

# Empleo de detector semiconductor de c-Si del tipo microbandas en la obtención de imágenes radiográficas digitales de maniqués y muestras biológicas de mamas

A. Leyva, A. Cabal, I. Piñera, Y. Abreu y C.M. Cruz  
*Centro de Estudios Avanzados y Desarrollo Nuclear,*  
*C. Habana, Cuba,*  
*e-mail: aleyva@ceaden.edu.cu*

L.M. Montaña, C.C. Díaz y M. Fontaine  
*Centro de Investigaciones y Estudios Avanzados del IPN,*  
*D.F., México.*

C.M. Ortiz  
*Clínica de Mama y Gineco-oncología,*  
*Hospital General Tacuba, ISSSTE,*  
*D.F., México.*

F. Padilla  
*Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas,*  
*C. Habana, Cuba.*

R. de la Mora  
*Centro de Control Estatal de Equipos Médicos,*  
*C. Habana, Cuba.*

Recibido el 9 de octubre de 2009; aceptado el 9 de junio de 2009

El presente trabajo sintetiza los resultados experimentales obtenidos en la caracterización de un detector de silicio cristalino de 64 microbandas diseñado para experimentos de física de las altas energías, con el objetivo de estudiar su posible aplicación en la imagenología médica, específicamente en mamografía y angiografía digital. La investigación incluyó la obtención de radiografías bidimensionales de un maniqué mamográfico empleando el método de barrido y su comparación con similares resultados simulados matemáticamente para diferentes fuentes de rayos X. También se presentan las imágenes reales obtenidas luego de radiografiar dos muestras de tejido biológico tomadas de biopsias de mamas, donde se identifica la existencia de un tipo de lesión pretumoral. Los resultados alcanzados apuntan positivamente hacia la posibilidad real de que estos detectores de avanzada puedan ser satisfactoriamente introducidos en la obtención de imágenes radiográficas digitales médicas.

*Descriptores:* Detector semiconductor; radiografía digital; imagen médica; rayos X; caracterización; maniqué; biopsia.

The present work synthesizes the experimental results obtained in the characterization of 64 microstrips crystalline silicon detector designed for experiments in high energies physics, with the objective of studying its possible application in advanced medical radiography, specifically in digital mammography and angiography. The research includes the acquisition of two-dimensional radiography of a mammography phantom using the scanning method, and its comparison with similar images simulated mathematically for different X rays sources. The paper also shows the experimental radiography of two biological samples taken from biopsies of mammas, where it is possible to identify the presence of possible pathological lesions. The results reached in this work point positively toward the effective possibility of satisfactorily introducing those advanced detectors in medical digital imaging applications.

*Keywords:* Semiconductor detector; digital radiography; medical imaging; X-ray; characterization; phantom; biopsy.

PACS: 87.59.Hp; 85.30.De; 29.40.Wk

## 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 [1].

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 [2-5].

En la actualidad ya aparecen en el mercado sistemas de radiografía que utilizan detectores semiconductores para el registro de los rayos X, mientras que los científicos y tecnólogos dirigen sus esfuerzos hacia a la fabricación de detectores

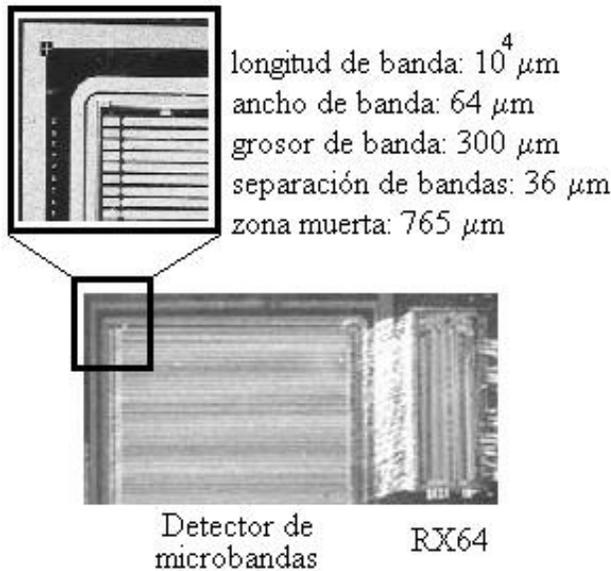


FIGURA 1. Detector de silicio cristalino de 64 microbandas con chip RX64.

más eficientes y a la optimización de los sistemas de detección, buscándose la integración de estos con la electrónica asociada.

