

# Mamografía digital

## Digital mammography

**M Chevalier<sup>1\*</sup>, R Torres<sup>2</sup>**

<sup>1</sup> Física Médica. Departamento de Radiología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid.

<sup>2</sup> Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica. Hospital Universitario Río Hortega. Valladolid.

**Fecha de Recepción: 06/05/2010 - Fecha de Aceptación: 11/05/2010**

Los exámenes mamográficos constituyen una de las exploraciones radiológicas más exigentes debido a que simultáneamente requieren alta resolución espacial, alto contraste y un amplio rango dinámico. El sistema de registro más extendido en mamografía es el sistema cartulina/película debido a sus propiedades de alta resolución y alto contraste. Sus limitaciones se deben a su estrecho rango dinámico, el ruido estructural y que en ella concurren de forma inseparable el medio de adquisición de la imagen, de almacenamiento y de presentación. Se han empleado distintas tecnologías para fabricar detectores digitales que superen las deficiencias del sistema analógico. En este trabajo se describen estas tecnologías y se analizan sus ventajas y desventajas así como su impacto en los exámenes mamográficos y muy especialmente en los programas de cribado mamográfico.

**Palabras clave:** Mamografía digital, detectores digitales.

Mammography represents one of the most demanding radiographic applications, simultaneously requiring excellent contrast sensitivity, high spatial resolution, and wide dynamic range. Film/screen is the most widely extended image receptor in mammography due to both its high spatial resolution and contrast. The film/screen limitations are related with its narrow latitude, structural noise and that is at the same time the medium for the image acquisition, storage and presentation. Several digital detector made with different technologies can overcome these difficulties. Here, these technologies as well as their main advantages and disadvantages are analyzed. Also it is discussed its impact on the mammography examinations, mainly on the breast screening programs.

**Key words:** Digital mammography, digital detectors.

\* Correspondencia  
Email: chevalier@med.ucm.es

## Introducción

La mamografía ha tenido hasta la fecha un papel esencial en el diagnóstico de las enfermedades mamarias y, fundamentalmente, en la detección precoz del cáncer de mama reduciendo de forma probada la mortalidad asociada con esta enfermedad<sup>1</sup>. También constituye una herramienta precisa para localizar lesiones con el fin de abordar su tratamiento o realizar biopsias.

La utilización de la mamografía como procedimiento para la detección precoz del cáncer de mama es objeto de una continua polémica debido al riesgo de inducción de cáncer que conlleva la irradiación de mujeres que, en principio, no padecen ninguna patología<sup>2,3,4</sup>. A este riesgo hay que añadir los falsos positivos y falsos negativos que pueden producirse. Por tanto, la realización de la mamografía debe estar justificada según un balance riesgo beneficio basado en una efectividad en la detección precoz que garantice de forma razonable que los falsos positivos o falsos negativos son una proporción mínima. Por todo ello es necesario que las imágenes obtenidas sean de alta calidad y que la dosis de radiación recibida por la paciente sea la mínima compatible con ésta. Esto es posible siempre que se utilicen equipos de rayos X y detectores de la imagen adecuados, que estén debidamente calibrados y mantenidos y que estén sujetos a revisiones periódicas mediante controles de calidad estrictos y altamente exigentes.

Desde que la mamografía se implantó como examen radiológico específico se han realizado esfuerzos importantes para incrementar su capacidad diagnóstica adaptando el diseño de los equipos de rayos X y de los detectores de la imagen a las características particulares de la anatomía y morfología de la mama así como a las características de las lesiones de interés diagnóstico. El diagnóstico en mamografía requiere la detección y caracterización de lesiones con propiedades de atenuación muy similares a las de los tejidos sanos que componen la mama, de calcificaciones de pequeño tamaño (microcalcificaciones) y de posibles asimetrías y distorsiones del tejido mamario<sup>5</sup>. El sistema de registro de las mamografías más ampliamente extendido es el sistema cartulina/película debido a que presenta: alta resolución espacial (hasta 14 lp/mm) que posibilita la detección de las microcalcificaciones y de las finas especulaciones asociadas con ciertos tipos de cánceres; alto contraste, que favorece la visualización de diferencias muy sutiles entre los tejidos y las lesiones; distintos formatos, que permiten obtener imágenes de mamas grandes en una exposición única; posibilidad de presentar varias imágenes a la vez favoreciendo la comparación entre distintas proyecciones y con mamografías obtenidas previamente. La principal desventaja de este sistema de registro es su estrecho rango dinámico o latitud

que es consecuencia del comportamiento no lineal de la curva de respuesta de la película y del compromiso que es necesario mantener para obtener una resolución en contraste adecuada. Esto reduce la posibilidad de detectar diferencias sutiles en densidad y composición de los tejidos o estructuras que se encuentran próximos al borde de mama (atenuación muy baja) o en el centro de la mama (alta atenuación). Esta limitación es especialmente grave en el caso de mamas con una proporción de tejido fibroglandular muy alta (mamas densas). Otra limitación importante del sistema cartulina/película es el ruido estructural asociado al tamaño del grano de la película y a la falta de uniformidad espacial de la sensibilidad de la pantalla de refuerzo. El ruido estructural afecta esencialmente a la visualización de las microcalcificaciones. A todo esto cabe añadir que la eficiencia de detección cuántica está limitada por la necesaria resolución espacial. El sistema cartulina/película también presenta desventajas que afectan al flujo de trabajo y al manejo de las pacientes. La principal de ellas es que la película es al mismo tiempo el único medio de adquisición de la imagen, de almacenamiento y de presentación. Cualquier fallo en uno de esos tres procesos complica el resultado global siendo necesario tener que volver a llamar a la paciente para repetir la mamografía.

La introducción de los detectores digitales en mamografía abrió inicialmente un gran debate en su valoración frente al sistema convencional de cartulina/película<sup>6,7</sup> y sobre sus posibilidades para mejorar la sensibilidad y especificidad de la mamografía para la detección del cáncer en estadios iniciales<sup>8</sup>. De hecho, la mamografía ha sido la última modalidad radiológica en hacer la transición hacia la imagen digital. En la actualidad, está ampliamente reconocida la calidad de la mamografía digital y numerosos estudios han puesto de relieve que su exactitud diagnóstica es similar a la de la mamografía convencional<sup>9</sup>. Las características de los detectores digitales pueden mitigar parte de las deficiencias asociadas con el sistema de registro analógico<sup>10,11,12</sup>. El rango dinámico de estos detectores es muy superior al de la película y el valor del contraste (valor del gris) en cada punto de la imagen va a depender fundamentalmente de la precisión con la que se digitalice la señal (profundidad del píxel). Otra de las ventajas más destacadas del uso de estos detectores es la independencia de los procesos de adquisición de la imagen, presentación y almacenamiento pudiendo ser optimizados de forma separada. La adquisición de la imagen se realiza utilizando detectores de rayos X altamente eficientes y con un ruido muy bajo. La imagen se almacena digitalmente y se procesa utilizando distintos algoritmos diseñados específicamente para optimizar la visualización de las estructuras y detalles de interés diagnóstico. En el proceso de lectura de la imagen, el radiólogo puede ajustar la ventana de visualización (brillo, contraste y

aumento) en función de las características particulares de la mama o de una región de interés particular y realizar el diagnóstico de forma más fiable. Finalmente, las imágenes pueden ser transmitidas entre distintas instalaciones y remitidas a distintos especialistas facilitando el diagnóstico así como el manejo de la paciente. Sin embargo, los detectores digitales tienen una resolución espacial peor debido a los problemas técnicos de fabricación que conlleva hacer detectores con píxeles de tamaño pequeño que cubran el campo completo de la mama. Esta última característica ha motivado las reticencias más importantes al cambio ante la posibilidad de no poder detectar las microcalcificaciones y lesiones más finas. Otra desventaja importante, que afecta esencialmente a los sistemas mamográficos que llevan el detector integrado es su elevado coste.

En nuestro país los primeros sistemas de mamografía digital comenzaron a instalarse hace aproximadamente 10 años lo que permite tener en la actualidad una cierta perspectiva para valorar el impacto en la práctica clínica de algunas de las ventajas inicialmente definidas para esta modalidad. Por ejemplo, la posibilidad de optimizar la interpretación o visualización de la mamografía ha tropezado con dos importantes escollos. El primero de ellos, puesto de manifiesto en numerosos foros, es el aumento del tiempo que el radiólogo dedica a la interpretación de la imagen debido a las mayores posibilidades para manipularla y mejorar la detección de los detalles de interés diagnóstico: contraste, brillo, inversión de la imagen, aumento, etc. El segundo, está asociado con el coste relativamente alto de los monitores recomendados para mamografía (5MP) que lleva a que determinadas instalaciones prescindan de ellos. En estas instalaciones la imagen se imprime y se interpreta de la misma manera que la película tradicional. Otra ventaja importante asociada con la mamografía digital es la relacionada con la posibilidad de almacenar las mamografías favoreciendo el seguimiento de las pacientes así como el diagnóstico basado en la comparación con mamografías previas. En este caso, el principal problema ha surgido como consecuencia del tamaño de las imágenes mamográficas (entre 8MB y 50MB) que ha de multiplicarse por dos en el mejor de los casos y que complica su almacenamiento siendo necesaria una inversión adicional.

