual forma se evaluaría para una reproducibilidad del 10%, en cuyo caso la distancia al valor medio es de 1 y la probabilidad es de  $1 - 0,68 = 0,32$ .

$$\text{reproducibilidad} = \frac{\sigma}{\bar{V}} 100 = 10\% \quad (8)$$

La probabilidad  $p$  de obtener un valor  $V$  tal que:

$$\frac{V - \bar{V}}{V_N} 100 = \frac{V - \bar{V}}{\bar{V}} 100 \geq 10\% \Rightarrow V \text{ tal que } \frac{V - \bar{V}}{\bar{V}} 100 \geq \text{reproducibilidad} \quad (9)$$

$$\frac{V - \bar{V}}{\bar{V}} 100 \geq \frac{\sigma}{\bar{V}} 100 \Rightarrow V - \bar{V} \geq \sigma \Rightarrow p = 1 - 0,68 = 0,32 \quad (10)$$

dando una probabilidad del 95%:

$$\text{probabilidad} = \sum_{x=1}^8 \binom{8}{x} p^x (1-p)^{8-x} = \sum_{x=1}^8 \binom{8}{x} 0,32^x 0,68^{8-x} = 0,95 \quad (11)$$

Por tanto, cuando la reproducibilidad es del orden del 5%, es difícil o incluso imposible la determinación práctica de la exactitud. Esto es más acentuado cuanto peor es la reproducibilidad.

En esta aproximación no se ha tenido en cuenta la falta de reproducibilidad del sistema de medida, que se sumaría cuadráticamente a la anterior, pero que tiene un efecto despreciable para los valores usuales inferiores al 1%.

Buscamos ahora estimar la incertidumbre en la exactitud. Con este fin partimos de la definición y haciendo uso de las reglas de propagación de errores se tiene:

$$\text{exactitud} = \frac{V_N - \bar{V}}{V_N} 100; \quad \Delta \text{exactitud} = \frac{\Delta \bar{V}}{V_N} 100 \approx \frac{\Delta \bar{V}}{\bar{V}} 100 \quad (12)$$

Por tanto, podremos expresar la incertidumbre en la exactitud en términos de la incertidumbre relativa del valor medio de la distribución (determinado a partir de un número  $N$  de medidas) haciendo uso del "Teorema del Límite Central"<sup>3</sup> (un tratamiento más correcto supondría utilizar la *t-Student*<sup>3</sup> para tamaños de muestras pequeños, pero para la obtención de criterios generales será más que suficiente esta aproximación):

$$\Delta \bar{V} = 1,96 \frac{\sigma}{\sqrt{N}} \quad (\text{al } 95\% \text{ de confianza}) \quad (13)$$

De esta forma podemos aproximar la incertidumbre absoluta en la exactitud (al 95% de confianza) en términos de la reproducibilidad.

$$\Delta \text{exactitud} \approx 2 \frac{\sigma}{\bar{V} \sqrt{N}} 100 = 2 \frac{\text{reproducibilidad}}{\sqrt{N}} \quad (14)$$

Con esta metodología seremos capaces de establecer un valor límite para la exactitud, con el que podremos afirmar que esta magnitud se encuentra dentro de la tolerancia (usualmente del 10%). Este valor límite de la exactitud es el que llamamos posteriormente *valor de confianza de la exactitud* en las tablas 1 y 2.

**Tabla 1. Resumen del nº de medidas en equipos de radiología general**

Reproducibilidad	Nº de medidas para cada tensión	Incertidumbre en la exactitud (95% confianza)	Valor de confianza de exactitud menor 10% (95% confianza)
1%	1 medida	± 2%	± 8%
2%	4 medidas	± 2%	± 8%
5%	25 medidas!	± 2%	± 8%
10%	100 medidas!!	± 2%	± 8%

**Tabla 2. Resumen del nº de medidas en mamógrafos**

Reproducibilidad	Nº de medidas para cada tensión	Incertidumbre en la exactitud (95% confianza)	Valor de confianza de exactitud menor 1 kV (95% confianza)
0,1 kV	1 medida	± 0,2 kV	± 0,8 kV
0,2 kV	4 medidas	± 0,2 kV	± 0,8 kV
0,5 kV	25 medidas	± 0,2 kV	± 0,8 kV

## Resultados y discusión

Siguiendo los métodos planteados, se deduce que para una reproducibilidad del 5% ( $1\sigma$ ) y una única medida de cada valor de la escala, se tendría una incertidumbre en la exactitud del 10%, es decir sería imposible afirmar que la exactitud está dentro de tolerancia con una confianza razonable.

Propondremos el siguiente criterio práctico indicado en la tabla 1.

El criterio se establece de forma que, en primer lugar, debe determinarse la reproducibilidad (calculada, al menos, a partir de tres medidas en el rango central de la escala y expresada en términos de desviación relativa):

1. Si el valor es del 1% o inferior bastará una sola medida en cada valor nominal para poder afirmar que valores en la exactitud de hasta el 8% están dentro de tolerancia (si se obtuvieran valores superiores al 8% debería realizarse más medidas, por ejemplo 3-4 para valorarlo).

2. Si el valor de la reproducibilidad es del 2% serían necesarias entre 3-4 medidas en cada valor nominal.

3. Y si es del 5% debería descartarse la medida de la exactitud, pues serían necesarias al menos 25 medidas en cada valor nominal, lo que no parece viable en el ámbito del control de calidad en Radiodiagnóstico.

El mismo criterio es aplicable al tiempo de exposición, para el que el PE establece como tolerancias el 10% tanto en la exactitud como en la reproducibilidad.

Para el caso de la exactitud y la reproducibilidad de la tensión en los mamógrafos se tiene lo resumido en la tabla 2.

Por tanto, con una reproducibilidad de hasta 0,2 kV ( $1\sigma$ ) podremos afirmar que valores de la exactitud de  $\pm 0,8$  kV obtenidos con al menos 4 medidas, están dentro de la tolerancia en un 95% de los casos.

## Conclusiones

La falta de reproducibilidad tiene una influencia práctica en la determinación de la exactitud de las magnitudes importantes en los equipos de rayos X debido a la limitación práctica del número de medidas que es posible realizar en los controles habituales de dichos equipos.

El valor de la reproducibilidad es fundamental a la hora de medir la exactitud de la tensión y del tiempo de exposición, y el valor de la misma predetermina la incertidumbre con la que podremos afirmar que la exactitud de los parámetros está dentro de la tolerancia.

Se propone como estimador único de la reproducibilidad la desviación muestral (relativa en los equipos de radiología general) por su tratamiento estadístico directo,

frente a magnitudes como la desviación máxima, de difícil interpretación.

Finalmente la propuesta de las tolerancias en la reproducibilidad, tanto para la tensión como para el tiempo de exposición, debe ser más exigente (mejor del 2% en equipos de radiología general y 0,2 kV en mamógrafos) si queremos estimar una exactitud del 10% con un número pequeño de medidas (3 ó 4 como máximo por cada valor de la escala). Esta es una propuesta, a nuestro juicio razonable, pues los valores medidos para la reproducibilidad en equipos con generadores de alta frecuencia son muy estables, y en la inmensa mayoría de los casos, inferiores o del orden del 1%. En este caso, con un valor del 8% como exactitud límite, podemos asegurar que esta magnitud está dentro de la tolerancia del 10%.

## **Agradecimientos**

Manuel Vilches (Servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital Virgen de las Nieves de Granada), Damián Guirado, Rafael Guerrero, Mónica Ortiz y José Manuel de la Vega (Servicio de Radiofísica Hospitalaria del Hospital san Cecilio de Granada).

## **Referencias**

1. SEFM y SEPR. Protocolo Español de Control de Calidad en Radiodiagnóstico. (Aspectos técnicos). Edicomplet; 2002.
2. Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.
3. Spiegel MR. Estadística. (segunda edición). McGraw-Hill; 2000.

### Estudio dosimétrico de fuentes y aplicadores usados en braquiterapia

En esta tesis se presentan, a modo de recopilación de publicaciones, nueve artículos relacionados con la obtención de matrices de tasa de dosis de fuentes y estudio de aplicadores usados en braquiterapia, mediante el uso del método de Monte Carlo.