El presente trabajo esta dirigido a la caracterización de un detector de microbandas de silicio cristalino desarrollado en los marcos de una colaboración entre varias instituciones de la UE y latinoamericanas que aúnan esfuerzos con vistas a introducir este tipo de dispositivos en la mamografía y la angiografía digital [6]. También se presentarán los resultados de las pruebas de laboratorio llevadas a cabo para obtener imágenes de maniqués de mamografía, así como de muestras biológicas.

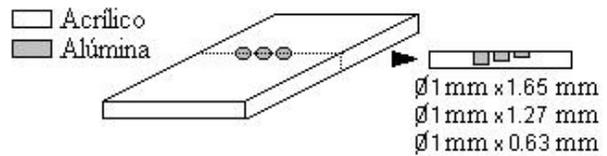


FIGURA 2. Maniquí de mama con microcalcificaciones.

## 2. Materiales y métodos

El detector semiconductor se muestra en la foto de la Fig. 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. Algunos de los parámetros geométricos más importantes del detector se presentan en la propia figura.

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 [6].

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 convertor de calibración es 0.94 y del comparador 2.47).

Las pruebas de obtención de imágenes se llevaron a cabo con el empleo de un tubo emisor de rayos X con ánodo de Cu (8.04 keV) y voltaje de aceleración de 20 kV. El método empleado para obtener las imágenes bidimensionales fue el de barrido con una geometría detector-fuente del tipo frontal, colimación del haz de  $200 \mu\text{m}$  y tiempo de exposición de 1 s.

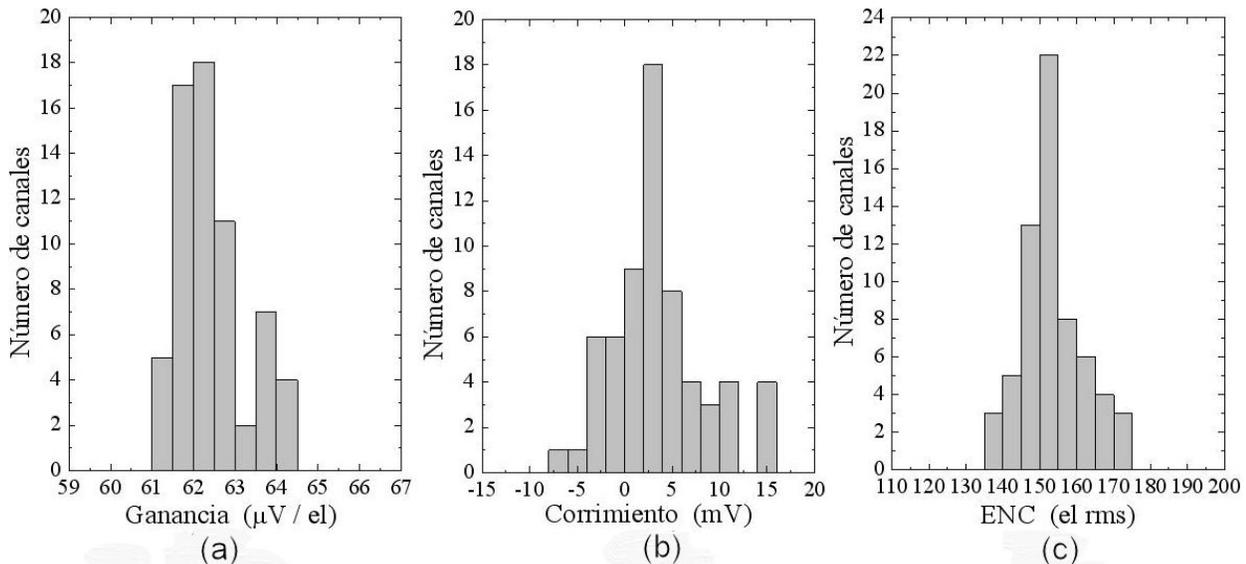


FIGURA 3. Histogramas del número de bandas del detector según su ganancia (a), el corrimiento del comparador (b), y el ruido de carga equivalente (c).