El desarrollo de sistemas mamográficos digitales ha significado la superación de retos tecnológicos importantes debido a los requisitos estrictos de los exámenes mamográficos. Una vez dados los primeros pasos y resueltos los primeros escollos, las posibilidades de progreso aumentan considerablemente propiciando la aparición de nuevas modalidades de adquisición de la imagen. Con el objetivo de mejorar la sensibilidad y especificidad de la mamografía, distintos fabricantes están en la actualidad realizando ensayos clínicos de nuevas modalidades tales como la tomosíntesis, el realce de contraste por sustracción digital de imágenes

obtenidas con espectros de distinta energía, el contraste de fase, etc. La aportación más valiosa de la tecnología digital al campo de la mamografía se debe al hecho de tener los datos asociados a la imagen en formato digital favoreciendo la utilización y el desarrollo de sistemas de detección y caracterización ayudada por ordenador (CAD) que están siendo un elemento importante de apoyo al diagnóstico.

En este artículo se revisan las características de los detectores utilizados en mamografía digital analizando sus posibles ventajas y desventajas. Previamente se describen los parámetros o métricas que se utilizan para describir la calidad de la imagen digital.

## Calidad de imagen en mamografía digital

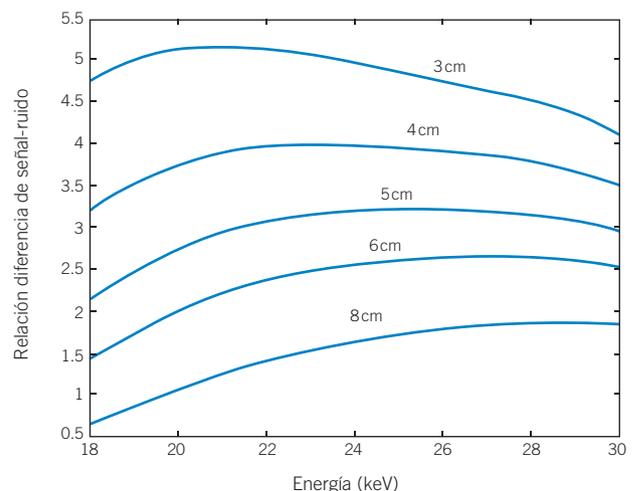
La sensibilidad de un detector o receptor de imagen determina la magnitud de la señal que proporciona en respuesta a la energía del haz de radiación incidente. La sensibilidad depende de distintas propiedades como son entre otras la eficiencia de absorción del material utilizado y el factor de conversión de la energía radiante absorbida en una señal secundaria que puede ser un fotón de luz o carga. Como es bien sabido, la respuesta en los sistemas analógicos se mide a través de la densidad óptica (DO) y la sensibilidad determina el valor de la dosis requerida para alcanzar un valor específico de la densidad óptica (DO) de la imagen. Esta DO se elige para asegurar que la mayor parte de los valores de exposición que alcanzan al receptor tras atravesar la mama están en la zona útil de la curva característica de la película (zona lineal). En mamografía digital, la respuesta o señal que se mide es un valor numérico (valor del píxel) que está relacionado con la dosis incidente a través de la *función de respuesta* que puede ser lineal o logarítmica dependiendo de la tecnología del detector. A diferencia de lo que ocurre en los sistemas analógicos no existe un valor óptimo para el intervalo de valores de dosis o exposición que ha de alcanzar al detector. Valores bajos de la exposición originan imágenes más ruidosas y los valores altos se restringen para que las dosis que recibe la mama estén por debajo de los valores de referencia definidos para este parámetro. En cualquier caso, no afecta al contraste con el que se visualiza la imagen que puede ser fácilmente modificado y optimizado cambiando los ajustes de la ventana cuando la imagen es presentada en un monitor. Esta característica de los detectores digitales favorece la utilización de espectros de rayos X más penetrantes, disminuyendo así el ruido y compensando la pérdida de contraste mediante el reajuste de la ventana de presentación de la imagen mientras que los valores de dosis glandular no se ven alterados<sup>13,14</sup>. La desventaja asociada es la posibilidad de obtener mamografías con valores altos de dosis sin que pueda ser detectado en la

imagen lo que pone de relieve la importancia de estimar los valores de esta magnitud para mamas con distintos espesores y no sólo para la mama promedio.

La resolución espacial determina las dimensiones del objeto de menor tamaño que podrá visualizarse en la imagen. Este parámetro se mide habitualmente utilizando patrones de barras que proporcionan el valor del límite de resolución a alto contraste. En mamografía digital el valor de este límite no aporta demasiada información sobre la calidad de los sistemas digitales. Todos los detectores digitales están constituidos en alguna manera por un conjunto discreto de detectores elementales (píxeles) que pueden estar presentes en la etapa de la absorción del haz de radiación incidente o en la etapa de lectura. Los detectores digitales realizan un muestreo continuo de la imagen proyectada (imagen radiante) con un período de muestreo ( $p$ ) igual al espaciado entre píxeles. Variaciones en la señal incidente que tengan lugar entre dos píxeles consecutivos no son detectadas (muestreadas) y no serán puestas de manifiesto en la imagen. Por tanto, los detalles con frecuencias espaciales superiores al valor de la frecuencia de Nyquist ( $1/2p$ ) o frecuencia de corte serán submuestreadas originando la aparición de *aliasing* en la imagen con la consiguiente pérdida de información<sup>5,15</sup>. El *aliasing* es más evidente cuando las estructuras tienen además una estructura periódica. La medida de la resolución espacial utilizando el patrón de barras tradicional está limitada por el valor de la frecuencia de Nyquist que es aproximadamente 6 lp/mm para un detector con un píxel de 85  $\mu\text{m}$ . Los valores de esta frecuencia para la mayoría de los sistemas mamográficos digitales están entre 5 y 10 lp/mm (test en contacto con el detector) poniendo en cuestión la capacidad de estos sistemas para formar imágenes de objetos de pequeño tamaño como son las microcalcificaciones. La respuesta en frecuencias espaciales del detector está determinada por la función de transferencia de modulación (MTF) que determina la transferencia de contraste en función de la frecuencia espacial. La MTF depende en amplitud de los distintos procesos de absorción que ocurren en un detector determinado siendo su valor máximo en el origen y decayendo a medida que aumenta la frecuencia espacial. El primer cero de la MTF aparece para una frecuencia igual a  $1/d$  siendo  $d$  el tamaño del píxel o área sensible del detector (apertura). El valor de la MTF hasta el primero cero se denomina MTF premuestreada. La mayor amplitud de la MTF (transferencia de contraste) que se produce en los sistemas digitales respecto a los analógicos para frecuencias inferiores a su frecuencia de Nyquist hace que se visualicen mejor los detalles de tamaño intermedio en las imágenes obtenidas con estos sistemas.

En estudios realizados en los que se han comparado imágenes de mamas obtenidas con cartulina/película

y con detectores digitales<sup>16,17,18,19</sup> se ha puesto de relieve que la resolución espacial del sistema digital no es el factor limitante en la detección de estas estructuras críticas. Estos estudios demuestran que es mucho más limitante un valor demasiado bajo de la relación señal ruido (RSR) o de la señal contraste ruido (RCR) que hace que detalles con tamaños aún superiores al asociado a la frecuencia de Nyquist no sean visibles incluso en imágenes obtenidas con película. La RSR junto con la RCR o la relación diferencia de señal ruido (RDSR) son algunas de las magnitudes que mejor definen la información radiológica que puede ser detectada en una imagen digital. La RSR depende de la dosis y del número de fotones utilizados para obtener la imagen así como de las características estructurales del sistema. La RCR y la RDSR dependen además del ruido, de la diferencia en las señales asociadas al detalle de interés y al tejido en el que se encuentra inmerso. Estas señales dependen del valor de su coeficiente de atenuación y varía en función de la energía del haz incidente.



**Fig. 1.** Relación diferencia de señal-ruido asociada a una microcalcificación de 200  $\mu\text{m}$  presente en mamas de distintos espesores e igual composición (50% tejido glandular/50% grasa). Valor del Kerma a la entrada de la mama = 1 mGy.

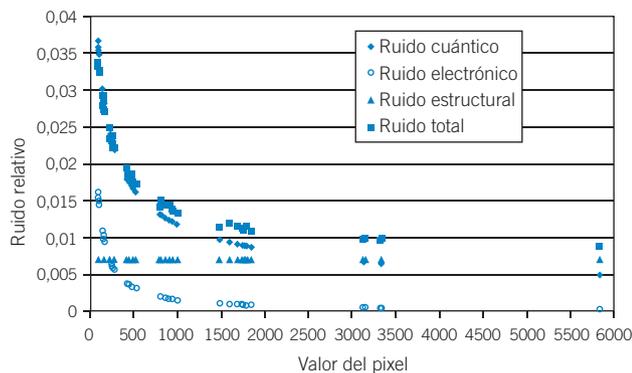
La RDSR se define en función del contraste entre el detalle y el tejido  $C$  el kerma aire incidente  $K$  y el ruido asociado a una región de interés del tejido  $\sigma_T$  y de la lesión  $\sigma_L$  como:

$$RDSR = \frac{2KC}{(\sigma_T^2 + \sigma_L^2)^{1/2}} \quad (1)$$

De acuerdo con el Modelo de Rose, sería necesario que la RDSR fuese superior a 4 para poder detectar la lesión de forma fiable. En la figura 1 se pone de relieve la necesidad de aumentar la dosis para poder detectar la lesión en mamas con espesores superiores a 3 cm<sup>15</sup>.

La RCR y la RSDR dependen del número de bits utilizados en la discretización de la señal (profundidad del píxel).