Se realizó un estudio sobre la influencia del tamaño del maniquí considerado en estudios dosimétricos de fuentes en braquiterapia sobre las matrices de tasa de dosis. En el estudio se obtienen los tamaños de maniquís para que puedan considerarse como ilimitados para fuentes de I-125, Pd-103, Ir-192 y Cs-137. Se obtuvo que para el I-125 y el Pd-103 un maniquí esférico de 15 cm de radio puede considerarse como ilimitado, y para fuentes de  $^{137}\text{Cs}$  y de  $^{192}\text{Ir}$  uno de 40 cm de radio. Se obtuvo, además, una parametrización que permite comparar distribuciones de tasa de dosis obtenidas con maniqués de diferente tamaño.

Se realizó un estudio dosimétrico de las siguientes fuentes: CSM2 y CSM3 de Cs-137, Alpha-Omega y Steel-Clad de Ir-192, Radiation Therapy Resources y 3M de Cs-137, y la fuente de alta tasa de Ir-192 BE-BIG. Para todas ellas se obtuvo la matriz de tasa de dosis y los parámetros del formalismo TG43. Estos nuevos estudios mejoran las existentes en la literatura.

Se obtuvieron las distribuciones de tasa de dosis producidas por el aplicador ocular ROPES, destinado a braquiterapia epiescleral. También se verificaron los cálculos del sistema de planificación dedicado a braquiterapia epiescleral *Plaque Simulator*, obteniendo un buen acuerdo entre el cálculo por Monte Carlo y el realizado por el planificador, sobre todo en la zona cercana al eje central del aplicador.

Se estudiaron las distribuciones de tasa de dosis producidas por los aplicadores Leipzig (Nucletron, Holanda) usados en el tratamiento de lesiones superficiales. Las distribuciones obtenidas pueden usarse como datos de entrada en un sistema de planificación.

Finalmente, se estudiaron las características desde el punto de vista de la protección radiológica de los isótopos, Tm-170 e Yb-169, cuyo uso puede resultar muy interesante en braquiterapia. Concretamente, se calcularon las curvas de transmisión en plomo y hormigón y sus correspondientes HVL y TVL.

Las publicaciones en las que se basa la tesis son: Pérez-Calatayud et al. *Med. Phys.* **31**, 2075 (2004), Ballester et al. *Med. Phys.* **31**, 3298 (2004), Pérez-Calatayud et al. *Med. Phys.* **32**, 28 (2005), Pérez-Calatayud et al. *Med. Phys.* **32**, 2464 (2005), Granero et al. *Radiother. Oncol.* **76**, 79 (2005), Granero et al. *Med. Phys.* **31**, 3330 (2004), Granero et al. *Física Médica.* **5**, 73 (2004), Pérez-Calatayud et al. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* **62**, 579 (2005), Granero et al. *Radiat. Protec. Dosim.* **118**, 11 (2006).

La tesis está disponible en formato pdf en las direcciones de correo Domingo.Granero@uv.es, Facundo.Ballester@uv.es y perez\_jos@gva.es.

**Autor:** Domingo Granero Cabañero

*Departamento de Física Atómica, Molecular y Nuclear. Facultad de Física. Universidad de Valencia.*

**Directores de Tesis:** Dr. Facundo Ballester i Pallarés y Dr. José Pérez Calatayud

**Tribunal de Tesis:** Dr. Antonio Ferrer Soria, Dra. Moserrat Ribas Morales, Dr. Roberto M. Capote Noy, Dr. Francisco Sánchez Doblado y Dr. Antonio M. Lallena Rojo.

*Lectura de la Tesis: Mayo de 2006. Instituto de Física Corpuscular. Universidad de Valencia - CSIC*

## IHE en España. Un año de participación en el proyecto

En abril de 2005 se crea el grupo "Integrating the Healthcare Enterprise" de España (IHE-España o IHE-E). Desde el primer momento han formado parte de esta sociedad dos miembros de la SEFM, Julio García Comesaña y Julio Almansa López, representando por una parte a nuestra sociedad y participando en la medida de lo posible en el desarrollo de la iniciativa.

Se presenta a continuación una introducción a los objetivos de IHE (IHE-E) así como a la experiencia de este año dentro del grupo.

*The group "Integrating the Healthcare Enterprise" of Spain (IHE-Spain or IHE-E) was born in April 2005. Two members of the SEFM, Julio García Comesaña and Julio Almansa López joined this society since its foundation, representing our society and participating as far as possible in the development of the initiative.*

*An introduction to the objectives of IHE (IHE-E) as well as to the experience of this year within the group appears next.*

## Índice

1. ¿Qué es IHE?
2. Relación entre los estándares existentes e IHE
3. Estructura y Funcionamiento de IHE. IHE-E
4. Marcos técnicos. Desarrollo.
5. Primer año de IHE-E.
6. Conclusiones
7. Referencias útiles.

## Introducción

En los últimos años hemos asistido a una progresiva introducción en el ámbito de la Salud en general y de la Radiología en particular de los Sistemas de Información (SI) como herramientas clave para la gestión administrativa y clínica. La mejora de la asistencia sanitaria dependerá de la mejora del manejo de la información digital dentro y entre instituciones sanitarias.

Dentro de una misma institución nos encontramos con docenas de sistemas de información desarrollando funciones específicas, p. ej.: Sistemas de admisión (ADT), sistemas de información radiológica (RIS), sistemas de almacenamiento y gestión de las imágenes (PACS), mo-

dalidades generadoras de evidencias médicas (Tomógrafos, Electrocardiógrafos, ...), etc. Para optimizar la "eficiencia de la información" estos sistemas necesitan comunicarse entre ellos de tal forma que los usuarios finales tengan la información que necesitan para realizar el acto médico, cuando y donde lo necesiten, y además con la seguridad de que los datos de que disponen son los adecuados y son todos los disponibles.

Históricamente, muchos de estos sistemas se han desarrollado como entidades monolíticas, como sistemas aislados sin formas de comunicación con otros sistemas. Afortunadamente la llegada de estándares, como HL7 (*Health Level 7*) y DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) entre otros, han abierto el camino que nos permite compartir la información de los pacientes, así como optimizar los flujos de trabajo.

Sin embargo, aunque estos estándares son necesarios, no nos garantizan una integración adecuada de tal cantidad de sistemas de información. Cada empresa que desarrolla un SI, cada implementación en una institución sanitaria, ha utilizado estos estándares de tal forma que en la práctica estos sistemas a menudo operan como sistemas aislados.

En este entorno es en el que en 1998 nace IHE, como un esfuerzo común de la *Radiological Society of North America* (RSNA) y la *Healthcare Information and Management Systems Society* (HIMSS) por poner las herramientas para dar salida a esta problemática.

### 1. ¿Qué es IHE?

IHE es un esfuerzo de consenso y un marco para la integración de los SI en el entorno sanitario. Especifica como usar los estándares para lograr que los principales procesos que ocurren en el ámbito clínico se desarrollen de forma eficiente, adecuada e independientemente de los diferentes SI que participen en los mismos.

IHE está patrocinado por asociaciones de profesionales de la salud en todo el mundo y recoge con satisfacción la participación de gran parte de las empresas líderes en fabricación de sistemas de imagen y de información. Miembros voluntarios de dichas asociaciones (radiólogos, cardiólogos, etc), directivos de empresas de la salud, expertos en tecnologías de la información, juegan un papel crucial a la hora de guiar el desarrollo de IHE y de establecer las prioridades de integración. Estos colaboran con representantes de los vendedores para identificar obstáculos a la integración y de solventarlos diseñando soluciones.