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 programa comercial Origin v.7.0 [7].

Una representación esquemática del maniquí mamográfico utilizado se muestra en la Fig. 2. Para simular las microcalcificaciones, una de las patologías más comunes en las mamas, 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 muestras biológicas se obtuvieron a partir de biopsias practicadas a pacientes con patologías mamarias específicas.

La simulación del proceso de transporte de los fotones en la materia se realizó utilizando el sistema de códigos MCNPX v.2.6.b [8].

### 3. Análisis de los resultados

Las mediciones realizadas en régimen de calibración arrojaron los resultados que se presentan en la Fig 3. El histograma de la Fig. 3a muestra la distribución de los 64 canales del detector en función de su ganancia. Por medio del ajuste gaussiano de la curva que conforma el histograma se determinó que el valor medio de la ganancia es de  $62.4 \mu\text{V}/\text{el}$ , con una fluctuación de  $0.1 \mu\text{V}/\text{el}$ .

El del valor medio del corrimiento de la salida del comparador resultó en 3.3 mV, con una sigma de 0.6 mV, como se puede apreciar en el histograma de la Fig. 3b.

También se calculó el ruido de carga equivalente del sistema que resultó de 153.7 el. rms, con una sigma de 1.04 el. rms (ver Fig. 3c). Este valor del ruido 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 Fig. 4 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 de la caracterización se llegó a la conclusión de que el dispositivo detector en estudio puede ser empleado en la imagenología médica para la realización de estudios radiográficos, procediéndose entonces a la realización de las pruebas con maniqués afín a una de las aplicaciones de interés, la mamografía digital.

La Fig. 5 presenta la radiografía obtenida experimentalmente correspondiente al maniquí construido al efecto.

Obsérvese que la calidad de la imagen mostrada es satisfactoria y en ella aparecen definidas las tres incrustaciones con diferentes tonalidades del gris que se corresponden con los diferentes grosores de estos detalles. La Fig. 6 presenta un gráfico de conteos en función del canal o banda del detector para un corte del maniquí mamográfico que atraviesa por su centro a las tres microcalcificaciones. En este perfil se evidencia la diferente proporción en que los fotones son absorbidos

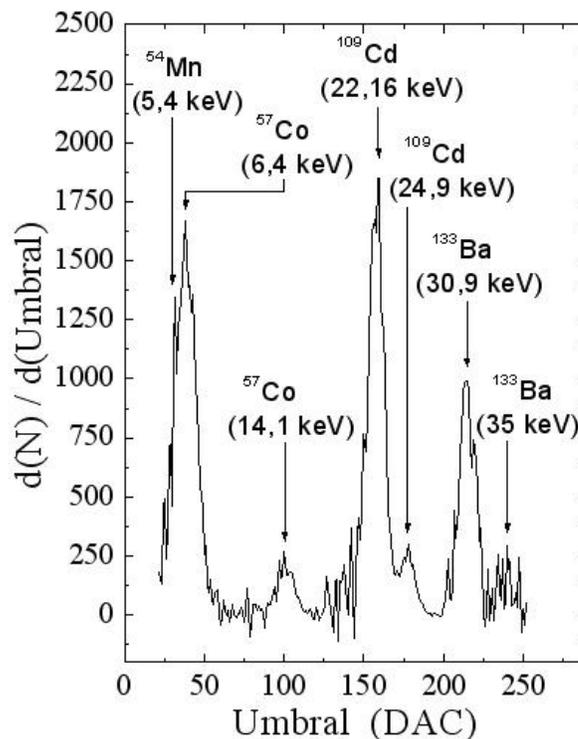


FIGURA 4. Espectro de energías por umbral de detección para cuatro fuentes radioisotópicas.