La componente principal del ruido en las imágenes radiológicas es el ruido cuántico asociado a las fluctuaciones estadísticas en la fluencia de fotones incidentes en el detector y a las variaciones aleatorias en la absorción de los mismos. La forma más simple de caracterizar el ruido es la medida de la desviación estándar  $\sigma$  del número de fotones absorbidos  $N$  en una determinada región del detector. Dicho número sigue la estadística de Poisson y, en consecuencia  $\sigma = N^{1/2}$ . El ruido estructural en los detectores digitales tiene su origen principalmente en la falta de homogeneidad en la sensibilidad de los distintos detectores elementales. Este ruido ocasiona la aparición de un fondo estructurado en la imagen que es habitualmente eliminado utilizando técnicas de aplanamiento de campo. Estas técnicas consisten en crear una máscara correctora a partir de una imagen directa y uniforme del haz de rayos X. A estos dos tipos de ruido hay que añadir el electrónico que se origina en los circuitos de lectura y amplificación de la señal. Cuando el comportamiento de  $\sigma$  no sigue la ley  $N^{1/2}$  es necesario analizar las contribuciones de cada uno de estos tipos de ruido para eliminar posibles fallos en el funcionamiento del detector<sup>20,21</sup>(ver figura 2<sup>22</sup>). La desviación estándar tiene un valor limitado ya que no aporta información sobre las características espaciales del ruido. Esta información se obtiene a partir del espectro de Wiener<sup>23</sup> o espectro de potencia del ruido que muestra como se distribuye la varianza de la señal en la imagen en función de las frecuencias espaciales.



**Fig. 2.** Representación de los valores de ruido relativo total (■), cuántico (▲), electrónico (○) y estructural (▲) en función del valor del píxel.

La eficiencia de detección cuántica<sup>23</sup> (DQE) es la magnitud que mejor describe el funcionamiento global del detector. Mide la capacidad del sistema para transferir la RSR incidente en función de la frecuencia espacial. El valor ideal para esta magnitud sería la unidad (el sistema solamente limitado por los procesos de interacción) pero, en la práctica, es siempre menor debido a la presencia de ruido y otros procesos que hacen que el contraste disminuya. La dificultad para medir de esta magnitud ha llevado a utilizar la resolución contraste-detalle como una medida de la capacidad del sistema para formar imágenes de detalles en función de su tamaño y de su contraste. La resolución contraste-detalle para un valor dado de la dosis está determinada por la DQE del detector. Un sistema con un valor alto de la DQE requiere de una dosis menor para proporcionar valores para la resolución contraste-detalle similares a los obtenidos con un sistema que tenga peor DQE. Las estrategias para determinar la resolución contraste-detalle se basan en la utilización de maniqués que contienen un conjunto de detalles con diámetros y espesores distintos. Los resultados que se obtienen con estos maniqués han de ser interpretados con reservas ya que proporcionan información sobre la visibilidad de los detalles inmersos en fondos uniformes muy alejados de los fondos estructurados presentes en las imágenes clínicas<sup>24</sup>.

## Tipos de detectores digitales de mamografía

Desde hace más de una década se han intensificado la investigación y el desarrollo de detectores para mamografía que cumplan con una serie de características como son: absorción eficiente de la radiación incidente, respuesta lineal para un amplio rango de exposiciones, ruido intrínseco bajo, resolución espacial adecuada, formato que sea apropiado para obtener imágenes de los distintos tamaños de mamas encontrados en la práctica clínica y sensibilidad adecuada que evite la irradiación excesiva del paciente, con tiempos de exposición aceptables. Las primeras experiencias se realizaron con detectores de fósforos fotoestimulables<sup>25</sup> y con detectores digitales para unidades de esterotaxia. En la actualidad los avances en los detectores ofrecen un incremento en la eficiencia de detección cuántica, una respuesta lineal en un amplio rango (1000:1) comparado con el sistema cartulina/película (40:1), y un bajo ruido, además de que se independizan los procesos de adquisición, visualización, y archivo lo que aporta la posibilidad de optimizar de forma independiente cada uno de ellos<sup>26</sup>.

En la tabla 1 se muestra la relación de fabricantes y las características de los detectores. Se pueden englobar en dos grandes grupos por su forma de uso. Al primero pertenecen los detectores fabricados con fósforos fotoestimulables que se denominan genéricamente detectores de radiografía computarizada (CR) y tienen la ventaja de poder ser utilizados con los equipos mamográficos de rayos X convencionales. El segundo grupo de detectores (DR) engloba todos aquellos que están integrados dentro de un sistema mamográfico digital propio.

## Sistemas de fósforo fotoestimulable

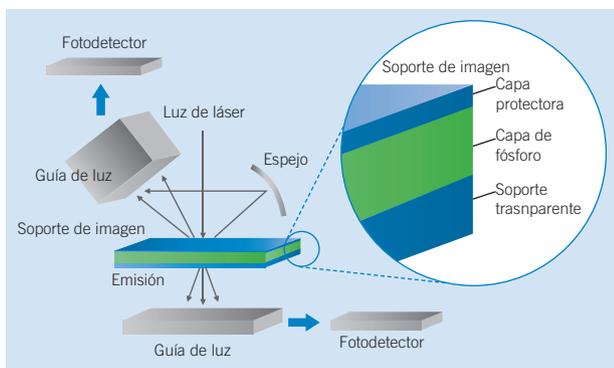
Los sistemas de fósforos fotoestimulables fueron introducidos por Fuji en 1981 bajo la denominación comúnmente utilizada de radiografía computarizada (CR). Es una de las tecnologías más asentadas en el campo de la radiología digital y, a lo largo de algo más de veinte años, ha evolucionado de manera considerable y se ha extendido ampliamente, hasta alcanzar también la mamografía donde los primeros estudios en los que se evalúa la efectividad de esta tecnología aparecen en la década de los 90<sup>27</sup>.

**Tabla 1.** Relación de fabricantes y tecnologías actualmente en uso en mamografía digital.

Fabricante	Modelo	Tecnología	Dimensiones detector	Tamaño píxel ( $\mu\text{m}$ )	Profundidad bit	Tamaño matriz	Tamaño Imagen (MB)
<b>Fósforo fotoestimulable (CR)</b>							
AGFA	CR 85/35X DX-M	BaSrFBrI:Eu CsBr:Eu	18 x 24 24 x 30	50	12	3560 x 4640 4760 x 5840	32 ~50
Fuji	Profect (todos los modelos)	BaF(BrI):Eu	18 x 24 24 x 30	50	12	3540 x 4740 4728 x 5928	32,8 ~50
Carestream	DirectView CR950/975	BaFBr:Eu	18 x 23 23 x 29	50	12	3584 x 4784 4800 x 6000	33,5 ~50
Konica	Pureview	BaFI:Eu	35 x 43	43,8	12	~8000 x 9800	
Konica	Regius 190: RP-6M/7M CP-1M	BaFI:Eu CsBr aguja de fósforo	18 x 24 24 x 30	43,8	12	~4360 x 5726 ~5760 x 7096	48,8
Philips*	Cosima X Eleva	BaF(BrI):Eu	18 x 24 24 x 30	50	12	3540 x 4740 4728 x 5928	32,8 ~50
<b>Detectores integrados (DR): panel plano</b>							
GE	Senographe 2000D	CsI sobre a-Si	19 x 23	100	14	1914 x 2294	8,8
GE	Senographe DS	CsI sobre a-Si	19 x 23	100	14	1914 x 2294	8,8
GE	Senographe Essential	CsI sobre a-Si	24 x 31	100	14	2394 x 3062	14
Siemens	Mammomat Novation	a-Se	24 x 29	70	14	3328 x 4084	27,2
Siemens	Mammomat Inspiration	a-Se	24 x 30	85	13	2800 x 3518	24
Hologic	Selenia	a-Se	24 x 29	70	14	3328 x 4096	27,2
IMS	Giotto	a-Se	24 x 30	85	13	2816 x 3584	20
Planmed Oy	Nuance	a-Se	17 x 24 24 x 30	85	13	2016 x 2816 2816 x 3584	16 20
Fuji	AMULET	a-Se con Tecnología DOS	18 x 24 24 x 30	50	14	3540 x 4740 4728 x 5928	32,8
<b>Detectores integrados (DR): sistemas de barrido</b>							
Sectra	MDM L30	Si contador cuántico	24 x 26	50	16	4915 x 5355	51,4
XCounter		Gas presurizado	24 x 30	50	16	4800 x 6000	---

\*Utiliza las placas de Fuji

Los sistemas de CR consisten en placas de fósforos fotoestimulables que se introducen dentro de un chasis similar al del sistema cartulina/película. La energía de los fotones de rayos X incidentes sobre la placa es absorbida localmente por los electrones de la red cristalina que pasan a niveles de energía superior metaestables donde quedan atrapados (centros F) formando la imagen latente, estable durante varias horas. Durante el proceso de lectura de la placa, un haz de luz láser muy focalizado realiza un barrido “estimulando” a los electrones a retornar al nivel de energía más bajo o nivel fundamental (luminiscencia estimulada). El paso a este nivel es realizado a través de transiciones entre niveles energéticos intermedios asociados a un material dopante que es introducido en la red cristalina. La longitud de onda de los fotones de luz emitidos depende del dopante utilizado y es distinta de la asociada a la luz láser. El número de fotones de luz emitidos en este proceso es proporcional al número de fotones de rayos X incidentes sobre la placa. La luz emitida es recogida por un fotomultiplicador donde se produce la conversión en señal eléctrica y su ulterior amplificación y digitalización<sup>5,28</sup>. Para mejorar la eficiencia de recolección de la luz se ha desarrollado un sistema de doble lectura (Fig. 3) consistente en recoger la luz emitida por los fósforos por ambos lados de la placa. En los sistemas de CR, una vez adquirida la imagen, es preciso borrar la información residual, lo que se consigue normalmente mediante un barrido de todo el fósforo con un haz de luz intensa que vacía las trampas electrónicas.