Algunas de las sociedades patrocinadoras de IHE son: *Healthcare Information and Management Systems Society* (HIMSS), *American College of Cardiology* (ACC), *Radiological Society of North America* (RSNA), *European Association of Radiology* (EAR), *European Congress of Radiologists* (ECR), *Coordination Committee of the Radiological and Electromedical Industries* (COCIR), *Deutsche Röntgengesellschaft* (DRG), *EuroPACS Association*, *Groupement pour la Modernisation du Système d'Information Hospitalier* (GMSIH), *Société Française de Radiologie* (SFR), *Società Italiana di Radiologia Medica* (SIRM), *British Institute of Radiology* (BIR), *College of Radiographers*, *Institute of Physics and Engineering in Medicine*, *NHS Information Authority*, *Royal College of Radiologists* (RCR), *MEDIS-DC*, *Japan Industries Association of Radiological Systems* (JIRA), *Japan Association of Healthcare Information Systems Industry* (JAHIS), *Japan Radiological Society* (JRS), *Japan Society of Radiological Technology* (JSRT) y *Japan Association of Medical Informatics* (JAMI) entre otras.

## 2. Relación entre los estándares existentes e IHE

Como ya se ha comentado, IHE trabaja en definir y documentar soluciones basadas en estándares para solucionar necesidades operacionales y clínicas de integración. Por lo tanto, no es un nuevo estándar que los equipos deban cumplir para realizar determinada función, y tampoco viene a sustituir a ninguno de estos estándares. Pero si no es un estándar, ¿qué es lo que es?, IHE es únicamente un marco de implementación, un armazón sustentado por los estándares existentes pero con la forma de documentos de consenso acerca de cómo pensar acerca de cómo discutir y de cómo solucionar satisfactoriamente los problemas de integración de la forma más eficiente y económica, los denominados "Marcos Técnicos IHE".

Los principales estándares utilizados en la actualidad por IHE son DICOM (Transferencia y archivo de imágenes - RX, CT, RM, MN, US, así como imágenes de microscopía, electrocardiogramas, etc. -), Conexión con sistemas de impresión, intercambio de imágenes en medios portátiles, Intercambio de listas de trabajo, Información acerca del compromiso de almacenamiento, Pasos de procedimientos realizados, Estados de presentación de las imágenes en escala de grises, Informes estructurados, ...), y HL7 (Información de Pacientes, Información de Peticiones, Información de Resultados, Arquitectura de Documento Clínico, ...).

El listado de estándares en uso por IHE es cada día más amplio en función de las necesidades de integración y funcionalidad de los nuevos sistemas y de los nuevos dominios (campos de acción) de IHE. Actualmente se están utilizando entre otros: NTP, MIME, SNTP, X509, XML, XHTML 1.0, SQL, PS115-99, así como más de 20 normas RFC.

IHE no se limita a establecer el uso de estos estándares mediante el uso de un conjunto coordinado de transacciones según estos, sino que puede recomendar la selección de determinadas opciones, define por ello implementaciones restrictivas de los estándares; IHE no introduce elecciones técnicas que contradigan a los estándares, sino que si se detectan errores o se identifican extensiones a estos, la política de IHE es dar cuenta de estos a las entidades responsables de los estándares para que se resuelvan según las estrategias de evolución de estos.

El que un producto especifique qué capacidades IHE integra y que dicho producto haya pasado con éxito las pruebas de verificación IHE sobre estas capacidades, no tiene ninguna implicación sobre el cumplimiento de los estándares en los que se basan. Por lo tanto, el comprador de dicho producto además de verificar que las capacidades IHE del producto son las adecuadas para las funciones requeridas y el entorno de sistemas con los que va a integrarse, deberá verificar las especificaciones del mismo con respecto a los estándares implicados (DICOM, HL7, ...).

## 3. Estructura y Funcionamiento de IHE. IHE-E

La iniciativa IHE se ha expandido a lo largo de todo el mundo, aumentando simultáneamente la cantidad de dominios clínicos (Radiología, Cardiología, Laboratorio, etc) a los cuales se aplica. Por otro lado tenemos que recordar que su base de desarrollo es la colaboración voluntaria de numerosos estamentos y/o personas (proveedores de servicios médicos, profesionales de la medicina y de la información, asociaciones profesionales, vendedores, etc). Es por todo ello que se hace imprescindible el diseño de una estructura efectiva que permita una adecuada comunicación y cooperación, y suficientemente flexible para reflejar la naturaleza cooperativa y voluntaria de la iniciativa.

En la fig. 1 tenemos reflejada la estructura, función y ámbito de aplicación en cada una de los elementos que constituyen IHE. Podemos observar una división en tres grandes áreas:

- Un comité estratégico de desarrollo encargado de tareas de coordinación y guía de la iniciativa,
- Una serie de estructuras a nivel internacional, orientadas por dominios, y con el objetivo de realizar las actividades de desarrollo, es decir, en la elaboración de descripciones de cómo utilizar los estándares para lograr una comunicación fluida y eficiente entre diferentes SI (Sistemas de Información). Este desarrollo queda plasmado en los Marcos Técnicos de IHE (*IHE Technical Framework*), uno por cada ámbito de desarrollo de la iniciativa (Cardiología, Infraestructura de SI, Laboratorio, Radiología, etc).
- Una serie de estructuras a nivel regional (Norte América, Europa y Japón) y nacional y cuyas principales funcio-

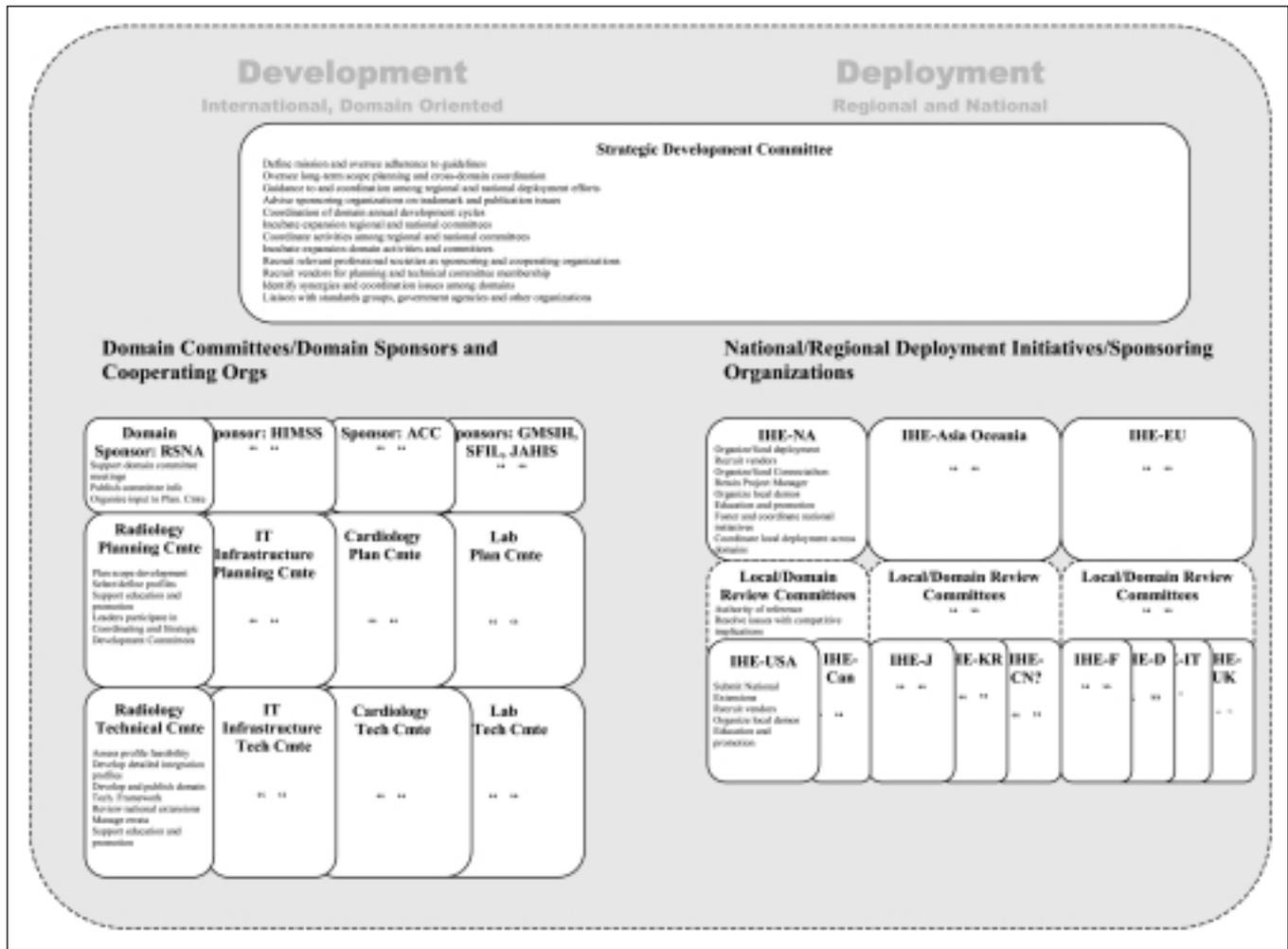


Fig. 1. Estructura, función y ámbito de aplicación cada una de los elementos que constituyen IHE.

nes son las actividades de despliegue (o utilización), una serie de iniciativas destinadas a probar, demostrar, promocionar y educar en el uso de los Marcos Técnicos.

