



Andrew Smith, Ph.D.

Este "artículo técnico" forma parte de una serie de reseñas de investigaciones sobre temas de interés para la comunidad que se ocupa del diagnóstico por imagen de la mujer. Si desea ver otros artículos de la serie, escriba a [womensimaging@hologic.com](mailto:womensimaging@hologic.com)

## Resumen

Este artículo analiza los conceptos técnicos de la mamografía por radiografía computarizada (RC por sus siglas en inglés) y la eficacia del diagnóstico por imagen de la mujer que esta modalidad brinda a los usuarios.

## Introducción

La radiografía computarizada es un método aceptado para tomar radiografías digitales en aplicaciones con requisitos moderados de productividad, resolución y eficacia de la dosis. Debido a ciertas limitaciones técnicas, los sistemas de RC no pueden ofrecer la misma resolución de los receptores de imagen plana más recientes utilizados para la mamografía digital de campo completo (FFDM por sus siglas en inglés).

La mamografía RC funciona de forma similar a la radiografía computarizada que se utiliza en el departamento de radiología. El chasis de película radiográfica convencional se reemplaza por uno especial que contiene una capa de fósforo y se expone a la radiación mediante técnicas estándar, después de lo cual el radiólogo lo introduce en un lector como el que se observa en la Figura 1. Este lector contiene un haz láser que se apunta hacia una pequeña sección del fósforo. El impacto del haz sobre el fósforo estimula la emisión de luz, la cual es detectada por dos elementos fotosensibles, uno a cada lado de la placa. La cantidad de luz emitida en un punto dado del chasis es proporcional a la cantidad de radiaciones de rayos X a la que dicho punto estuvo expuesto durante la adquisición. El lector crea la imagen digital barriendo la capa de fósforo con el haz láser y grabando la cantidad de luz emitida en cada punto.

El proceso completo toma aproximadamente un minuto por chasis. Al terminar la lectura, la imagen digital se presenta en una pantalla de previsualización, donde el radiólogo puede revisar su calidad y aceptarla.

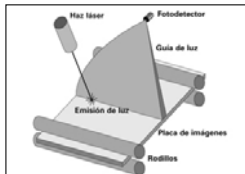


Figura 1. Esquema de un lector de RC

## Limitaciones técnicas de la mamografía RC

Los dos prerrequisitos de un sistema de reconocimiento mamográfico son alta resolución y buena eficacia de la dosis, ambos difíciles de lograr con los sistemas de RC. Para entender los motivos de esta dificultad es necesario ahondar en los conceptos físicos de la radiografía computarizada. Estos sistemas representan uno de los varios tipos de receptores de imágenes conocidos como detectores de conversión indirecta. La tecnología se utiliza también en los detectores de panel plano con yoduro de cesio / sílice amorfo, como los que emplean los sistemas FFDM de la serie GE Senographe. Los detectores de conversión indirecta utilizan la dispersión de luz en el proceso de detección de rayos X, lo cual degrada la resolución espacial e impide lograr una eficacia aceptable de la dosis.

La figura 2 muestra el proceso en un detector de panel plano de conversión indirecta. Cuando la capa de destello normalmente de yoduro de cesio absorbe un rayo X incidente, la energía de éste se convierte en una nube de fotones de luz visibles de baja energía. Estos fotones se dispersan a través del escintilador hasta ser recogidos por los fotodiodos que forman la punta de cada píxel. Esta dispersión provoca la pérdida de resolución, ya que muchos píxeles reciben la señal incluso desde un solo rayo. Los físicos describen este fenómeno diciendo que la función de dispersión del punto es amplia. Es importante entender que la resolución propia del sistema está determinada por la dispersión de esta luz y no por el tamaño de los píxeles. Por eso, el reducirlo no aumenta la resolución de la imagen y, como veremos, tiene otras implicaciones en la mamografía RC.

Otra característica de los sistemas de conversión indirecta es la eficacia de la dosis. Este concepto, en su forma más simple, se refiere a la eficiencia con que el detector utiliza la radiación recibida.

Claramente, la radiación que pasa a través del detector sin absorberse no contribuye a la formación de la imagen pero sí a aumentar la dosis en el paciente. La solución a este problema es crear una capa de detección más gruesa para aumentar las probabilidades de que

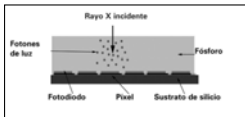
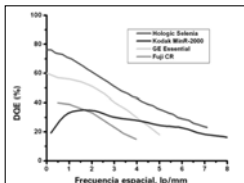


Figura 2. Los detectores de conversión indirecta funcionan mediante la absorción de rayos X, la cual emite destellos de luz que luego son detectados por los fotodiodos



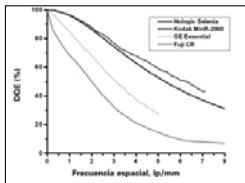
**Figura 3.** Eficacia de la dosis, según la eficiencia cuántica de detección del sistema Fuji RC, en comparación con la película convencional (Kodak), el yoduro de cesio (GE) y los detectores de selenio (Hologic).

el rayo X sea absorbido. De este modo se incrementa la eficacia de la dosis. Desafortunadamente, al hacerlo, la luz puede dispersarse más allá del punto de absorción del rayo y así degradar la resolución.