**Fig. 3.** Esquema de un sistema de doble lectura de fósforo fotoestimulable.

En mamografía, el barrido del haz láser (muestreo de la placa) se realiza paralelamente al lado del tórax al mismo tiempo que la placa se desplaza en dirección perpendicular. Estos barridos se denominan scan y subscan respectivamente. Las dimensiones del píxel quedan determinadas por la anchura del haz láser que es focalizado sobre la placa durante la lectura y por la distancia entre las distintas muestras. En este tipo de detectores, las dimensiones de la apertura (tamaño del píxel) suelen ser mayores que el espaciado de muestreo debido fun-

damentalmente a que la luz láser se dispersa al penetrar en la placa de fósforo y libera electrones atrapados en niveles que se encuentran a los lados de la dirección inicial del haz. Esto origina una imagen menos nítida pero tiene el efecto beneficioso de reducir el *aliasing*.

Distintos estudios<sup>29,30</sup> en los que se evalúan varios detectores utilizados en mamografía indican que la eficiencia de detección cuántica (DQE) de los CR es en general peor que la asociada a los detectores integrados. En estos estudios también se observa que la doble lectura de la placa conlleva una mejora en la DQE para bajas frecuencias (40%). La principal consecuencia de esta limitación es que la dosis necesaria para obtener imágenes de calidad aceptable es mayor que la que se necesita con los sistemas integrados y en algunos casos superior a la de la cartulina/película. Esto afecta a la visibilidad de las microcalcificaciones en áreas en las que hay mayor densidad de tejido glandular y el nivel de ruido es muy alto para los valores de dosis definidos como aceptables. También contribuye a esta situación la falta de optimización de los factores de exposición como consecuencia de usar equipos de rayos X diseñados para cartulina/película. Otro problema común tiene que ver con la utilización de algoritmos de procesamiento de la imagen diseñados para otro tipo de exploraciones que también conducen a que se reduzca la visibilidad de las microcalcificaciones<sup>31</sup>. Otra desventaja añadida es la presencia de suciedad en los chasis y en los sistemas de lectura que produce artefactos en la imagen que pueden oscurecer la presencia de microcalcificaciones o dar lugar a falsos positivos.

Para reducir los tiempos de lectura hasta valores inferiores a 10s, existen sistemas que sustituyen el barrido “punto a punto” por un barrido de “línea a línea” utilizando una fuente de luz lineal y una fila de fotodetectores. Los desarrollos tecnológicos en los fósforos fotoestimulables y en los sistemas de lectura permiten obtener imágenes con tamaños nominales de píxel de  $50\mu\text{m}$  para mamografía, con resoluciones que alcanzan  $8\text{pl/mm}$ <sup>32</sup>.

Este tipo de detectores digitales está ampliamente extendido debido, como ya se ha indicado, a que permite la digitalización de los sistemas de mamografía convencional sin necesidad de cambiar los mamógrafos con el consiguiente ahorro económico: basta con sustituir los chasis con la clásica combinación pantalla/película por otros que incorporen en su lugar una lámina de fósforo fotoestimulable. Naturalmente será preciso instalar equipos lectores de CR, pero incluso éstos, son necesarios en un número relativamente reducido dado que cada uno puede dar servicio a varios mamógrafos.

Es importante reseñar que tanto el programa británico de detección precoz de cáncer de mama (NHSBSP) como la Food and Drug Administration (FDA) de Estados Unidos aceptan únicamente la utilización del sistema de CR de Fuji Medical Systems para los programas de detección precoz de cáncer de mama.

## Sistemas con detectores integrados

Estos sistemas, reconocidos como sistemas rigurosamente digitales, tienen integrados el equipo de rayos X y el detector de forma que no pueden ser utilizados con cartulina/película. Al margen de las diferencias tecnológicas entre los detectores, cuyo desarrollo en los próximos años permitirá establecer sobre bases más fundadas la eventual superioridad de una u otra alternativa para diferentes aplicaciones, todos ellos presentan ventajas notables entre las que cabe citar:

- Producen una imagen inmediata, sin procesos intermedios de revelado, de lectura ni de ningún otro tipo. Hacen desaparecer los “chasis” y, con ello, permiten construir un entorno puramente digital, limpio, con tiempos muertos menores y con capacidad para incrementar el rendimiento de salas y equipos.
- Reducen las dosis a los pacientes o al menos no las incrementan dado que la eficiencia de los detectores empleados es sensiblemente mayor.
- Producen imágenes de calidad muy apreciable, mucho más estable y con posibilidades muy grandes de adaptación a cada necesidad concreta. En particular, su resolución de contraste es muy superior a la de los sistemas convencionales.
- Es posible optimizar la cadena completa de obtención de imágenes incluyendo los factores de exposición (kVp, combinación ánodo-filtro, etc.) que se seleccionan en función de las características de la mama (atenuación y espesor). Una consecuencia de ello ha sido el ahorro importante en las dosis en pacientes con mamas gruesas al seleccionar de forma automática espectros de mayor energía.

### Detectores de panel plano de selenio amorfo (a-Se)

El material utilizado habitualmente en la fabricación de este tipo de detectores es un fotoconductor que convierte directamente los fotones de rayos X en pares electrón-hueco. Por este motivo son denominados también de “conversión directa”. La carga generada es almacenada y medida como una señal electrónica.

Los detectores de este tipo más extendidos son los fabricados con selenio amorfo (a-Se) como material fotoconductor<sup>33,34</sup>. El esquema de funcionamiento se muestra en la figura 4. El haz de rayos X transmitido por la mama es absorbido por

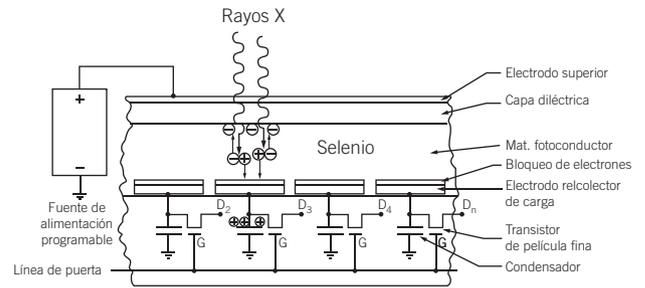


Fig. 4. Detectores de conversión directa. Esquema de funcionamiento de un detector de panel plano de selenio amorfo.

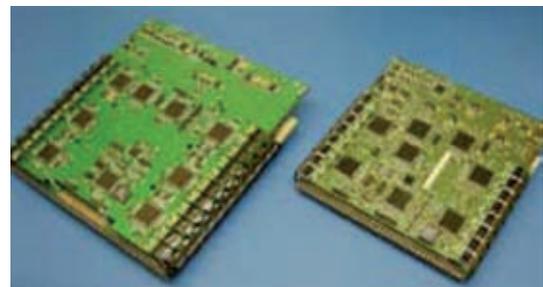
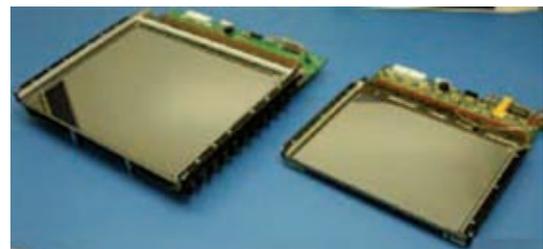


Fig. 5. Detectores de panel plano de selenio amorfo y electrónica de lectura.

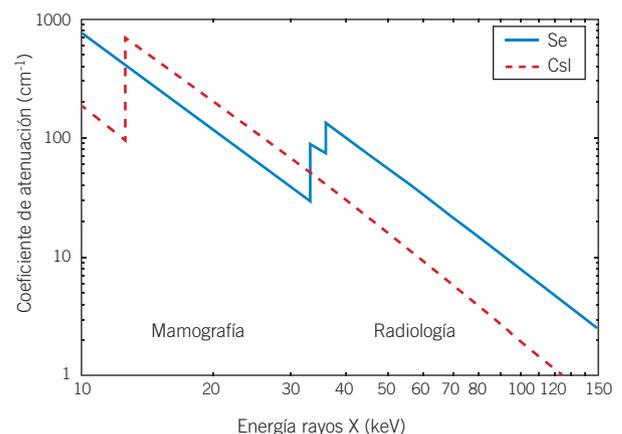


Fig. 6. Dependencia del coeficiente de atenuación con la energía de la radiación para el selenio y el yoduro de cesio.

la capa de selenio generando pares electrón-hueco. La carga generada es recogida aplicando un campo eléctrico intenso entre un par de electrodos situados en las superficies superior e inferior de la capa de selenio. Este método minimiza la dispersión lateral de la carga, garantizando una imagen de gran nitidez, con una MTF alta a la vez que se mantiene un espesor de detector suficiente para garantizar una eficiencia de detección también alta. La carga es leída por una matriz activa de TFT (Fig. 5) en contacto directo con la superficie inferior del selenio. En estos detectores es importante evitar la inyección de cargas desde los electrodos.

Con este fin, se interpone una capa de bloqueo entre los electrodos y el material activo. El espesor de la capa de bloqueo se fija para impedir que queden atrapadas cargas entre dicha capa y el electrodo de lectura que, de estar presentes, dan lugar a una imagen latente que degrada la imagen final producida por el detector. Este diseño reduce prácticamente a cero la corriente oscura del detector.

