

## Obtención de radiografías de fantasmas mamográficos de microcalcificaciones y fibrillas empleando un detector de silicio cristalino de microbandas

A. Leyva<sup>†</sup>, L. M. Montaña<sup>a</sup>, M. Fontaine<sup>a</sup>, A. E. Cabal, I. Piñera, A. Cerna<sup>a</sup>, C. M. Cruz y Y. Abreu

Centro de Aplicaciones Tecnológicas y Desarrollo Nuclear, (CEADEN), Cuba; aleyva@ceaden.edu.cu

a) Centro de Investigaciones y Estudios Avanzados (CINVESTAV-IPN), México

<sup>†</sup>autor para la correspondencia

Recibido el 15/07/2008. Aprobado en versión final el 17/06/09.

**Sumario.** La radiografía digital desplaza paulatinamente su antecesora fílmica y como elemento clave en esta tendencia se encuentra el desarrollo de nuevos detectores de radiaciones con cada vez mejores propiedades. Un detector de silicio cristalino de microbandas diseñado para investigaciones de la Física de las Altas Energías es evaluado con vista a su posible introducción de mamografía digital. El dispositivo se caracterizó eléctrica y espectrométricamente. También, utilizando fantasmas de microcalcificaciones y de fibrillas se realizaron pruebas de obtención de imágenes radiográficas. Los resultados obtenidos fueron satisfactorios y revelan la potencialidad de este tipo de detector para ser introducido en aplicaciones como la mamografía digital.

**Abstract.** The digital radiography gradually displaces its filmic predecessor and in this behavior the development of new radiation detectors with better properties plays an essential role. A microstrips crystalline silicon detector designed for High Energies Physics researches is analyzed as detector for digital mammography. With this objective the detector was electrically and spectrometrically characterized. Also, using phantoms of fibrous structures and microcalcifications, were carried out experiments in order to obtain digital radiographic images. The obtained results were satisfactory and reveal the potentiality of this detector to be introduced in the digital mammography.

**Palabras clave.** Detector semiconductor 29.40.Wk, radiografía digital 87.59.bf, imagen médica 87.57.-s, mamografía 87.59.E.

### 1 Introducción

El empleo de los detectores de radiación en la imagenología médica en sustitución de las clásicas películas fotográficas reporta considerables ventajas, tanto para la técnica de diagnóstico, como para el paciente. Entre estas superioridades se cuentan la de obtener la imagen de manera digitalizada e instantánea con una mejor resolución y contraste, el fácil

almacenamiento, la transmisión vía telefónica, la duplicación sin pérdida de la calidad de las imágenes obtenidas y la reducción del tiempo de exposición del paciente a los rayos X.<sup>1,2</sup>

Es por ello que numerosos laboratorios del mundo investigan en este campo con el fin de introducir en la radiología médica los detectores que en un inicio se concibieron para las investigaciones de la física de las altas energías.<sup>3,4,5,6</sup>

En la actualidad ya aparecen en el mercado sistemas de radiografía que utilizan detectores semiconductores para el registro de los rayos X, pero se siguen concentrando esfuerzos en la fabricación de detectores mucho más eficientes y la optimización e integración de los sistemas de detección y la electrónica asociada.<sup>7,8</sup>

A continuación se presentan los resultados obtenidos en el estudio de un detector de microbandas de silicio cristalino desarrollado para investigaciones experimentales de Física de las Altas Energías en los marcos de una colaboración entre varias instituciones europeas y latinoamericanas que aúnan esfuerzos con vistas a introducir este tipo de dispositivos en la mamografía y la angiografía digital.<sup>6</sup> Como principal resultado de la caracterización realizada se presentan las primeras imágenes radiográficas de diferentes fantasmas de mamografía obtenidas en el laboratorio.

## 2 Materiales y métodos

El detector semiconductor de silicio se muestra en la foto de la figura 1 y está constituido por 64 microbandas conectadas directamente a un circuito integrado de aplicación específica RX64, que, operando mediante una arquitectura binaria, cumple para cada canal las funciones de preamplificador sensible a carga, conformador de pulso y discriminador por amplitud de pulso.