Hasta aquí hemos hablado en forma general de los detectores de conversión indirecta. Veamos ahora cuáles son los desafíos técnicos específicos que enfrenta la tecnología de RC. La radiografía computarizada utiliza conversión indirecta. Tal como sucede con los detectores de panel plano de conversión indirecta, el rayo X se absorbe en el fósforo. Sin embargo, en la RC no se produce un destello inmediato de la luz, sino que la energía luminosa se guarda en una pantalla mediante la excitación de los electrones a un estado de energía metaestable. Cuando la placa de RC se coloca en el lector y se explora con el haz láser, éste proporciona la energía suficiente para liberar los electrones metaestables; se obtiene así la emisión de luz en los puntos cuyo estado es metaestable.

Las pantallas de RC no pueden ser demasiado gruesas porque tendrían una resolución espacial baja. La dispersión de la luz incide en ellas del mismo modo que en los detectores de panel plano de conversión indirecta. Además, la dispersión de la luz del haz dentro del fósforo es otra fuente de borrosidad de la imagen y degrada aún más su nitidez. Por eso no se puede fabricar una pantalla demasiado gruesa que deteriore la resolución; no obstante, si es más delgada, aumentan las probabilidades de que los rayos X no se absorban y la eficacia de la dosis se deteriore.

En general, los detectores de RC no pueden ofrecer buena eficacia de la dosis y alta resolución al mismo tiempo. Ante la necesidad de compensar estas deficiencias, los diseñadores han creado sistemas de resolución notablemente más baja que las películas convencionales y los sistemas digitales con los que compiten. Aun cuando la eficacia de la dosis de un sistema de RC y de película convencional pueda ser similar, sigue siendo significativamente inferior a la de los detectores FFDM de panel plano.



**Figura 4.** Rendimiento de la resolución según la función de transferencia de modulación del sistema Fuji RC, en comparación con la película convencional (Kodak), el yoduro de cesio (GE) y los detectores de selenio (Hologic).

#### Eficacia de la dosis

La eficacia de la dosis de un detector puede determinarse utilizando la curva de eficiencia cuántica de detección o DQE (por sus siglas en inglés). La figura 3 muestra los valores DQE de varios detectores mamográficos. El eje horizontal  $x$  representa los pares de línea por milímetro (lp/mm), expresión que representa el inverso del tamaño espacial. Un valor más alto de lp/mm representa objetos más pequeños en la imagen. La curva DQE se traza sobre el eje vertical  $y$ . Si su valor es 100%, la eficacia de la dosis es perfecta. Se puede observar una característica común entre todos los detectores: la eficacia de la dosis disminuye a medida que se reduce el tamaño de los objetos, es decir, cuando aumenta el valor de lp/mm.

La línea de color azul oscuro representa el sistema Kodak MinR-2000 de película radiográfica común, que puede considerarse como punto de referencia. El sistema Fuji RC Mamo se muestra en color verde. En el caso de objetos más grandes, el valor DQE excede el de la película convencional; no obstante, con un aumento de alrededor de 2 lp/mm, correspondiente a objetos con un tamaño aproximado de 500 micrones, el DQE o la eficacia de la dosis es inferior a la de la película. La curva amarilla representa el valor DQE del detector GE de yoduro de cesio, que también es inferior al de la película radiográfica en las frecuencias espaciales más altas, o de idéntica manera, en los objetos de imagen más pequeños.

La curva de color violeta representa el receptor de imagen de selenio del sistema Hologic Selenia. Como se puede observar, su DQE excede por un margen significativo al de los otros tres sistemas: RC, yoduro de cesio y película convencional. Esta ventaja se corresponde con una calidad superior de la imagen a dosis equivalentes, o con la capacidad de adquirir imágenes a dosis más bajas y mantener al mismo una calidad aceptable.