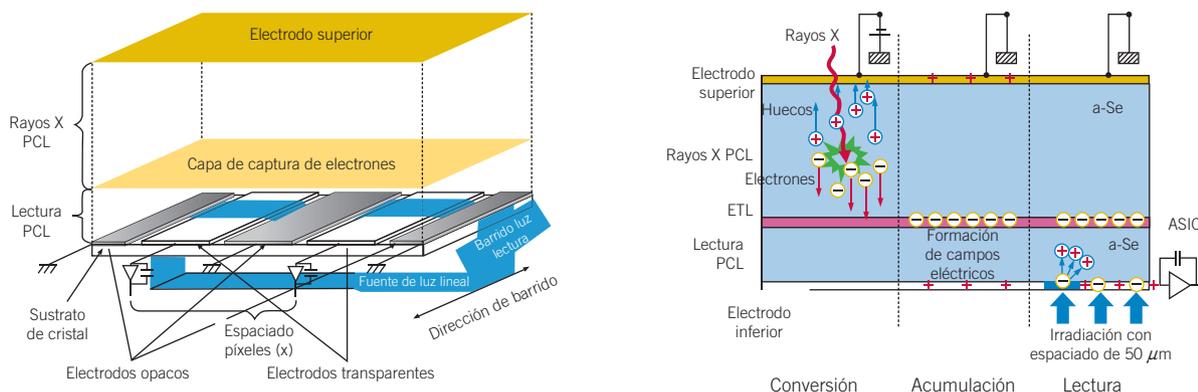
Suelen indicarse como ventajas relativas de los sistemas de selenio amorfo su mayor eficiencia cuántica en la detección de los rayos X en el intervalo de las energías típicas utilizadas en mamografía (20keV-30keV) comparada con el yoduro de cesio que, como veremos más adelante, utilizan los sistemas de conversión indirecta como detectores de la radiación. Esta ventaja del selenio a estas energías se invierte a energías mayores, utilizadas en la radiología convencional (véase la figura 6). Esta propiedad confiere al selenio amorfo una DQE superior al ser mayor su eficiencia de detección para las energías de interés en mamografía.

La limitación clásica que se atribuye a los detectores de selenio es una cierta remanencia de la imagen previamente adquirida, asociada a la persistencia de cargas eléctricas residuales una vez leído el detector.

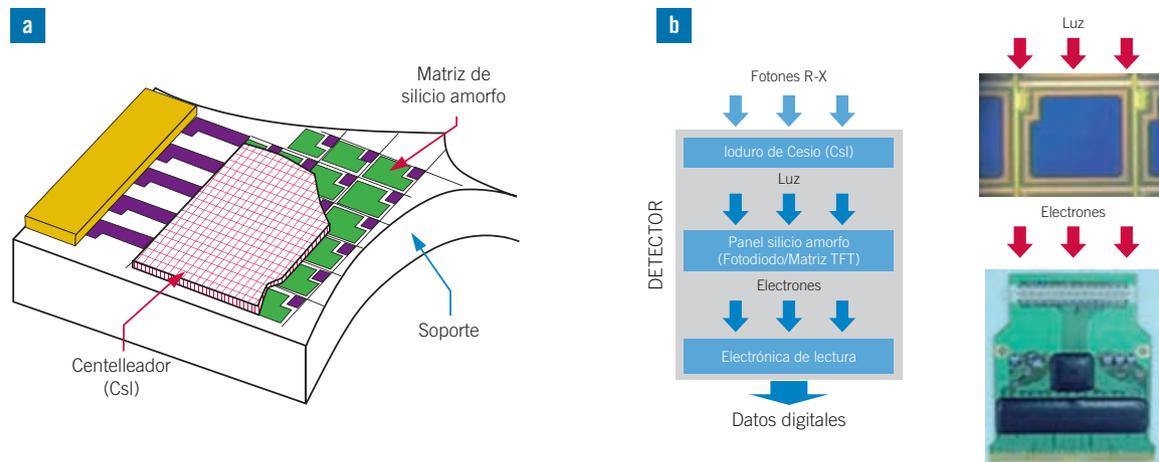
Esa remanencia exige aplicar técnicas de borrado de la imagen previa algo más complejas que con otros materiales.

### Detectores de panel plano de selenio amorfo (a-Se) con lectura directa por conmutación óptica (*direct optical switching*)

Estos detectores se caracterizan por tener un sistema de lectura de la carga acumulada basado en un método de descarga fotoinducido similar al que tiene lugar en la lectura de las placas de fósforo fotoestimulables<sup>35</sup>. Por tanto, el sistema de lectura basado en la matriz activa de TFTs es sustituido por la lectura por conmutación fotoconducciona con el objetivo de disminuir el ruido inherente asociado a la electrónica de los TFTs. El detector está formado por dos capas de a-Se (Fig. 7). El haz de rayos X incide sobre la capa superior generando pares electrón-hueco (“conversión”). Las cargas creadas se desplazan hacia la segunda capa bajo la acción de un campo eléctrico donde quedan almacenadas formando una imagen latente (acumulación). Finalmente, esta capa es barrida por una fuente luminosa lineal que induce la descarga de la capa creando una corriente eléctrica (lectura). El tamaño del píxel es de  $50\ \mu\text{m}$ , que es menor que el que presentan los detectores de conversión directa y queda determinado, en la dirección de barrido de la luz, por la velocidad de la fuente y el tiempo de descarga de los dispositivos electrónicos mientras que en la dirección perpendicular está determinado por el espaciado entre los electrodos transparentes. Las primeras evaluaciones de este sistema muestran mejores resultados en cuanto al ruido pero una MTF por debajo de la obtenida con los sistemas de conversión directa tradicionales y similar a la de los detectores de conversión indirecta<sup>36</sup>.



**Fig. 7.** Esquema del detector de doble capa de a-Se con tecnología de lectura "Optical Switching". PCL: Capa fotoconducciona; ETL: Capa de captura de electrones.



**Fig. 8.** a) Estructura de un panel plano de silicio amorfo con sus componentes fundamentales. b) Proceso esquemático de adquisición de imágenes en un panel plano de conversión indirecta.

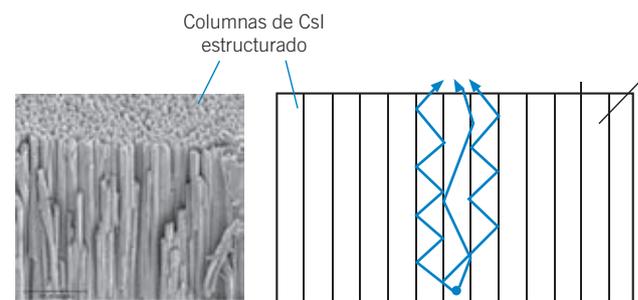
### Detectores de panel plano de (CsI:Tl) sobre Si amorfo(a-Si)

El funcionamiento de estos detectores se basa en un doble proceso de conversión. Los fotones del haz de rayos X son primeramente convertidos en fotones de luz y, en segundo lugar, los fotones de luz en señal eléctrica. Por este motivo se les suele clasificar en la categoría de detectores de “conversión indirecta”.

En este caso se utiliza una capa de material centelleante (CsI:Tl) como detector primario del haz de rayos X (Fig. 8). Este material, bien conocido por su empleo en intensificadores de imagen, emite luz al absorber los fotones de rayos X. El centelleador se deposita sobre una capa de material fotoconductor de silicio amorfo, cuya misión es transformar la luz producida en la lámina fluorescente en cargas eléctricas. Tales cargas, del mismo modo que en el panel de selenio, son medidas localmente por cada uno de los TFT que constituyen la matriz electrónica activa, dando lugar a una señal eléctrica esencialmente proporcional a la cantidad de radiación incidente<sup>37,38</sup>. Ambos procesos son prácticamente instantáneos de modo que para el usuario resultan en muchos aspectos equivalentes.

La desventaja de estos paneles se debe a la existencia de ese paso intermedio. Es necesario mantener un compromiso entre maximizar la eficiencia de detección cuántica del material centelleador y obtener una resolución espacial adecuada. Para lo primero se requiere que el espesor del material sea lo mayor posible para favorecer el proceso de absorción de los fotones de rayos X. Los fotones de luz generados se propagan a través del centelleador hasta alcanzar la lámina de silicio amorfo y en esta trayectoria se producen fenómenos de difusión lateral que tienden a limitar la resolución

espacial del conjunto, degradando la MTF. Para corregir en gran medida la dispersión lateral de la luz manteniendo un espesor adecuado se utilizan centelleadores estructurados, siendo el más típico el ioduro de cesio (CsI). Los cristales tienen forma de agujas de pocas micras de diámetro (Fig. 9) que se apilan lateralmente actuando como guías de la luz. Con esta estructura, el espesor del centelleador puede ser mayor mejorando la eficiencia cuántica de detección y minimizando las pérdidas en resolución espacial. En la tabla 1 se indican el tamaño de píxel y otras características de este detector. La dispersión lateral da lugar a un aumento de la apertura del sistema que tiene el efecto ventajoso de reducir los fenómenos de “aliasing”. Recientemente se han desarrollado algoritmos de preprocesado que operan realizando una deconvolución con la MTF asociada al detector optimizando la imagen final y posibilitando un espesor del centelleador mayor.



**Fig. 9.** Estructura del cristal centelleador de CsI: El CsI se hace crecer sobre un sustrato formando columnas que actúan guiando la luz. Con esta estructura, la función de dispersión de línea (LSF) o de punto (PSF) tienen una anchura menor y la MTF asociada tiene una anchura mayor propiciando la formación de imágenes de mayor nitidez.