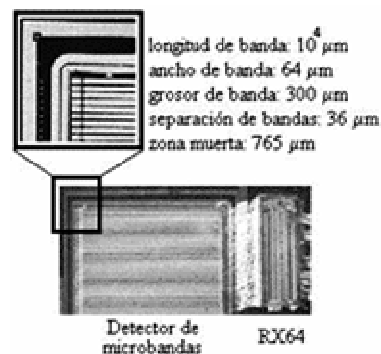
El detector y la electrónica de lectura se conectaron a una tarjeta de adquisición de datos PCI 1200 I/O acoplada a una computadora personal. Detalles sobre el funcionamiento y las características del detector pueden ser consultados en [9].

Los parámetros óptimos de amplificación y de conformación del RX64 se determinaron experimentalmente y resultaron de 35 y 60 DAC respectivamente (la conversión de DAC a mV se realiza multiplicando por el valor del bit menos significativo, que en el caso del conversor de calibración es 0.94 y del comparador 2.47).

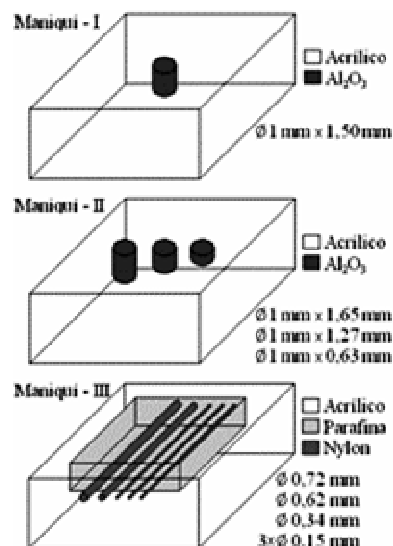
Las pruebas de obtención de imágenes se llevaron a cabo con el empleo de tubos emisores de rayos X con ánodos de Cu (8 keV) y de Mo (18 keV), con un voltaje de aceleración de 20 kV en todos los casos. El método empleado para obtener las imágenes bidimensionales fue el de barrido con una geometría detector-fuente del tipo frontal y colimación del haz de 100  $\mu\text{m}$ .

Una representación esquemática de los tres fantasmas mamográficos utilizados se muestra en la figura 2. Éstos fueron construidos partiendo de los datos que se reportan en la literatura para los fantasmas mamográficos de acreditación ([www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com)). Para simular las microcalcificaciones se utilizó el  $\text{Al}_2\text{O}_3$  en forma de cilindros de diferentes diámetros y grosores, embebidos en una matriz acrílica de 2 mm de grosor y densidad similar a la del tejido adiposo-glandular. Las fibrillas se simularon de manera similar, representándolas mediante hilos de nylon de diferentes diámetros en una matriz de

parafina y ésta a su vez embebida dentro de otra matriz de acrílico. Las dimensiones de cada detalle del fantoma se indican en la propia figura.



**Figura 1.** Detector de silicio cristalino de 64 microbandas con RX64.



**Figura 2.** Fantasmas de mamografía de microcalcificaciones y fibrillas.

El procesamiento matemático de todos los datos numéricos registrados, así como su presentación en forma de imágenes en los casos que corresponde se realizó con el empleo del sistema de códigos Origin v.7.0 ([www.OriginLab.com](http://www.OriginLab.com)).

## 3 Análisis de los resultados

Las mediciones realizadas en régimen de calibración mostraron que el valor medio de la ganancia del detector era de 62.4  $\mu\text{V}/\text{el}$  con una fluctuación de 0.1  $\mu\text{V}/\text{el}$ , mientras que el valor medio del corrimiento de la salida del comparador era de 3.3 mV, con una fluctuación de 0.6 mV. Por último se determinó experimentalmente que el ruido de carga equivalente del sistema era de 153.7 el. rms con una fluctuación de 1.04 el. rms, valor de ruido que garantiza que la relación señal/ruido del sistema se mantenga por encima de 10 para energías de los fotones incidentes superiores a 5.5 keV, lo que resulta muy importante si tenemos en cuenta que en mediciones de

rayos X el uso de estos dispositivos está limitado a un determinado rango de energías, que va precisamente desde alrededor de 5 keV hasta algunas decenas de keV.