#### Rendimiento de resolución

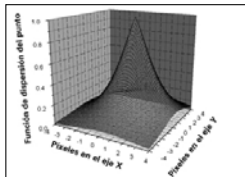


Figura 5. Función de dispersión del punto del sistema de mamografía RC

El rendimiento de resolución se puede indicar con la curva llamada Función de transferencia de modulación, MTF por sus siglas en inglés. La figura 4 muestra el valor MTF del detector Fuji RC, cuyo trazado es similar al de la curva DQE. El eje x representa el valor lp/mm, y el eje y muestra el contraste en las imágenes cuyos pares de línea tienen un valor lp/mm dado. Tal como sucede con el rendimiento de DQE, el de MTF se reduce a medida que los objetos se tornan más pequeños.

Las curvas MTF muestran que el rendimiento de RC es aún más bajo cuando se lo compara con una película convencional. Su resolución es inferior a la de los sistemas de mamografía analógica y de yoduro de cesio.

El rendimiento de resolución de los receptores de imagen de selenio es considerablemente superior al de los receptores de RC y de yoduro de cesio. La tecnología de conversión directa de los detectores de selenio permite obtener las dos características: buena eficacia de la dosis y alta resolución. Esos detectores son los únicos que brindan un rendimiento de resolución más alto que el de la película convencional. Éste es una de las razones de que los sistemas que utilizan dichos detectores ofrezcan un visibilidad de microcalcificaciones superior a los de películas convencionales.

#### Consideraciones sobre la resolución y el tamaño de imagen

Es interesante observar las características de resolución del sistema de RC utilizando otro sistema de medición que se conoce como función de dispersión del punto. Esta función muestra la respuesta del detector a un solo rayo X incidente, y determina la resolución en el sistema de coordenadas x,y del detector. La función de dispersión del punto puede calcularse a partir de las curvas MTF. La figura 5 muestra esta característica para los píxeles de 50 micrones utilizados en la lectura digital del sistema Fuji RC.

En ella se observa una señal significativa en varios píxeles para un solo rayo X incidente. Esto representa el límite de resolución propio de la mamografía RC. Los píxeles ubicados hasta tres píxeles hacia la izquierda

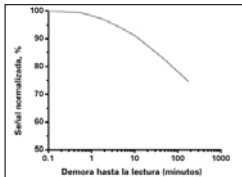


Figura 6. Deterioro de la señal a partir de la demora entre la exposición y la lectura de los detectores de RC

o hacia la derecha del píxel que recibe la señal más amplia (justo debajo del rayo X incidente), también reciben señales significativas. Esto también se puede explicar diciendo que posiblemente existe una señal significativa en 49 píxeles por cada rayo X (7 en el eje X por 7 en el eje Y).

Se podría argumentar que el uso de píxeles de 50 micrones no es la mejor opción. El sistema podría utilizar píxeles más gruesos sin afectar la calidad visible de la imagen, porque la resolución está determinada por la amplia dispersión de puntos del haz láser durante la lectura digital.

Al reducir el tamaño de los píxeles se aumenta el de los archivos de imágenes; esto acarrea muchas dificultades, entre ellas una transferencia más prolongada, la necesidad de disponer de mayor capacidad de almacenamiento para los PACS y la imposibilidad de mostrar todos los píxeles en la pantalla. Si el detector posee intrínsecamente una resolución alta, como los de selenio de conversión directa, los píxeles pequeños tienen valor. El sistema de RC tiene todas las desventajas asociadas a los píxeles pequeños y ninguna ventaja en cuanto a resolución de imagen. Algunos investigadores se han hecho eco de este sentir, al comentar que «en conjunto, estas conclusiones sugieren que [...] píxeles más grandes, puede adaptarse mejor a las propiedades ópticas y eléctricas de este sistema».

#### Pérdida de señal, deterioro por tiempo

Los sistemas de RC tienen otra limitación propia de su tecnología.

Hemos visto que los lectores de CR estimulan la emisión de la energía almacenada como luz. Sin embargo, la luz en realidad se emite en forma continua, aun antes de que la placa se introduzca en el lector. Esto se podría considerar como fosforescencia.

Inmediatamente después de la exposición al rayo X, se produce una emisión lenta pero constante de la señal de luz almacenada.

Cuanto más largo el período entre la exposición y la lectura, más pequeña será la señal de la imagen resultante que el lector de RC puede detectar; por lo tanto, la calidad de la imagen será también inferior.

La figura 6 muestra algunos resultados experimentales con las pantallas de mamografía RC de Fuji.

Alcanza con que transcurran diez minutos entre la exposición y la lectura para que se pierda aproximadamente el 10% de la señal.

Por lo tanto, en un entorno de reconocimiento mamográfico con una rotación de un paciente cada 15 minutos, la primera imagen de una serie de cuatro vistas se deteriorará como si hubiera recibido un 10% menos de radiación y mostrará más ruido. Es importante recordar que el paciente recibió la radiación completa, aunque la calidad de la imagen no lo refleje.