### Comité estratégico de desarrollo

Es el organismo más amplio de IHE, siendo responsable entre otros aspectos de:

- Definir la misión de IHE, una guía del proyecto y supervisar su cumplimiento
- Supervisar el cumplimiento de los planes a largo plazo y de la coordinación entre dominios
- Proveer de guías y coordinación entre los esfuerzos de despliegue regionales y nacionales
- Mantener informados a las organizaciones patrocinadoras acerca de patentes y publicaciones
- Coordinación de actividades entre comités regionales y nacionales
- Identificación de sinergias y coordinación entre dominios
- Relaciones con grupos de estandarización, agencias gubernamentales y otras organizaciones

Está compuesto por miembros seleccionados y personal de las organizaciones patrocinadoras, co-directores actuales y anteriores de los comités técnicos y de planificación de dominios, representantes invitados de las iniciativas regionales y nacionales, y expertos invitados de cada dominio, así como representantes de organizaciones relacionadas con los dominios en desarrollo.

### Actividades de Desarrollo

Como ya hemos comentado IHE define y documenta soluciones a problemas reales de integración, plasmando dichas soluciones en los Marcos Técnicos. El trabajo de desarrollar estas soluciones se organiza en dominios, de acuerdo a la estructura del ámbito sanitario en departamentos y disciplinas. En la actualidad existen varios dominios activos (Cardiología, Infraestructura de las Tecnologías de la Información, Laboratorio, Radiología, Gestión de Medicamentos y Farmacia, ...) y otros que están en proceso de estudio o de implementación (Radioterapia, Anatomía Patológica, Coordinación del Cuidado del Paciente, ...).

El desarrollo y publicación de estos Marcos Técnicos se produce en el marco de los Comités de Planificación y Técnico (específicos por dominio) con la supervisión y el soporte de las organizaciones patrocinadoras. Los Comités de Planificación son los responsables de desarrollar y revisar las propuestas de Perfiles de Integración, de determinar prioridades de desarrollo y de la comunicación y coordinación del desarrollo entre dominios. Los Comités Técnicos son los responsables de determinar la viabilidad de las prioridades de desarrollo, de desarrollar documentación detallada sobre las propuestas de Perfiles de Integración aprobados, y de desarrollar y mantener el Marco Técnico.

Estos comités están compuestos por representantes de las organizaciones cuyos sistemas y software son utilizados dentro del dominio respectivo, siendo, en general, las sociedades profesionales y asociaciones comerciales relacionadas con el dominio sus organizaciones patrocinadoras y compartiendo la responsabilidad de la logística y los gastos de las actividades de los Comités. Otras asociaciones pueden optar por participar como patrocinadores asociados, sin responsabilidades económicas pero sí de comunicación de los logros y las actividades de IHE a sus miembros y a los fabricantes de productos asociados a dicho dominio.

#### Actividades de Despliegue

Para fomentar la puesta en práctica de los perfiles de la integración de IHE, la iniciativa de IHE ha establecido un proceso de prueba, demostración, educación y promoción de la interoperabilidad. Estas actividades se desarrollan dentro del marco de las iniciativas regionales (Norte América, Asia-Oceanía y Europa) y de las iniciativas nacionales nacidas bajo estas. Tanto las iniciativas regionales como nacionales están soportadas y supervisadas por asociaciones nacionales/regionales de profesionales e incluyen miembros y personal de estas asociaciones, así como representantes de vendedores locales.

Es en este entorno donde se encuadran las actividades de IHE-E, como iniciativa nacional englobada dentro de la regional IHE-Europa. Entre sus funciones, en alto grado solapadas con las de la iniciativa regional, se encuentran:

- Desarrollar y proponer extensiones de ámbito nacional al Marco Técnico que resuelvan necesidades locales específicas debido a exigencias de la legislación o a prácticas tradicionales.
- Planificar y apoyar la realización de las pruebas de interoperabilidad entre sistemas (Connectathons) y demostraciones.
- Reunir a todos aquellos interesados en la iniciativa, incluyendo participantes, financiadores y colaboradores.
- Planificar y apoyar la realización de demostraciones y reuniones promocionales y educativas.
- Publicar y difundir material educativo y promocional de acuerdo con las directrices de las iniciativas regionales.

Más adelante entraremos en más detalles acerca de cuáles han sido las actividades desarrolladas o en las que ha participado IHE-E desde su constitución hasta la fecha.

#### 4. Marcos técnicos. Desarrollo.

Para una mejor comprensión de IHE es necesario explicar cómo se estructuran y desarrollan los Marcos Técnicos, junto con el proceso de validación de productos comerciales IHE.

En las fig. 2 y fig. 3 representamos estos dos aspectos. La primera representa la estructura de un Marco Técnico (recordemos que corresponde a un área dentro del entor-

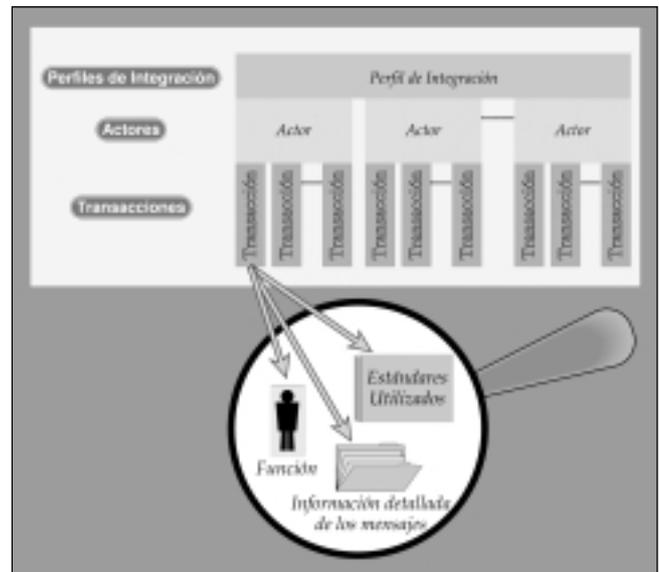


Fig. 2. Organización y estructura de un Marco Técnico.

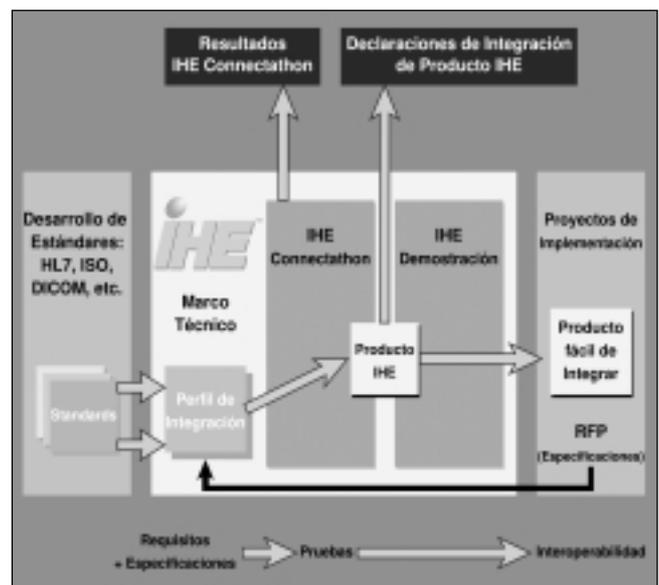


Fig. 3. Esquema fundamental del desarrollo, verificación y utilización de productos con especificaciones IHE.

no sanitario), el cual se subdivide en distintos Perfiles de Integración (o problemas identificados dentro del Dominio). Cada perfil de integración cuenta con distintos actores que representan cada una de las funciones que uno o varios sistemas pueden realizar, como por ejemplo un visualizador de informes, una modalidad de adquisición, un repositorio de documentos o un servidor de tiempos. Las transacciones son las interacciones posibles entre los actores para transferir la información sobre la base de mensajes estructurados según estándares.