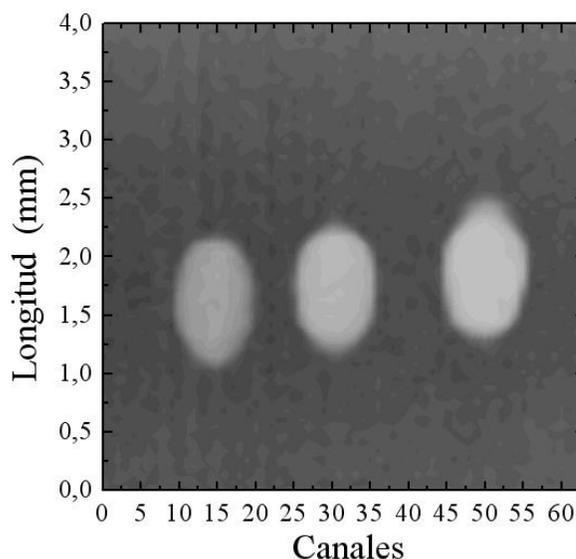


FIGURA 5. Imagen radiográfica de maniquí de mamografía.

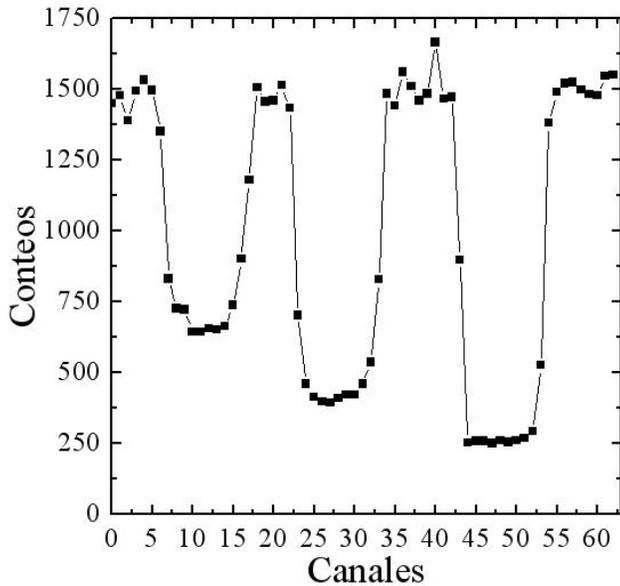


FIGURA 6. Perfil de cuentas por canal, correspondiente a un corte de la imagen del maniquí de mamografía.

en el maniquí en dependencia de la cantidad de material que atraviesa y su densidad.

Utilizando el método de Monte Carlo aplicado al transporte de los fotones en la materia se simuló éste mismo experimento de obtención de imágenes radiográficas del maniquí pero empleando en calidad de fuentes a los espectros de emisión típicos de dos de los tubos comúnmente utilizados en la mamografía: con ánodo de Mo y filtro de  $30\ \mu\text{m}$  de Mo (energía media: 16.8 keV), y con ánodo de W y filtro de  $40\ \mu\text{m}$  de Pb (energía media: 19.7 keV). Los espectros de emisión de estas dos fuentes fueron generados utilizando los datos de [9].