La calibración energética del sistema se realizó para cada uno de los canales del detector utilizando un conjunto de fuentes patrones y en la figura 3 se muestra el espectro resultante de la medición identificándose las energías de cada uno de los picos más importantes, así como el isótopo correspondiente. El ajuste matemático de esta calibración mostró una buena linealidad ( $R = 0,99955$ ) que garantiza el empleo confiable del detector para realizar evaluaciones espectrométricas.

A partir de estos resultados preliminares se concluyó que el detector en estudio pudiera ser empleado en la imagenología médica para la realización de estudios radiográficos, procediéndose entonces a la realización de las pruebas con los fantasmas de una de las aplicaciones de interés, la mamografía digital.

La figura 4 presenta la radiografía obtenida del Fantoma - I tomada con el tubo de Cu. Obsérvese que la calidad de la imagen mostrada es satisfactoria y la microcalcificación se destaca perfectamente sobre el fondo oscuro correspondiente a la matriz de acrílico donde los fotones son menos absorbidos. La radiografía del fantoma con tres microcalcificaciones (Fantoma - II) tomada en idénticas condiciones que el fantoma anterior es mostrada en la figura 5. También ahora aparecen bien definidos los detalles del fantoma; las tres incrustaciones se aprecian en diferentes tonalidades del gris que se corresponden con los diferentes grosores de estos detalles.

En estas dos imágenes los contrastes son muy buenos al estar favorecidos por la amplia diferencia existente entre las densidades de los materiales que componen el fantoma  $\frac{\rho_{Al_2O_3}}{\rho_{acrílico}} = 3,26$ , sin embargo para el caso de las estructuras fibrosas, esta diferencia es muy pequeña, pues  $\frac{\rho_{Nylon}}{\rho_{acrílico}} = 1,05$ .

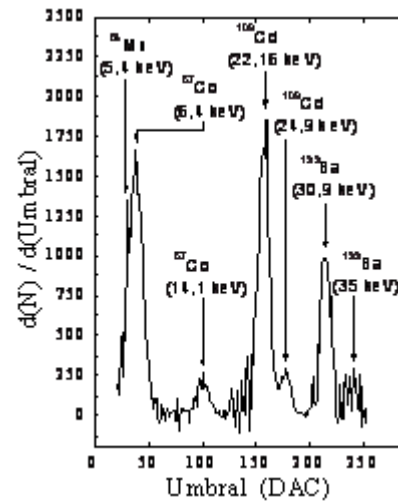
En la figura 6 se presentan los resultados obtenidos al ser radiografiado con el tubo de Mo el Fantoma - III de fibrillas para tres diferentes condiciones experimentales. Las imágenes obtenidas permiten observar perfectamente los detalles del modelo, a pesar de la mencionada cercanía entre las densidades másicas de los materiales que lo componen.

Con el aumento del número de pasos crece el área abarcada del fantoma y con el aumento del tiempo de adquisición ( $t_{adq}$ ) se favorece la relación señal ruido, mejorando así el contraste de la imagen.

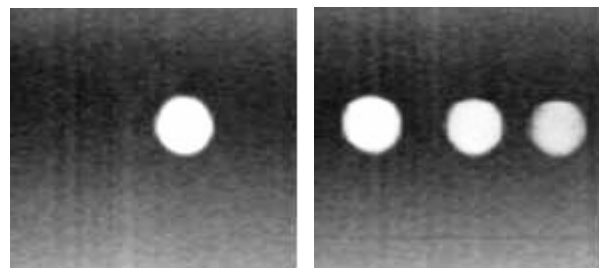
Obsérvese en la imagen de la figura 6 (c) las 6 fibrillas, incluidas las de 0,15 mm de diámetro, dimensiones menores que las que se exigen en los fantasmas de acreditación ([www.cirsinc.com](http://www.cirsinc.com)).