## Dispositivos de carga acoplada (CCD)

Son detectores de conversión indirecta con un funcionamiento similar a los de panel plano. La diferencia se encuentra en que utilizan detectores de cargas acopladas (CCD) como elementos de conversión de los fotones de luz en carga y lectura de la señal. Los CCDs se acoplan al cristal de centelleo a través de fibras ópticas que guían los fotones luminosos para producir una mayor tasa de interacción con los CCDs.

Por razones de economía, este tipo de detectores se fabrica con un tamaño pequeño. Ha habido numerosos intentos de desarrollar detectores de campo completo a base de unir CCDs pero los resultados no han sido adecuados por lo que suelen utilizarse en exploraciones que no requieren un tamaño de campo grande tales como la estereotaxia<sup>39</sup>.

En mamografía de campo completo se ha desarrollado un *detector de barrido* consistente en una línea de CCDs acoplados a una capa de material centelleante (CsI:TI). El haz de rayos X se colima en forma de abanico adaptándose a las dimensiones del detector (1x24cm aproximadamente) que está situado en el interior del tablero que soporta a la mama. El haz de rayos X se desplaza en sincronía con el detector realizando un barrido de la mama (Fig. 10). Esta tecnología de adquisición de imagen es denominada barrido de ranura (*slot scanning*)<sup>40</sup> (Testic, 1999). La geometría del sistema favorece el que la radiación dispersa no sea capturada por el detector, mejorando el contraste de la

imagen y haciendo innecesaria la utilización de la rejilla antidifusora con la consiguiente reducción de la dosis impartida. El tiempo de exposición de un barrido típico es del orden de unos 5s. Aunque este tiempo es muy superior al indicado en las tolerancias de la mayoría de los protocolos (2s) hay que tener presente que el tiempo real que se invierte en adquirir la imagen asociada a cada paso del barrido es muy inferior (del orden de 0,2s). Por ello, las posibles pérdidas de calidad de la imagen asociada con el movimiento del paciente pierden importancia. Por otro lado, la fuerte colimación del haz unido al tiempo de exposición que se requiere para barrer la mama originan un calentamiento del tubo de rayos X grande. Este tipo de detector no está en la actualidad comercialmente disponible.

## Detectores de recuento de fotones

Los detectores descritos hasta ahora se basan en la recolección de la carga producida por los rayos X incidentes en cada uno de los elementos del detector (*del*) y su posterior digitalización para formar un elemento de la imagen. Operan, por tanto, como detectores integradores de energía, es decir, la imagen resultante está relacionada con la energía total absorbida por el material detector durante la interacción de los fotones de rayos X en cada uno de los *del*. Los detectores de recuento de fotones se basan en el recuento individual (fotón a fotón) de los fotones de rayos X incidentes.

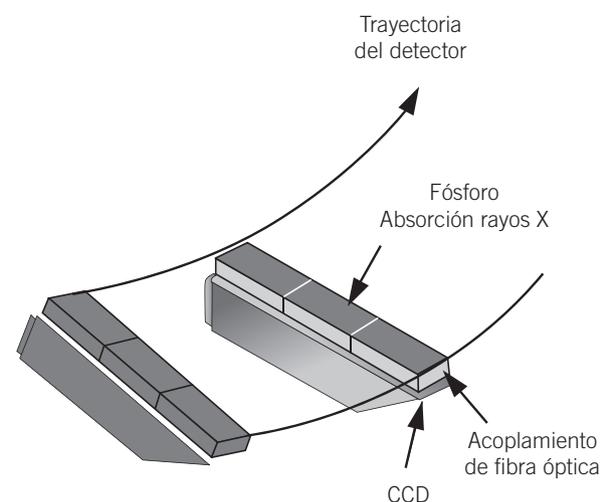
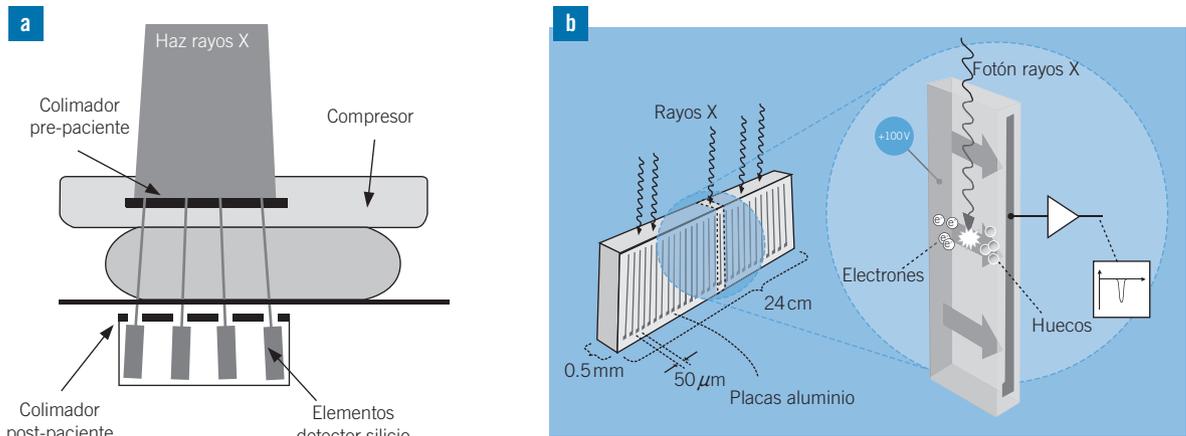


Fig. 10. Esquema del detector de barrido de "ranura" SenoScan system (Fischer Imaging).



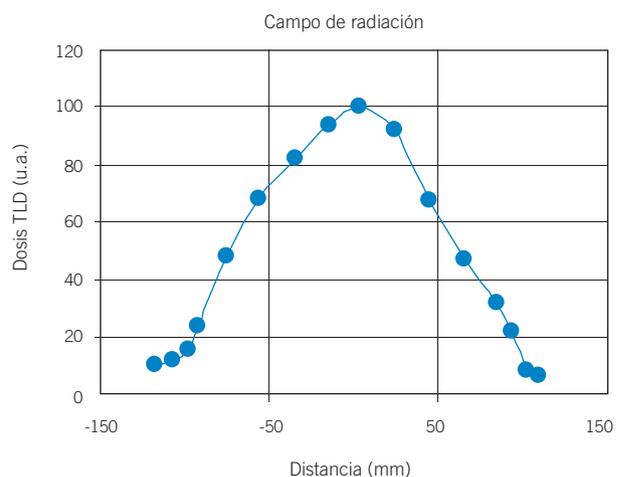
**Fig. 11.** a) Modo de funcionamiento de un detector de recuento de fotones. El haz de rayos X, el pre-colimador, el post-colimador y el detector barren la superficie de la mama de izquierda a derecha. b) Esquema del proceso de lectura con la formación de pares electrón-hueco.

En el sistema hasta ahora comercializado (Sectra)<sup>41</sup> se utiliza un haz de rayos X muy colimado en dirección lateral por una serie de rendijas muy estrechas ( $50\ \mu\text{m}$ ). El detector que absorbe directamente los fotones de rayos X incidentes es de estado sólido, en concreto de silicio cristalino. Está dividido transversalmente por placas de aluminio de 10 mm de longitud dispuestas con una separación de  $50\ \mu\text{m}$ . La anchura de la colimación del haz de rayos X junto con la separación entre placas determina el tamaño final del píxel ( $50\ \mu\text{m} \times 50\ \mu\text{m}$ ) (Fig. 11). El conjunto de detectores se desplaza lateralmente durante el proceso de adquisición de la imagen para cubrir el área completa de la mama. Las placas de aluminio actúan como electrodos entre los que se aplica una diferencia de potencial de forma que la carga originada por un fotón individual de rayos X es colectada y convertida en un pulso que es contabilizado. Existen otros detectores de este tipo que utilizan un gas noble a muy alta presión como material detector. Los iones generados en el gas se utilizan para producir el pulso.

Una de las ventajas de estos detectores es la eliminación del ruido asociado con los procesos de conversión de los fotones de rayos X quedando únicamente el ruido cuántico asociado a las fluctuaciones en el número de fotones que interactúan con el detector que puede llegar a ser un orden de magnitud inferior al de los sistemas digitales anteriormente descritos<sup>42</sup>. El ruido además puede ser eliminado fácilmente poniendo un valor umbral al sistema de detección, haciéndolo prácticamente cero. Además en este sistema de recuento de fotones, tanto los fotones de baja energía, más importantes en el contraste de la imagen, como los de más alta energía tienen un mismo peso en el balance final. Sin embargo en el resto de sistemas que acumulan la energía que llega a cada

del, los fotones de baja energía tienen un peso inferior en el balance final.