En la segunda se representa el ciclo anual que conduce desde la identificación de una problemática de integración hasta la comercialización del producto con especificaciones IHE. Este proceso se estructura básicamente en 4 fases: 1) la identificación, clarificación o corrección de un problema de integración, 2) la definición y especificación del perfil de integración correspondiente dentro del Marco Técnico del Dominio, 3) la implementación de los productos por parte de los vendedores y su verificación por dos vías, mediante herramientas desarrolladas por IHE para su verificación y mediante pruebas frente a otros productos de otros fabricantes en los Maratones de Conectividad (Connectathon) y 4) la publicación por parte de los vendedores de las Declaraciones de Integración para documentar las capacidades IHE de sus productos. Estas capacidades IHE podrán ser utilizadas por los usuarios dentro de las especificaciones técnicas de compra de un producto para facilitar los procesos de adquisición de equipamiento.

## 5. Primer año de IHE-E

IHE-E es una iniciativa que nace de la SERAM en el año 2003, estando abierta desde el primer momento a la participación de otras sociedades científicas y todas aquellas personas, administraciones y empresas relacionadas con el entorno sanitario. Se constituye formalmente el 5 de abril de 2005 en reunión y Junta General extraordinaria. En ella, además de la constitución, nombramiento de la Junta Directiva, y aprobación de los estatutos, se establece la necesidad de constituir Subcomités Técnicos de trabajo (en la actualidad 10: Radiología, Laboratorio, Cardiología, ITI: Infraestructura de las Tecnologías de la información, PCC: Coordinación del Cuidado del Paciente, Anatomía patológica, Dermatología, Nefrología, Neumología y Traducción) con un reglamento aprobado en junio del mismo año.

En la actualidad IHE-E está compuesta por 8 empresas patrocinadoras y 9 colaboradoras, por 9 Administraciones y Hospitales, por 114 usuarios y 4 Sociedades Científicas (SERAM, SEFM, HL-7 España, y la Sociedad Española de Informática de la Salud, SEIS).

Variadas e importantes han sido las actividades divulgativas desarrolladas durante este año, podemos citar en primer lugar la celebración de un Curso sobre IHE en Santiago de Compostela y la participación en numerosos congre-

sos y foros: Forum Health Euromed 2005, II Foro Ibérico de Telemedicina, IV foro de Normalización TICs en Salud, IV Jornada del Fòrum Català d'Informació i Salut, II Encuentro Hospital Digital y el Congreso de la SERAM.

Otras actividades han sido desarrolladas por alguno de los Subcomités de trabajo, con la presentación de la extensión nacional al Marco Técnico (un conjunto de requisitos o puntualizaciones que se realizan para dar cabida a las peculiaridades locales, ya sean legislativas, de idioma o de forma de trabajo), el importante papel que el grupo de Anatomía Patológica está jugando en la gestación de este nuevo dominio en estrecha colaboración con el grupo Francés (se participa en los grupos de trabajo WG26 de DICOM y el HL7-Pathology SIG de HL7), la traducción en curso del Manual del Usuario de Radiología, y la creación de una herramienta de traducción de términos IHE al castellano.

### Connectathon

Por último y quizás como actividad más relevante de este año, IHE-E ha tenido el honor de organizar el Connectathon (el Maratón de Conectividad) Europeo. Este es un evento que se celebra anualmente, y que reúne a empresas de toda Europa que quieren validar el correcto funcionamiento de los Perfiles de Integración IHE implementados en sus productos sanitarios obteniendo así los *Integration Statements* (Declaraciones de Integración), la prueba de que sus productos cumplen con las especificaciones definidas por IHE. Ligado al Connectathon y con anterioridad se celebraron unas Jornadas de trabajo de preparación de éste y de difusión de las novedades, de los nuevos perfiles, y de los requisitos de aquellos productos que quisieran participar en él.

En la fig. 4 aparecen representados algunos momentos y equipos de los presentes en este Maratón de Conectivi-



Fig. 4. Imágenes del Connectathon Europeo celebrado en Barcelona en abril de 2006.

dad, que este año ha contado con la participación de 67 empresas europeas, con 117 sistemas y más de 250 personas presentes (ingenieros, comerciales, directores de proyectos, ...) y además con la presencia de 23 "árbitros" (4 de ellos españoles) de las pruebas de conectividad. Se han realizado pruebas en 5 dominios (Cardiología, Infraestructura de las Tecnologías de la Información, Laboratorio, Radiología y Coordinación del Cuidado del Paciente) testando, verificando y aprobando más de 700 combinaciones de vendedores y actores, con más de 1.600 pruebas realizadas.

Simultáneamente al evento se realizaron una serie de visitas guiadas al mismo para difundir la iniciativa IHE en España. Esta oportunidad la aprovecharon más de 50 personas, con representantes de administraciones sanitarias, empresas y sociedades científicas.

La importancia de este evento no descansa únicamente en los resultados visibles al finalizar el mismo, es decir, las pruebas realizadas y superadas, sino también y de manera fundamental en que representa un lugar de puesta en común de proyectos y de depuración de estos. Es muy común encontrarte ingenieros, ya sea en la propia sede del Connectathon o en la sede de la empresa solucionando en tiempo real los problemas que surgen durante la realización de las pruebas, para de esta manera poder repetir y superar las pruebas dentro de los plazos del evento. Se observa el esfuerzo tan importante que las empresas realizan para superar las pruebas y así obtener productos fáciles de integrar.

Como dato anecdótico de este Connectathon referir que durante éste se sentaron las bases para la realización del primer Maratón de Conectividad de América del Sur a celebrar en Uruguay simultáneamente y, de manera coordinada con el próximo Europeo, contando con el apoyo de IHE-Europa para su organización y realización.

## 6. Conclusiones

No son pocas las áreas de IHE que pueden atraer a un Físico Médico y que necesitan de sus conocimientos específicos para un desarrollo equilibrado. Tenemos dominios claramente vinculados a nuestra especialidad como son el de Radiología, con perfiles de integración como son la presentación consistente de imágenes, la imagen de Medicina Nuclear o de Mamografía, y el de la fusión de imágenes sólo por citar algunos. Están en desarrollo dominios como el de Radioterapia cuya implantación posiblemente modifique la forma de trabajar de todos nosotros y en los que claramente tenemos mucho que decir. Y por último tenemos también dominios que tratan de establecer procedimientos que hagan efectiva la existencia de una Historia Clínica Digital real, sin fronteras de servicios, instituciones sanitarias o administraciones, y en la cual

también sin duda nos veremos involucrados como profesionales sanitarios que somos.

No podemos olvidarnos tampoco de lo que puede aportarnos o de las exigencias de las nuevas tecnologías hacia nosotros, la ayuda en el conocimiento de los estándares de comunicación, el establecimiento de unas guías para la elaboración de los pliegos de prescripciones de compra de equipamiento, o de su valoración, la existencia de guías para la realización de pruebas de aceptación de dicho equipamiento en materia de los perfiles de integración y actores presentes, etc.

Terminar, por último, recordando la jornada organizada para octubre de este año en Málaga por la SEFM en colaboración con IHE-E para profundizar en los conocimientos sobre esta iniciativa, con la invitación a todos los socios interesados a que participen de ella y a que se unan a la iniciativa de IHE-E.