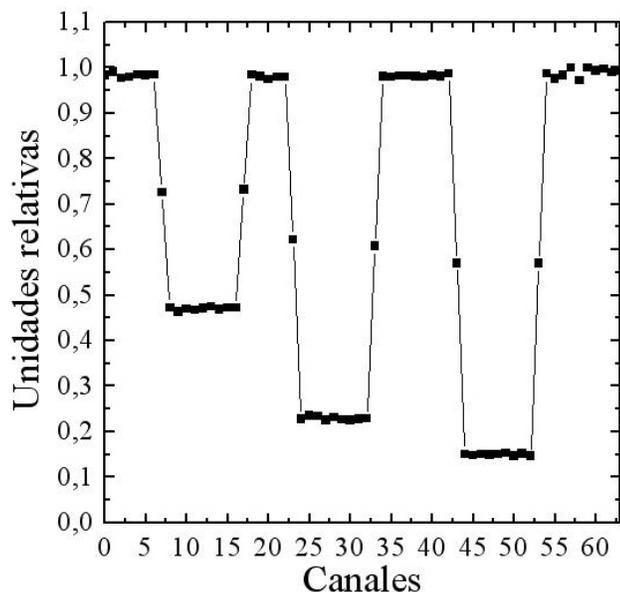


FIGURA 7. Perfil de maniquí mamográfico obtenido utilizando en calidad de fuente un tubo de Mo con filtro de  $30\ \mu\text{m}$  de Mo.

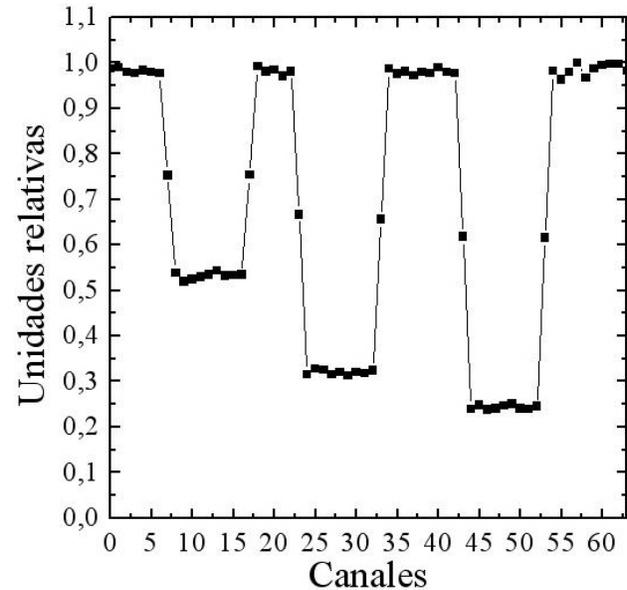


FIGURA 8. Perfil de maniquí mamográfico obtenido utilizando en calidad de fuente un tubo de W con filtro de  $40\ \mu\text{m}$  de Pb.

Las Figs. 7 y 8 muestran los perfiles de estas dos radiografías simuladas, tomado, al igual que el caso experimental, a partir de un corte que pasa por el centro de las tres microcalcificaciones. Estas dos figuras se han graficado normalizadas para apreciar las diferencias entre ellas. Obsérvese que en ambos casos existe una satisfactoria semejanza con el perfil experimental, tanto en forma, como en la relación de intensidades entre los tres detalles radiografiados.

Como consecuencia de la mayor energía promedio de la fuente utilizada en el segundo caso (W) y el poco grosor del maniquí (2 mm), en el perfil mostrado en la Fig. 8 se aprecia que un mayor número de fotones es capaz de atravesar el blanco sin interactuar y por lo tanto las intensidades registradas son menores que cuando se ha empleado el tubo generador de Mo.

Este fenómeno observado es el que posibilita en la práctica obtener imágenes de mayor calidad cuando el grosor de la muestra en estudio (en este caso mama) es de dimensiones significativas.

Las Figs. 9a y 9b se corresponden con las imágenes radiográficas de dos muestras biológicas diferentes, y fueron tomadas siguiendo el mismo procedimiento de barrido utilizado con los maniqués y la fuente de 8.04 keV.

En estas imágenes las zonas más claras se corresponden con aquellas regiones de superior densidad másica, donde existe una mayor absorción de las radiaciones, mientras que las más oscuras pertenecen a las zonas ocupadas por el aire o tejidos ligeros donde la probabilidad de interacción de los fotones con el material es menor.