Por todo ello estos sistemas son muy eficientes y dan lugar a importantes reducciones en las dosis impartidas, que pueden llegar a ser en torno a un 50% inferiores<sup>43</sup> al valor definido para una mama de 5,3 cm en los protocolos nacionales y europeos. Sin embargo uno de los inconvenientes que pueden tener este tipo de sistemas tiene que ver también con las dosis, ya que no es posible incrementarlas de manera significativa para mejorar la RSR sin saturar el sistema contador de fotones. Ello puede ser especialmente crítico en las zonas laterales de la imagen (principio y fin del barrido) donde por las propias dimensiones físicas del detector las dosis son inferiores a la zona central y puede verse comprometida la RSR<sup>44</sup> (Fig. 12). Para minimizar este



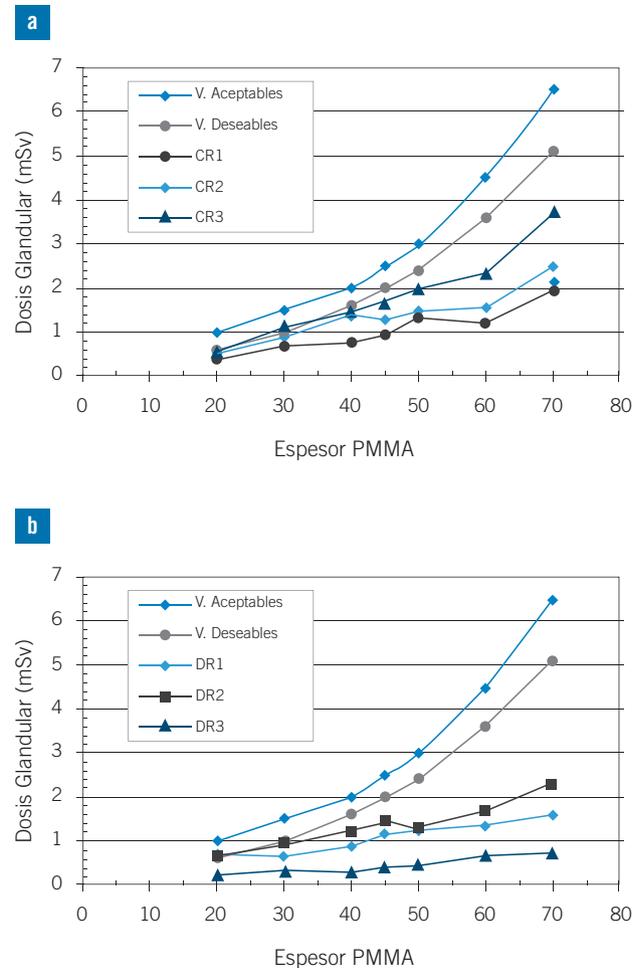
**Fig. 12.** Valores de dosis normalizados a lo largo del barrido del sistema Sectra MicroDose.

efecto se han reducido en lo posible las dimensiones físicas del detector en el modelo actualmente comercializado (Sectra MicroDose L30).

## Control automático de la exposición

El diseño de los dispositivos de control automático de la exposición (CAE) ha evolucionado en los últimos años. Inicialmente estos sistemas actuaban limitando el tiempo de exposición. En la actualidad, la mayoría actúan seleccionando los factores de exposición (ánodo/filtro, kV, mAs) en función de las características particulares de cada mama (espesor y atenuación). Independientemente de cuál sea su esquema de funcionamiento, en los sistemas con cartulina/película el CAE tiene como misión proporcionar imágenes con densidad óptica (DO) similar independientemente de la calidad del haz y de las características de la mama. La mayor latitud de los sistemas digitales hace que no exista un requisito similar entre la energía absorbida por el receptor y la calidad de la imagen. Por esta razón, la misión principal del CAE en estos sistemas es asegurar que la RSR es adecuada en toda la imagen y que los valores de dosis son acordes con los recomendados.

El CAE en los equipos mamográficos convencionales está equipado con una única cámara o sensor que puede desplazarse desde el lado de la pared del tórax a la parte del pezón, mientras que en los mamógrafos digitales con el detector integrado (DR), éste último puede concebirse como un sensor formado por múltiples elementos. El detector puede, por tanto, al mismo tiempo actuar como CAE y muestrear la imagen de rayos X transmitida posibilitando la optimización de la amplitud de la señal. Los algoritmos utilizados con el CAE se han refinado como consecuencia de la mayor información disponible y pueden actuar de acuerdo con estrategias diferentes. Por ejemplo, identificar la señal más baja que llega al detector (región de la mama con mayor atenuación) y realizar la exposición de forma que dicha señal supere un valor preestablecido. En este caso, este dispositivo actúa de forma similar a los sistemas convencionales controlando la exposición que llega al receptor de la imagen. En otros casos, el CAE funciona manteniendo la RSR o la RCR por encima de unos determinados valores en cualquier parte de la imagen. Los valores de ambos parámetros dependen del tipo de detector (p.ej. tamaño de píxel) y, dentro del mismo tipo, dependen de la calibración realizada durante su instalación. La figura 13 muestra los valores de dosis glandular obtenidos con distintos espesores de PMMA con CAE evidenciando los distintos tipos de ajustes, similares a los sistemas analógicos en el caso de los CR. En el caso de los DR se evidencia la selección de haces más penetrantes cuando las mamas son más gruesas dando lugar a un ajuste más plano.



**Fig. 13.** Valores de dosis glandular para varios espesores de PMMA (a) Sistemas CR (b) Sistemas DR (Chevalier M y Morán P). Los valores aceptables y deseables son los valores promedios obtenidos con sistemas analógicos.

## Mamografía digital y programas de detección precoz de cáncer de mama

La adopción de la mamografía digital en los programas de detección precoz de cáncer de mama ha sido en general un proceso lento motivado, en parte, por las dudas sobre las propiedades de resolución espacial de los sistemas digitales que podrían dar lugar a una sensibilidad reducida para la detección del cáncer. Otros aspectos que han influido son los relativos a la infraestructura necesaria para el archivo de las mamografías y su lectura (PACS y monitores de diagnóstico adecuados). Estos aspectos son importantes de cara a obtener beneficios efectivos con la introducción de los sistemas digitales y afectan en mayor grado a los programas de cribado establecidos a nivel nacional. Otro aspecto que también ha influi-

do en la adopción de los sistemas digitales para el cribado mamográfico es el relacionado con los resultados obtenidos en los dos primeros grandes ensayos<sup>6,45,46</sup> realizados para comparar la sensibilidad y especificidad de la mamografía digital frente a la convencional que concluyeron que la tasa de detección de cáncer era ligeramente menor con la mamografía digital (FFDM) aunque la diferencia no era estadísticamente significativa. En el ensayo DMIST<sup>9</sup>, hasta la fecha el mayor realizado, se concluyó que, de forma global, la tasa de detección de cáncer con los sistemas FFDM era similar a la película cartulina, pero la FFDM era más exacta en la detección para una serie de subgrupos de mujeres: a) menores de 50 años, b) mujeres en la pre o perimenopausia y c) mujeres con mamas densas. Los resultados obtenidos en Oslo II<sup>47</sup>, con una revisión sobre aspectos que habían influido negativamente en el primer ensayo (falta de práctica de los radiólogos en la lectura con pantallas, por ejemplo), indican que la FFDM presenta una tasa de detección significativamente superior a la obtenida con película. Resultados similares a estos últimos han sido puestos de manifiesto en ensayos posteriores realizados en Japón<sup>48</sup> y en Europa donde se han hecho un total de 12 estudios hasta el momento<sup>49</sup> entre ellos el elaborado por el Programa de Cribado de Barcelona<sup>50</sup>. De forma global, en estos estudios no se ha encontrado una diferencia significativa en el valor predictivo positivo de la FFDM y la película. Se concluye asimismo que la tasa de detección de cáncer ductal y de agrupaciones de microcalcificaciones es superior en las mamografías realizadas con FFDM aunque este resultado es a costa de una alta tasa de recitaciones.

Es importante resaltar que, a excepción de un caso, los estudios más arriba referenciados reflejan los resultados obtenidos con los sistemas digitales que en este trabajo se han clasificado como *sistemas con el detector integrado*. Solo en el ensayo DMIST se incluyó el CR de Fuji (único aprobado por la FDA).

Existen diferencias entre los hallazgos de los distintos estudios que se deben en muchas ocasiones a discrepancias en las estrategias de los distintos programas y que dan lugar a resultados contradictorios o difícilmente comparables. Este es el caso muy especialmente de los programas americanos y los europeos. Por ejemplo, en Europa se ha adoptado la doble lectura mayoritariamente frente a la lectura simple de los programas americanos y este procedimiento arroja conclusiones distintas sobre parámetros tales como la tasa de recitaciones.

También es importante destacar que el impacto de la mamografía digital en la detección precoz del cáncer de mama se está evaluando en programas de cribado bien establecidos en los que concurren aspectos tales como un control de calidad riguroso, una for-

mación adecuada tanto de radiólogos como técnicos, etc. que han hecho que la mamografía analógica sea un estándar.