#### Rendimiento clínico

Varias presentaciones científicas recientes intentan calcular el rendimiento de la mamografía RC en una variedad de tareas de diagnóstico por imágenes.

Según el artículo de Fetterly and Schueler titulado *Microcalcification detectability for four mammographic detectors: flat-panel, CCD, RC, and screen/film*, el rendimiento de RC es inferior al de la película convencional, mientras que el de los detectores de panel plano es superior a ambos, RC y película. En cuanto al tamaño mínimo de las microcalcificaciones detectadas, el estudio coloca en último lugar a RC y en el primero a los detectores de panel plano.

De acuerdo con el artículo de R. Schulz-Wendland and cols. titulado *Digital luminescence mammography (RC) versus fullfield digital mammography (DR): A phantom study*, realizado en un entorno experimental, la capacidad de detección de lesiones es notablemente

más alta en la mamografía digital de campo completo realizada con panel plano, que en la realizada con placa digital de alta resolución con capa de fósforo.

El artículo de Ideguchi y cols. titulado *Comparison of fullfield digital mammography (FFDM) and RC Mammography: Physical imaging properties and contrast-detail characteristics* establece que las propiedades de la adquisición de imágenes físicas y los detalles de contraste del sistema de mamografía digital de campo completo son superiores a las del sistema de mamografía digital RC con píxeles de 50 micrones.

Estos resultados no son sorprendentes si consideramos el rendimiento relativamente bajo de la resolución y las imágenes de un detector de RC en comparación con los detectores de mamografía digital directa.

#### Conclusión

El rendimiento de resolución y la eficacia de la dosis que ofrece la mamografía RC son inferiores a los que ofrecen los detectores de panel plano y las películas radiográficas convencionales. El rendimiento de los sistemas de conversión directa que utilizan selenio es notablemente superior al de los sistemas de RC.

Además, en comparación con la película convencional que utilizan los detectores de panel plano, la RC no ofrece ventajas en cuanto a productividad. Por último, la RC no permite la adquisición dinámica de imágenes, como la tomosíntesis, lo cual limita su utilidad y aplicabilidad en el futuro.

#### Referencias

1. Fuji Computed Radiography US FDA PMA P050014. July 10, 2006.
2. Quality control for digital mammography in the ACRIN DMIST trial: part I. Bloomquist, Yaffe, et. al. *Med Phys.* 2006 Mar;33(3):719-36.
3. Determination of imaging performance of a photostimulable phosphor system for digital mammography. Seibert, Boone, et. al. *Proc. SPIE*, Volume 4682, "Medical Imaging 2002: Physics of Medical Imaging", pp. 447-456.
4. Advances in high-speed mammographic image quality. Bunch PC. *Proc. SPIE*, Vol. 3659, "Medical Imaging 1999, Physics of Medical Imaging", pp. 120-130.
5. Microcalcification detectability for four mammographic detectors: flatpanel, CCD, CR, and screen/film). Rong XJ, Shaw CC, Johnston DA, Lemacks MR, Liu X, Whitman GJ, Dryden MJ, Stephens TW, Thompson SK, Krugh KT, Lai CJ. *Med Phys.* 2002 Sep;29(9):2052-61.
6. Digital luminescence mammography (CR) versus full-field digital mammography (DR): A phantom study. R. Schulz-Wendland R, Wenkel E, Lell M, Imhoff K, Bautz W. *ECR2005 Scientific Paper B-155.*
7. Comparison of full-field digital mammography (FFDM) and CR

- Mammography: Physical imaging properties and contrast-detail characteristics.* Ideguchi T, Higashida Y, Himuro K, Ohki M, Takagi R, Hatano H, Kuwahara R, Tanaka I, Toyofuku F. *ECR2005 Scientific Paper B-158.*
8. Performance evaluation of a "dual-side read" dedicated mammography computed radiography system. Fetterly KA, Schueler BA. *Med Phys.* 2003 Jul;30(7):1843-54.
  9. Performance evaluation of a computed radiography imaging device using a typical "front side" and novel "dual side" readout storage phosphors. Fetterly KA, Schueler BA. *Med Phys.* 2006 Feb;33(2):290-6.
  10. Kcare Computed Radiography (CR) Systems for Mammography. Fuji FCR 5000MA and FCR Profect CS - A technical report. October 2004. *Computed Radiography (CR) Systems for Mammography.* MHRA 09400.

---

Andrew Smith, gerente del departamento de Ciencias de Imagenología de Hologic, Inc., Bedford, Massachusetts, Estados Unidos, desempeña tareas de investigación y desarrollo de sistemas de adquisición digital de imágenes. Estudió en el Massachusetts Institute of Technology, donde obtuvo su doctorado en Física.