**Julio Almansa López**

*F.E.A. Radiofísica Hospitalaria. Hospital Puerta del Mar. Cádiz. Miembro de IHE-E desde su fundación en Abril de 2005*

## 7. Referencias Útiles

1. Dreyer KJ. Editorial: Why IHE?. *RadioGraphics* 2000; 20:1583-1584.
2. Siegel EL, Channin DS. Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 1. Introduction). *RadioGraphics* 2001; 21:1339-1341.
3. Channin DS. Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 2. Seven Brides for Seven Brothers: The IHE Integration Profiles). *RadioGraphics* 2001; 21:1343-1350.
4. Channin DS, Parisot C, Wanchoo V, Leontiev A, Siegel EL. Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 3. What Does IHE Do for ME?). *RadioGraphics* 2001; 21:1351-1358.
5. Henderson M, Behlen FM, Parisot C, Siegel EL, Channin DS. Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 4. The Roles of Existing Standards in IHE). *RadioGraphics* 2001; 21:1597-1603.
6. Channin DS, Siegel EL, Carr C, Sensmeier J. Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 5. The Future of IHE). *RadioGraphics* 2001; 21:1605-1608.
7. Channin DS. Integrating the Healthcare Enterprise: A Primer (Part 6. The Fellowship of IHE: Year 4 Additions and Extensions). *RadioGraphics* 2002; 22:1555-1560.
8. Hussein R, Engelmann U, Schroeter A, Meinzer HP. DICOM Structured Reporting (Part 1. Overview and Characteristics). *RadioGraphics* 2004;24:891-896.
9. Hussein R, Engelmann U, Schroeter A, Meinzer HP. DICOM Structured Reporting (Part 2. Problems and Challenges in Implementation for PACS Workstations). *RadioGraphics* 2004;24:897-909.
10. Moore SM. Using the IHE Scheduled Work Flow Integration Profile to Drive Modality Efficiency. *RadioGraphics* 2003; 23:523-529.
11. IHE en España. <http://www.ihe-e.org/>.
12. IHE en Europa. <http://www.ihe-europe.org/>.
13. Información sobre IHE alojada por HIMSS (Healthcare Information and Management Systems Society). <http://www.himss.org/IHE/>.
14. IHE Global. <http://www.ihe.net/>.
15. IHE Radiology Users Handbook [http://www.ihe.net/Resources/upload/ihe\\_radiology\\_users\\_handbook\\_2005edition.pdf](http://www.ihe.net/Resources/upload/ihe_radiology_users_handbook_2005edition.pdf).

### Curso Regional de Capacitación sobre Garantía de Calidad en el Diagnóstico por Imágenes

El curso se ha celebrado en México DF del 19 al 24 de junio y lo ha dirigido M<sup>a</sup> Ester Brandan. El curso ha sido organizado por la Universidad Nacional de México (UNAM), a través del Instituto de Física (IF), y el Instituto Nacional de Cancerología (INCan) y promovido por el OIEA, a través del Acuerdo Regional para América Latina (ARCAL), acuerdo en el que participan Bolivia, Colombia, Costa Rica, Cuba, El Salvador, Guatemala, Nicaragua, Panamá, Paraguay, Perú, República Dominicana, Venezuela, Brasil, Colombia, Cuba, Chile, México, y Perú. En el curso, participaron veinte alumnos de casi todos los países integrantes y fue impartido por los instructores expertos propuestos por el OIEA: Dr. Roberto Fraxedas de Cuba y Dr. Antonio López Medina de España, socio de la SEFM, que contaron con el apoyo del personal del Instituto de Física de la UNAM. El Dr. López Medina impartió los aspectos referentes a la Garantía y Control de Calidad en



Radiodiagnóstico, mientras que el Dr. Fraxedas aportó su amplia experiencia en el campo de la Medicina Nuclear. El curso se organizó con la pretensión de complementar la formación de los Físicos Médicos de la región y ayudar a implementar Garantía de Calidad en el Diagnóstico por Imágenes en todos los países firmantes del acuerdo. La ausencia de personal formado en Física Médica, y especialmente en este tema, hace

que aún sea necesaria incrementar la formación de estos profesionales en los países de América Latina y el Caribe.

**Antonio López Medina**

*Unidad de Radiofísica y Protección Radiológica  
Instituto Galego de Medicina Técnica  
Hospital do Meixoeiro (Vigo)*

Links relacionados:

<http://tc.iaea.org/tcweb/regionalsites/latinamerica/news/newsstory/default.a>

[http://www.dgi.unam.mx/boletin/bdboletin/2006\\_468.html](http://www.dgi.unam.mx/boletin/bdboletin/2006_468.html)

### Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente

El Simposium Internacional sobre la Protección Radiológica del Paciente constituye una puesta a punto sobre el estado actual y las necesidades futuras de esta disciplina científica basándonos en el Plan de Acción 2002-2006 del Organismo Internacional de la Energía Atómica.

La Conferencia Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente celebrada en Málaga del 26 al 31 de Marzo de 2001 (IAEA-CN-85), logró sentar las bases para la puesta en marcha de un Plan de Acción Mundial sobre esta materia, coordinado por el Dr. Pedro Ortiz López. Este Plan ha supuesto un gran avance en los últimos años para mejorar los aspectos de protección frente a la exposición a las radiaciones ionizantes que reciben los pacientes en el ámbito médico.

El uso de las radiaciones ionizantes en el área del Radiodiagnóstico Médico es sumamente frecuente y la obtención de imágenes de adecuada calidad para el diagnóstico médico con el menor coste de dosis es de gran importancia. Muchos son los estudios realizados que demuestran los beneficios del uso médico de las radiaciones, tanto para diagnosticar patologías como para tratar pacientes, caso de la Radioterapia y la Medicina Nuclear.

El Comité Científico sobre los Efectos de la Radiación Atómica de las Naciones Unidas (UNSCEAR) recoge en su documento técnico del año 2002, una cifra de más de 40 millones de estudios radiológicos anuales en España,

lo cual supone casi 1 estudio por habitante y con tendencia al alza.

En los últimos años, los procedimientos diagnósticos y terapéuticos con radiaciones ionizantes han evolucionado rápidamente, paralelamente al gran auge de las nuevas tecnologías. En el área del radiodiagnóstico se debe destacar el impacto de la radiología digital, mereciendo especial consideración la mamografía digital, los procedimientos de radiología intervencionista y los estudios de TC helicoidal y multicorte.

En el campo de la Medicina Nuclear, las imágenes fusionadas del CT-PET ofrecen la posibilidad de valorar al mismo tiempo la morfología y la funcionalidad de un órgano, lo cual conlleva un diagnóstico rápido y preciso para planificar y supervisar los tratamientos. Para los pacientes, ahora es posible obtener en un solo examen la misma información para la que se hubiesen necesitado varios exámenes hace algunos años. Sin embargo, las dosis de radiación pueden ser mayores y necesitan ser controladas.

Asimismo, con la llegada de Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT) y otras técnicas avanzadas de radioterapia, las técnicas de captación de imágenes se han convertido en un aspecto fundamental de la oncología radioterápica. Estos nuevos enfoques de tratamiento permiten al equipo médico planificar y administrar las dosis de radiación adaptadas de forma precisa a la anatomía y tumor de cada paciente.

Por último, debemos tener presente a la radiología pediátrica, donde las medidas de protección radiológica deben ser superiores, debido a la mayor predisposición de riesgo que posee un niño que un adulto.

Este Simposium Internacional nace de una propuesta de la última asamblea general de los miembros de la Sociedad Española de Protección Radiológica. Se ha organizado contando también con la Sociedad de Física Médica y con la colaboración de Organismos Internacionales y Nacionales que ya participaron en la Conferencia Internacional de 2001.

En base a ello, hemos logrado poner en marcha este importante evento científico con la inestimable ayuda y apoyo de los Organismos Internacionales y Nacionales como son el Organismo Internacional de la Energía Atómica (OIEA), la Organización Panamericana de la Salud (OPS) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (CIPR), el Ministerio de Sanidad y Consumo, el Consejo de Seguridad Nuclear, la Junta de Andalucía, el Ayuntamiento de Málaga y la Universidad de Málaga.