De este modo se confirma la potencialidad del nuevo detector de microbandas estudiado como dispositivo sensor de los rayos X en aplicaciones de imagenología,

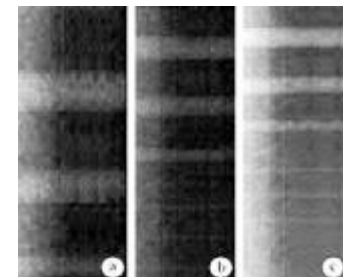
específicamente en mamografía digital.



**Figura 3.** Espectro de energías por umbral de detección para cuatro fuentes radioisotópicas.



**Figuras 4 y 5** Imagen radiográfica de fantoma de mamografía con una y tres microcalcificaciones respectivamente.



**Figura 6.** Imágenes radiográficas del fantoma de fibrillas tomadas con  $t_{adq} = 10$  s y 60 pasos (a, izq.),  $t_{adq} = 10$  s y 100 pasos (b, centro) y  $t_{adq} = 30$  s y 120 pasos (c, der.).

A modo de referencia, los resultados obtenidos con estos detectores de avanzada pueden ser comparados por ejemplo con los resultados de otros trabajos reportados en [10,11,12].

## 4 Conclusiones

Un detector de microbandas de 64 canales y circuito integrado RX64 fue caracterizado, determinándose que sus principales parámetros de detección son adecuados para la realización de mediciones con vistas a su

aplicación en la imagenología médica digital, específicamente la mamografía y la angiografía, donde se emplean rangos de energías para los cuales este dispositivo funciona satisfactoriamente, con una buena ganancia y bajo ruido. Las pruebas de obtención de imagen radiográficas de fantasmas mamográficos de microcalcificaciones y fibrillas mostraron resultados satisfactorios que corroboran esta afirmación.

## Agradecimientos

Los autores quieren expresar el agradecimiento por el soporte financiero brindado por los programas Alfa de la UE, CONACYT de México y PRN de la AENTA de Cuba.

## Referencias

1. J. P. Moy, Nucl. Instr. and Meth. A, 442, 26, (2001).
2. R. L. Morin and J. A. Seibert, Journal of the American College of Radiology, 2, 3, 287, (2005).
3. S. Midgley, A. Berry, N. Benci, S. Morton, D. Phillips, P. Smith, S. Troja and R. Lewis, Nucl. Instr. and Meth. A, 573 1, 129, (2007).
4. E. H. M. Heijne, Nucl. Instr. and Meth. A, 571 1, 7, (2007).
5. U. L. Olsen, X. Badel, J. Linnros, M. Di Michiel, T. Martin, S. Schmidt and H. F. Poulsen, Nucl. Instr. and Meth. A, 576, 1, 52, (2007).
6. J. F. Condeles, T. Ghilardi Netto and M. Mulato, Nucl. Instr. and Meth. A, 577, 3, 724, (2007).
7. P. Grybos, Meas. Sci. Technol., 18, 2465, (2007).
8. A. Gabrielli, Meas. Sci. Technol., 19, 85101, (2008).
9. D. Bollini, A. E. Cabal, W. Dabrowski, A. Diaz, M. Gambaccini, P. Giubellino, P. Grybos, M. Idzik, A. Marzari-Chiesa, L. M. Montano, F. Prino., L. Ramello, M. Sitta, K. Swientek, R. Wheadon and P. Wiacek, Nucl. Instr. and Meth. A, 515, 3, 458, (2003).
10. Digital Mammography, Proceedings of 9<sup>th</sup> International Workshop, IWDM'08, July 20-23, Springer Berlin/Heidelberg publisher, 5116, (2008).
11. Engineering in Medicine and Biology Society, 2006. EMBS'06. 28th Annual International Conference of the IEEE, Aug. 30 2006-Sept. 3, IEEE publisher, (2006).
12. Pisano E. D., and Yaffe M. J., Radiology, 234, 353, (2005).