Se aprecia perfectamente en ambas radiografías la presencia de algunas estructuras donde los fotones son absorbidos fuertemente, manifestándose como pequeñas manchas de color gris muy claro. Estas son precisamente las microcalci-

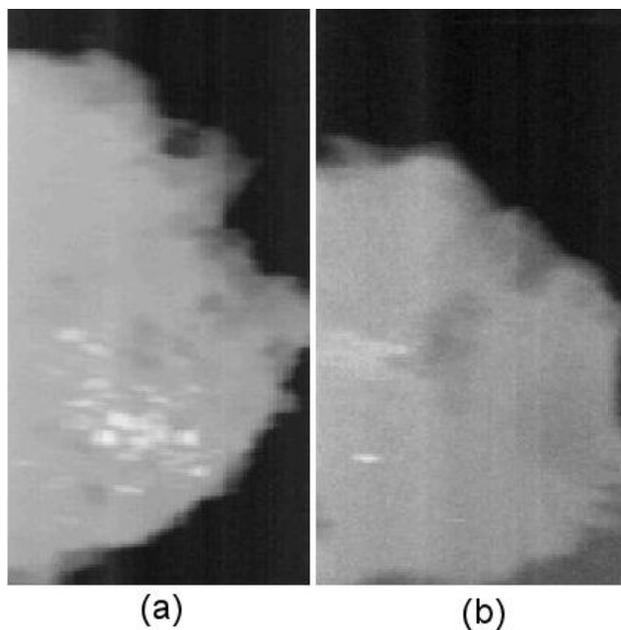


FIGURA 9. Imágenes radiográficas de dos diferentes muestras de tejido biológico obtenido de biopsias de mamas.

ficaciones existentes en las mamas, lesiones pretumorales de alta densidad másica y por tanto, elevada absorción de rayos X.

Estos resultados son muy alentadores y encaminan los pasos hacia una posible aplicación de estos detectores con fines de detección de los rayos X en aplicaciones de mamografía digital, y que puede ser extendido a otros campos como la angiografía.

Sobre la base de este tipo de detector puede ser conformado un dispositivo de detección matricial bidimensional que posibilite obtener una imagen completa de la zona de interés de una sola vez sin necesidad de realizar barrido, acortando así el tiempo de exposición a las radiaciones. El empleo de una configuración geométrica detector-fuente del tipo borde contribuiría a aumentar la eficiencia de colección del sistema, lo que acompañado del uso de técnicas avanzadas como la de doble energía [10] posibilitaría también incrementar sensiblemente el contraste y con ello la calidad de las imágenes obtenidas en beneficio de un mejor diagnóstico médico. En esta dirección se investiga actualmente en los marcos de la colaboración existente entre las instituciones que patrocinan este trabajo.

#### 4. Conclusiones

El 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 maniqués y muestras biológicas, así como las imágenes simuladas obtenidas, 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 CE, CONACYT de México y PRN de la AENTA de Cuba.

1. J.P. Moy, *Nucl. Instr. and Meth. A* **442** (2001) 26.
2. S. Midgley *et al.*, *Nucl. Instr. and Meth. A* **573** (2007) 129.
3. E.H.M. Heijne, *Nucl. Instr. and Meth. A* **571** (2007) 7.
4. U.L. Olsena *et al.*, *Nucl. Instr. and Meth. A* **576** (2007) 52.
5. J.F. Condelesa, T. Ghilardi Nettob y M. Mulato, *Nucl. Instr. and Meth. A* **577** (2007) 724.
6. D. Bollini *et al.*, *Nucl. Instr. and Meth. A* **515** (2003) 458.
7. Sistema de códigos "Origin v. 7.0", OriginLab Corporation, [www.OriginLab.com](http://www.OriginLab.com)
8. J.S. Hendricks *et al.*, *MCNPXTM* (version 2.6.B, Los Alamos National Laboratory Report, LA-UR-06-3248, 2006).
9. *Catalogue of Diagnostic X-Ray Spectra & other Data* (Report 78, IPEN, York, 1997).
10. C. Avila *et al.*, *Medical Physics* **32** (2005) 3755.