El Simposium contará con la participación de destacados profesionales internacionales en las nuevas técnicas diagnósticas y terapéuticas con radiaciones ionizantes, así como importantes expertos representando a las Sociedades Españolas de Radiología Médica, Medicina Nuclear, Radioterapia y Oncología, Radiología Vasculare Intervencionista, Radiología Pediátrica y Diagnóstico por la Imagen de la Mama.

El objetivo pues de este Simposium Internacional será valorar el estado actual y futuro de la protección radiológica del paciente, fomentando el diálogo y el intercambio de información entre la amplia diversidad de profesionales a los que va dirigido: radiólogos generales, radiólogos intervencionistas, médicos nucleares, oncólogos radioterapeutas, radiofísicos hospitalarios, físicos médicos, diplomados en enfermería radiológica, técnicos especialistas en radiología, funcionarios dedicados a la protección radiológica, ingenieros de equipos de rayos X, expertos encargados de elaborar normas de protección radiológica, gestores hospitalarios y otros funcionarios gubernamentales. Solo queda ya expresar nuestro agradecimiento a todas las entidades, públicas y privadas, que han contribuido a que este encuentro sea posible. Convencidos del gran nivel de las sesiones de trabajo, os damos la bienvenida a Málaga, en la cual espero que os sintáis como en casa.

**Rafael Ruiz Cruces**

*Presidente del Comité Organizador*

### **Campaña de calibración de 2006 en el LMRI del CIEMAT**

Desde finales de febrero, y a lo largo de tres meses, se ha llevado a cabo la campaña anual de calibración en unidades de dosis absorbida en agua en la energía del  $^{60}\text{Co}$ . Asistieron 42 Centros y se calibraron 81 conjuntos cámara-electrómetro. Destacaremos dos novedades respecto a campañas anteriores.

La primera novedad es que se ha iniciado la calibración de cámaras plano-paralelas. Se calibraron 38 pertenecientes a 31 Centros lo que, al representar casi la mitad de las calibradas, explica la extensión de la campaña. Aunque en principio esta oferta iba dirigida a aquellos Centros que no podían calibrarlas internamente, al no disponer de haces de electrones de alta energía ni de unidades de  $^{60}\text{Co}$ , la realidad es que la respuesta ha ido mucho más allá de la esperada. Esto significa que muchos Centros han optado por disponer de una segunda vía en la determinación de la dosis absorbida en agua con haces de electrones.

La segunda novedad es que se ha iniciado la determinación del coeficiente de calibración de un conjunto a partir del valor medio de las corrientes medidas usando ambas polaridades, tanto en cámaras plano-paralelas como en cilíndricas. Si bien es cierto que el tiempo empleado prácticamente se ha duplicado respecto a campañas anteriores, la buena consecuencia es que en una época donde las unidades de  $^{60}\text{Co}$  van disminuyendo considerablemente, el usuario se libera de determinar el factor de corrección por la polaridad usada en el proceso de calibración. Este factor aparecía en la formulación de la dosis absorbida en agua

para los haces de fotones y electrones, cuando el coeficiente de calibración se suministraba para una polaridad determinada.

Con respecto a la estabilidad de los conjuntos españoles con cámara de dedal, 18 de ellos ya habían sido calibrados en la campaña de 2003, naturalmente en una polaridad. Referenciados los coeficientes de calibración actuales a los que se obtendrían con la polaridad empleada en 2003, la diferencia de coeficientes 2006-2003, es en todos los casos igual o inferior a 0,35%, lo que da idea de una buena estabilidad en esta muestra de conjuntos españoles.

Por último, y al reseñar esta campaña de calibración, quisiéramos dedicar el mejor de nuestros recuerdos a José Miguel Fernández-Mayoralas, recientemente fallecido. Él, con su esfuerzo, tesón y dedicación, contribuyó sustancialmente a la existencia de tantas y tantas campañas de calibración en el Hospital 12 de Octubre. Descanse en paz.

**A. Brosed y A. González Leitón**  
*CIEMAT. Madrid*

### **Informe sobre el curso de la ESTRO "Dose modelling and verification for external beams" celebrado en Izmir**

Del 7 al 11 de mayo se celebró en Izmir (Turquía) el curso de la ESTRO "Dose modelling and verification for external beams". El curso fue impartido por los profesores D. Georg, A. Ahnesjö, M.M. Aspradakis, J. Izewska, B. Mijnheer y J. Olofsson. La impresión general sobre el curso fue excelente tanto por el contenido y forma de exponerlo como por la organización de todos los eventos que lo rodeaban. El curso trataba sobre el cálculo de unidades de monitor en máquinas de radioterapia externa para todo tipo de técnicas, tanto convencionales como modernas. La materia expuesta en el curso se separó en cuatro grandes bloques: conceptos básicos, cálculo de dosis para fotones, cálculo de dosis para electrones y medidas de dosis y verificación. En el primero de los apartados se exponían los objetivos y la motivación del curso así como una revisión de los protocolos internacionales de la IAEA (TRS 277, 381 y 398). También se explicaban cuatro ideas básicas para el cálculo de dosis como por ejemplo el teorema de Fano, el teorema de O'Connors y la dosis absorbida en un material en el seno de otro material. El segundo y tercer apartado seguían una estructura parecida, uno para fotones y el otro para electrones. Empezaban haciendo una descripción general de los cabezales para fotones y electrones según casa comercial y sobre los diferentes tipos de MLC que se pueden encontrar. Después se hacía una descripción física de los diferentes tipos de haces y a continuación se implementaban modelos de deposición de dosis. Básicamente

las presentaciones sobre modelos se centraban en los del tipo semianalítico y los basados en cálculos Monte Carlo con toda la correspondiente explicación sobre espacios de fase, fluencias y diversidad de códigos utilizados. En las exposiciones sobre el tema se valoraban el rango de utilidad de los diferentes modelos, y las tolerancias que se debían aplicar. Resultaban especialmente interesantes las presentaciones sobre cálculo de unidades de monitor para técnicas avanzadas, usando cuñas dinámicas, 3DCRT e IMRT. En la cuarta y última parte se hablaba un poco del control de calidad de los sistemas de planificación (TPS). Se hacía una referencia explícita al booklet 7 de la ESTRO como guía para el control de calidad en sistemas de planificación. También había tres presentaciones sobre verificación de dosis en técnicas avanzadas: que detectores usar; tipos de maniqués para IMRT; dosimetría *in vivo* con diodos, MOSFET, TLD, EPID y con geles. Finalmente este apartado concluía con una presentación sobre la red de auditorías internacional de dosimetría con TLD y una última presentación sobre el estado actual de la radioterapia en Turquía expuesta amablemente y magistralmente por Munir Kinay, profesor invitado de la Dokuz Eylul University, Tip Fakültesi Medical School (Izmir). En resumen, el curso es realmente útil y sirve para asentar completamente las bases de cálculo de dosis o como introducción al tema y a las últimas técnicas en radioterapia. Por último me gustaría agradecer la financiación obtenida de la SEFM sin la cual las asistencias a este tipo de cursos serían mucho más difíciles y por lo tanto menos frecuentes en detrimento de la formación de los físicos médicos nacionales.