## Bibliografía

1. Duffy SW, Tabar L, Chen THH, Smith RA, Holmberg L, Jonsson H, et al. Reduction in Breast Cancer Mortality from Organized Service Screening with Mammography: 1. Further Confirmation with Extended Data. *Cancer Epidemiol Biomarkers Prev* 2006;15:45–51.
2. Mandelblatt JS, Cronin KA, Bailey S, Berry DA, de Koning HJ, Draisma G et al. Effects of Mammography Screening Under Different Screening Schedules: Model Estimates of Potential Benefits and Harms. *Ann Intern Med* 2009; 738-47.
3. Kopans, DB. Breast Cancer Screening. *Ann Intern Med* 2003:690.
4. Feig SA. Current status of screening mammography. *Obstet Gynecol Clin N Am* 2002;29:123–36.
5. International Commission on Radiation Units and Measurements. Mammography – Assessment of Image Quality. ICRU Report 82. Oxford University Press. *Journal of the ICRU* 2009;9(2).
6. Lewin JM, D’Orsi CJ, Hendrick RE, Moss LJ, Isaacs PK, Karellas A, et al. Clinical comparison of full-field digital mammography and screen-film mammography for detection of breast cancer. *Am J Roentgenol* 2002;179: 671-7.
7. Berns EA, Hendrick RE, Cutter GR. Performance comparison of full-field digital mammography to screen-film mammography in clinical practice. *Med Phys* 2002;29:830-4.
8. Lewin JM, Hendrick RE, D’Orsi CJ, Isaacs PK, Moss LJ, et al. Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations. *Radiology* 2001;218:873-80.
9. Pisano ED, Gatsonis C, Hendrick E, Yaffe M, Baum JK, Acharyya S, et al. Diagnostic Performance of Digital versus Film Mammography for Breast-Cancer Screening, *N Engl J Med* 2005;353:1773-83.
10. Fischer U, Hermann KP, Baum F. Digital mammography: current state and future aspects. *Eur Radiol* 2006; 16:38-44.
11. Pisano ED, Yaffe MJ. Digital mammography. *Radiology* 2005;234:353-362.
12. Yaffe MJ. Digital mammography. En: *Handbook of Medical Imaging, Volume 1. Physics and Psychophysics*. Eds.: Beutel J, Kundel HL, Van Metter, RL. Bellingham (W): The International Society for Optical Engineering (SPIE): 2000;331-367.
13. Huda W, Sajewicz AM, Ogden KM, Dance DR. Experimental investigation of the dose and image quality characteristics of a digital mammography imaging system. *Med Phys* 2003; 30:442–8.
14. Berns EA, Hendrick RE, Cutter GR. Optimization of technique factors for a silicon diode array full-field digital mammography system and comparison to screen-film mammography with matched average glandular dose. *Med Phys* 2003;30:334–40.

15. Yaffe MJ, Mainprize JG. Detectors for Digital Mammography. *Technol Cancer Res Treat* 2004;3:309-24.
16. Nishikawa RM, Mawdsley GE, Fenster A, Yaffe MJ. Scanned-projection digital mammography. *Med Phys* 1987; 14:717-27.
17. Karssemeijer N, Frieling JT, Hendricks JH. Spatial resolution in digital mammography. *Invest Radiol* 1993; 28:413-9.
18. Obenauer S, Luftner-Nagel S, von Heyden D, Munzel U, Baum F and Grabbe E. Screen film vs full-field digital mammography: image quality, detectability and characterization of lesions. *Eur Radiol* 2002;12:1697-702.
19. Fischmann A, Siegmann KC, Wersebe A, Claussen CD, Müller-Schimpfle M. Comparison of full-field digital mammography and film-screen mammography: image quality and lesion detection. *Br J Radiol* 2005; 78:312-5.
20. Evans DS, Workman A, Payne M. A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography. *Phys Med Biol* 2002;47:117-35.
21. Young KC, Oduko JM, Bosmans H, Nijs K, Martinez L. Optimal beam quality selection in digital mammography. *Br J Radiol* 2006;79:981-90.
22. Chevalier M, Morán P, Valverde J, Núñez de Villavicencio C. Resultados del control de calidad de un sistema mamográfico de campo completo Hologic Selenia aplicando el protocolo español en mamografía digital. *Rev Fis Med* 2008; 9:127-32.
23. International Commission on Radiation Units and Measurements. Medical Imaging - The Assessment of Image Quality. ICRU Report 54. *Journal of the ICRU* 1995.
24. Grosjean B, Muller S. Impact of textured background on scoring of simulated CDMAM phantom. En: *Digital mammography*. Eds: Astley SM, Brady M, Rose C, Zwigelaar R. *Proceedings of the IWDM 2006, LNCS 4046*. Berlin Heidelberg: Springer, p. 460-7.
25. Cowen AR, Parkin GJ, Hawkrigde P. Direct digital mammography image acquisition. *Eur Radiol* 1997;7: 918-30.
26. Cooper VN, Oshiro T, Cagnon H Bassett LW, McLeod-Stockmann TM, Bezrukiy NV. Evaluation of detector dynamic range in the x-ray exposure domain in mammography: A comparison between film-screen and flat panel detector systems. *Med Phys* 2003;30:2614-21.
27. Cowen AR, Launders JH, Jadav M, Brettle DS. Visibility of Microcalcifications in Computed and Screen-Film Mammography. *Phys Med Biol* 1997;42:1533-48.
28. Rowlands, JA. The Physics of Computed Radiography. *Phys Med Biol* 2002;47:R123-66.
29. Monnin P, Gutierrez D, Bulling S, Guntern D, Verdun FR. A comparison of the performance of digital mammography systems, *Med Phys* 2007;34:906-14.
30. Monnin P, Holzer Z, Wolf R, Neitzel U, Vock P, Gudinchet F et al. Influence of cassette type on the DQE of CR systems. *Med Phys* 2006;33:411-20.
31. Bick U, Diekmann F. Digital mammography: what do we and what don't we know? *Eur Radiol* 2007;17: 1931-42.
32. Fetterly KA, Schueler BA. Performance evaluation of a "dual-side read" dedicated mammography computed radiography system. *Med Phys* 2003;30:1843-54.
33. Polischuk B, Savard S, Loustanuneau V, Hansroul M, Cadéux S, Vaqué A. Se-based flatpanel detector for screening mammography. En: *Medical Imaging 2001: Physics of Medical Imaging*, editores: Antonuk LE, and Yaffe MJ. *Proceedings of the SPIE*. Vol:4320:582-589.
34. Yorker JG, Jeromin LS, Lee DLY, Palecki EF, Golden KP, Jing Z. Characterization of a full-field digital mammography detector based on direct x-ray conversion in selenium. En: *Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging*, editores: Antonuk LE, and Yaffe MJ. *Proceedings of the SPIE*. Vol:4682:21-29.
35. Irisawa K, Yamanea K, Imaib S, Ogawaa M, Shoujia T, Aganoa T, et al. Direct-conversion 50 µm pixel-pitch detector for digital mammography using amorphous Selenium as a Photoconductive Switching layer for signal charge readout. En: *Medical Imaging 2009: Physics of Medical Imaging*, editores: Samei E, Hsieh J. *Proceedings of the SPIE*, Vol:72581:1-10.
36. Rivetti S, Lanconelli N, Bertolini M, Borasi G, Golinelli P, Acchiappati D, et al. Physical and psychophysical characterization of a novel clinical system for digital mammography. *Med Phys* 2009;36:5139-48.
37. Vedantham S, Karellas A, Suryanarayanan S, Albagli D, Han S, Tkaczyk EJ, Landberg CE et al. Full Breast Digital Mammography with an Amorphous Silicon-based Flat Panel Detector: Physical Characteristics of a Clinical Prototype. *Med Phys* 2000;27:558-67.
38. Albagli D, Hudspeth H, Possin G, Lee J, Granfors P, Giambattista B. Performance of Advanced a-Si/CsI-based Flat Panel X-ray Detectors for Mammography. *Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging*, editores Yaffe MJ, Antonuk LE. *Proceedings of the SPIE*, Vol:5030:553-63.
39. Evans DS, Workman A, Payne M. A comparison of the imaging properties of CCD-based devices used for small field digital mammography. *Phys Med Biol* 2002; 47:117-35.
40. Tesic MM, Piccarro MF, Munier B. Full Field Digital Mammography Scanner. *Eur J Radiol* 1999;31:2-17.
41. Aslund M, Cederström B, Lundqvist, M, Danielsson. Physical characterization of a scanning photon counting digital mammography system based on Si-strip detectors. *Med Phys* 2007;34:1918-25.
42. Danielsson M, Bornefalk H, Cederstroem B, Chmill V, Hasegawa BH, Lundqvist M, et al. Dose efficient System for Digital Mammography. *Medical Imaging 2000: Physics of Medical Imaging*, editores Dobbins JT, Boone JM. *Proceedings of the SPIE*, Vol:3977:239-49.
43. Hemdal B, Herrnsdorf L, Andersson I, Bengtsson G, Hedddson B, Olsson M. Average glandular dose in routine mammography screening using a Sectra MicroDose Mammography unit. *Radiat Prot Dosimetry* 2005;114:436-43.
44. Hansson B et al. Dose measurements on a scanning multi-slit digital mammography system, *International Workshop on Digital Mammography 2002*, editor Heinz-Otto Peitgen. Springer Verlag Publishers, Heidelberg, Alemania 2003.
45. Lewin JM, Hendrick RE, D'Orsi CJ, Isaacs PK, Moss LJ, Karellas A, et al. Comparison of full-field digital mammography with screen-film mammography for cancer detection: results of 4,945 paired examinations. *Radiology* 2001;218:873-80.

46. Skaane P, Young K, Skjennald A. Population-based mammography screening: comparison of screen-film and full-field digital mammography with soft-copy reading—Oslo I study. *Radiology* 2003;229:877–84.
47. Skaane P, Skjennald A. Screen-film mammography versus full-field digital mammography with soft-copy reading: randomized trial in a population-based screening program—the Oslo II Study. *Radiology* 2004; 232:197–204.
48. Yamada T, Saito M, Ishibashi T, Tsuboi M, Matsuhashi T, Sato A, et al. Comparison of screen-film and full-field digital mammography in Japanese population-based screening. *Radiat Med* 2004;22:408–12.
49. Skaane P. Studies Comparing Screen-Film Mammography and Full-Field Digital Mammography in Breast Cancer Screening: Updated Review. *Acta Radiol* 2009; 50:3–14.
50. Sala M, Comas M, Macià F, Martinez J, Casamitjana M, Castells X. Implementation of digital mammography in a population-based breast cancer screening program: effect of screening round on recall rate and cancer detection. *Radiology* 2009;252:31-39.