**Carlos Pino León**  
*Residente II- Hospital de la Santa Creu i Sant Pau*

### **Impresiones sobre el curso de la ESTRO "Basic Clinical Radiobiology" celebrado en Ljubljana**

Celebrado entre el 21 y el 25 de mayo del 2006 en Ljubljana (Eslovenia) el curso formativo de la ESTRO "Basic Clinical Radiobiology" fue impartido por los profesores A. van der Kogel (director del curso), W. Dörr, V. Grégoire (presidente de la ESTRO), M. Joiner, S. Short y B. Wouters. Ampliamente multidisciplinario, el curso estaba dirigido a radiofísicos, radioterapeutas e investigadores del campo de la radiobiología. Contenía desde aspectos fundamentales de los procesos moleculares de la muerte celular y caracterización de las células tumorales hasta el modelo lineal-cuadrático y relaciones dosis-respuesta explicado todo ello de una forma bastante general. Así, para poder profundizar más en los aspectos específicos de cada área, el curso de unas 50 personas se separaba en tres grupos en las clases de tutoría: físicos, alumnos con pocos conocimientos de radiobiología y alumnos con conocimientos básicos. Dentro de

estas tutorías se permitía al alumno hacer preguntas y profundizar sobre los aspectos que más le hubieran llamado la atención de las clases de teoría. El curso también contaba con horas prácticas en las que se mostraban ejemplos de cómo usar el modelo LQ para la comparación de tratamientos con distinto fraccionamiento o para corregir errores en el fraccionamiento inicial. Contaba igualmente con workshops en los que se trataban casos clínicos y se invitaba al alumno a razonar qué fraccionamiento resultaría más conveniente. Un aspecto a destacar fueron las clases de los procesos moleculares eminentemente expuestas a pesar de la dificultad del tema. Radioterapeutas y radiofísicos del curso, habitualmente con poca formación acerca de los mecanismos de

reparación celular tuvimos la oportunidad en estas clases de ampliar conocimientos de bioquímica básica. Simplemente mencionar, para acabar, el buen ambiente presente entre los profesores del curso y destacar la oportunidad de tratar con profesionales de otros campos aspectos comunes del desarrollo terapéutico. Original curso tanto por la organización del mismo, como por el contenido heterogéneo que ayuda a alcanzar una visión global y fundamental de los procesos radiobiológicos involucrados en los tratamientos oncológicos con radiaciones ionizantes.

**Carlos Pino León**

*Residente II- Hospital de la Santa Creu i Sant Pau*

# Agenda

## Próximas convocatorias

### **Simposium Internacional sobre Protección Radiológica del Paciente**

Málaga, 2-4 octubre 2006.

*Información:* [www.siprp06.es](http://www.siprp06.es)

### **ESTRO 25**

Leipzig (Alemania), 8-12 octubre 2006.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **PET/CT Hands-On Short Course**

Houston, TX (EEUU), 13-15 octubre 2006.

*Información:* [gmoore@di.mdacc.tmc.edu](mailto:gmoore@di.mdacc.tmc.edu)

### **First European Workshop on Monte Carlo Treatment Planning; "Introduction of MCTP into the clinic"**

Gante (Bélgica), 22-25 octubre 2006.

*Información:* <http://www.ewg-mctp.ugent.be/>

### **Basic DICOM & Advanced DICOM**

Londres (Reino Unido), 24-25 octubre 2006.

*Información:* [www.bir.org.uk/article89.html](http://www.bir.org.uk/article89.html)

### **International Conference on Quality Assurance and New Techniques in Radiation Medicine**

Viena (Austria), 13-15 noviembre 2006.

*Información:* <http://www-pub.iaea.org/MTCD/Meetings/Meetings.asp>

### **IMRT and Other Conformal Techniques in Practice**

Gliwice (Polonia), 19-23 noviembre 2006.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **II Jornadas Internacionales de trabajo: Modelos de gestión para la participación de los agentes sociales en la toma de decisiones en Protección Radiológica**

Montbéliard (Francia), 29 noviembre-1 diciembre 2006.

*Información:* [www.sepr.es](http://www.sepr.es)

### **Image-Guided Radiotherapy in Clinical Practice**

Bruselas (Bélgica), 3-7 diciembre 2006.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **ICCR 2007: International Conference on the use of Computers in Radiation Therapy**

Toronto (Canadá), 4-7 junio 2007.

*Información:* [iccr@rmp.uhn.on.ca](mailto:iccr@rmp.uhn.on.ca)

### **9th Biennial ESTRO Meeting on Physics and Radiation Technology for Clinical Radiotherapy**

Barcelona, 8-13 septiembre 2007.

*Información:* [www.estro.be](http://www.estro.be)

### **10th EFOMP Congress - The First European Conference on Medical Physics**

Pisa (Italia), 20-22 septiembre 2007.

*Información:* <http://efomp-2007.df.unipi.it/>

## Próxima edición de cursos básicos

Física Médica: Baeza-Jaén, Enero-Febrero 2007

Secretaría SEFM: [secretaria@sefm.es](mailto:secretaria@sefm.es)

# Cursos de formación continuada. SEFM - 2006

## Acreditados por la Comisión de Docencia de la SEFM

### Simulación Montecarlo en Física Médica con PENELOPE y MCNP

*Código:* C02-SEFM/06

*Director:* José María Fernández-Varea. Doctor en Ciencias Físicas. Profesor Titular. Facultad de Física (ECM). Universitat de Barcelona.

En colaboración con el CIEMAT.

*Fecha y lugar de celebración:* Baeza (Jaén). Sede "Antonio Machado" UNIA. 15 al 17 de Noviembre de 2006.

#### *Objetivos del curso:*

- Presentar los fundamentos conceptuales de la simulación Monte Carlo del transporte acoplado de fotones, electrones y neutrones.
- Introducir a los asistentes en el uso práctico de los programas PENELOPE y MCNP.
- Aplicar las técnicas anteriores a situaciones de interés en física médica, para lo cual se abordarán ejercicios de radioterapia (braquiterapia y teleterapia), medicina nuclear y simulación de detectores.

#### *Temario:*

1. Conceptos generales sobre simulación Monte Carlo.
2. Introducción al programa PENELOPE.
3. Uso práctico de PENELOPE.
4. Introducción al programa MCNP.
5. Uso práctico de MCNP.

#### *Requisitos previos:*

Nociones de programación científica, preferiblemente en FORTRAN.

*Número de puntos de FCP:* 24 puntos (1 punto/hora lectiva)

### Radiología digital

*Código:* C03-SEFM/06

*Directores:* Ignacio Hernando González. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital del Río Hortega. Valladolid.

Manuel Alonso Díaz. Doctor en Ciencias Físicas. Hospital Marqués de Valdecilla. Santander.

*Fecha y lugar de celebración:* Valladolid: Hospitales Universitarios "del Río Hortega" y "Clínico". 25 al 28 de Octubre de 2006.

#### *Objetivo del curso:*

Ofrecer una visión global y coherente del estado actual de la tecnología digital disponible para la obtención, tra-

tamiento, análisis y gestión de imágenes en radiología. Facilitar elementos para la planificación de sistemas de radiología digital en centros de tamaño y características diversos. Presentar modelos para la elaboración de especificaciones y para la realización de pruebas de aceptación en el área de la radiología digital. Proponer procedimientos básicos de control de calidad de parámetros físico-técnicos en radiología digital.

#### *Temario:*

1. Conceptos básicos en radiología digital.
2. Sistemas de adquisición de imagen digital: Los sistemas digitales clásicos: TC y RM. Digitalización con cámaras CCD. Sistemas de fósforos fotoestimulables (CR). Sistemas de radiología directa (DR). Digitalización de imágenes sobre película radiográfica.
3. Sistemas de procesamiento de la imagen digital: Algoritmos y filtros. Estaciones de trabajo.
4. Visualización de la imagen digital: Monitores de diagnóstico y de visualización. Impresoras láser húmedas y secas. Sistemas alternativos. Impresión sobre papel.
5. Archivo de imágenes digitales: Sistemas de archivo masivo. Sistemas auxiliares de archivo. Compresión de imágenes.
6. Sistemas de gestión integral de imágenes: Conectividad. El estándar DICOM. Sistemas de comunicación y archivo de imágenes (PACS). Integración del PACS y los sistemas de información generales (RIS y HIS). Telerradiología.
7. Evaluación de imágenes digitales: Parámetros descriptivos de las características de una imagen. Resolución. Contraste. Eficiencia de detección cuántica (DQE). Ficheros de imagen.
8. Implantación de un sistema de radiología digital: Definición de necesidades. Especificaciones técnicas. Criterios de implantación de equipos. Pruebas de aceptación.
9. Control de calidad en radiología digital: Control de calidad de sistemas de adquisición de imágenes. Control de calidad de sistemas de sistemas de visualización y presentación. Control de calidad de sistemas de transmisión y gestión de imágenes. Evaluación de imágenes clínicas. La dosis a pacientes en sistemas de radiología digital.
10. Desarrollos basados en la radiología digital: Diagnóstico asistido por ordenador. Desarrollos en investigación y docencia.

*Número de puntos de FCP:* 36 puntos (1.2 puntos/hora lectiva)