

# SISTEMA DE DETECCION DE RAYOS X SOBRE LA BASE DE DETECTORES DE SILICIO PARA APLICACIONES EN RADIOGRAFIA DIGITAL MEDICA

Ana Ester Cabal<sup>1</sup>, Wladyslaw Dabrowski<sup>2</sup>, Angelina Díaz<sup>1</sup>, Pawel Grybos<sup>2</sup>, Paolo Giubellino<sup>3</sup>, Luis Montaña<sup>4</sup>, Luciano Ramello<sup>5</sup>, Krzysztof Swientek<sup>2</sup> y Richard Wheadon<sup>3</sup>

<sup>1</sup>Centro de Aplicaciones Tecnológicas y Desarrollo Nuclear, La Habana, Cuba

<sup>2</sup>Faculty of Physics and Nuclear Techniques, University of Mining and Metallurgy, Cracow, Poland

<sup>3</sup>Istituto Nazionale di Fisica Nucleare, Torino, Italia

<sup>4</sup>Centro de Estudios de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México D.F., México

<sup>5</sup>DISTA, Univ. Piemonte Orientale, Alessandria, Italia

## RESUMEN

El trabajo describe el desarrollo de un sistema para la medición de rayos X usando detectores de Silicio tipo "bandas". Estos detectores son ampliamente reconocidos por ser excelentes dispositivos sensibles a posición ya que poseen una resolución espacial muy buena. El sistema electrónico se basa en un circuito denominado RX64, que comprende 64 canales de lectura binaria con sus correspondientes contadores. El sistema de detección de rayos X que incluye el circuito RX64 y los detectores de "banda" tiene una respuesta lineal hasta una señal de entrada de 10000 electrones (rango energético hasta 36 keV para los rayos X). Posee un ruido de carga equivalente igual a 167 e- rms. Debido a las características del sistema se estudia la factibilidad de acoplar el mismo a un equipo de radiografía y comprobar su efectividad en la aplicación de radiografía digital médica.

## ABSTRACT

This work describes the development of a readout system for X-ray measurements using silicon strip detectors. Silicon strip detectors are known to be excellent position sensitive devices providing very good spatial resolution. The readout system is based on ASIC called RX64. The RX64 chip employs binary readout architecture and contains 64 front-end channels with 64 20-bit pseudo-random counters. The developed system is linear up to 10000 electrons of the input signal, which corresponds to the X-ray energy range up to 36 keV. The equivalent noise charge is equal to 167 e- rms. Our system has characteristics, which possibility the study of the feasibility of it to be used in digital medical radiography.

## INTRODUCCION

Los detectores de Silicio han sido utilizados en casi todos los experimentos de Física de Altas Energías y Nuclear desarrollados en los últimos 50 años. El éxito obtenido por estos detectores ha continuado con el progreso de la tecnología de la microelectrónica, la cual ha tenido un efecto directo en la calidad del proceso de fabricación de los detectores y un mayor impacto en la posibilidad de contar con circuitos de lectura capaces de trabajar con detectores mucho más complejos y hacerlo de una manera más rápida y efectiva.

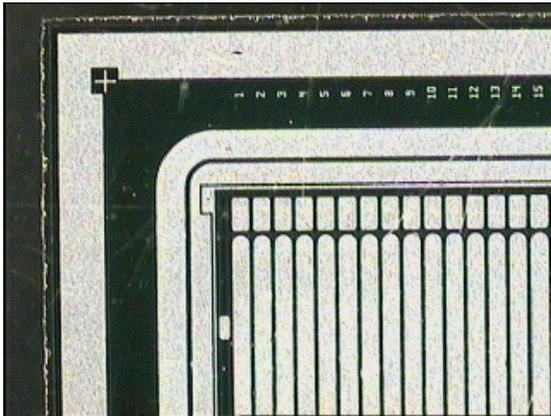
El hecho de la gran experiencia acumulada durante estos años en la comunidad de físicos nucleares en el diseño, montaje y operación de los detectores de Silicio en las más diversas condiciones los hace ser los detectores más frecuentemente escogidos para diferentes aplicaciones. Además su amplio uso permite que tengan un costo moderado y sea fácil la reproducibilidad de los prototipos. En la última década se ha realizado un considerable esfuerzo para buscar la posibilidad de usar los

detectores de Silicio planares para la detección de rayos X de baja energía en aplicaciones en las ciencias de materiales y médicas (1-3). Específicamente en estos últimos años se ha estado trabajando intensamente en el desarrollo de detectores de rayos X para imágenes médicas y en medicina nuclear (4-7). Existen algunos grupos de investigación dedicados desde hace varios años al empleo de los detectores de Física de Altas Energías en aplicaciones médicas, por ejemplo el grupo MEDIPIX del CERN (8-10) y el grupo SYRMEP de Trieste (2, 11-14).

Desde 1999 nuestro grupo de detectores semi-conductores del CEADEN participa en un convenio de colaboración con el Instituto Nacional de Física Nuclear, sección de Turín, la Universidad de Alessandria, Italia y la Universidad de Minería y Metalurgia de Cracovia, Polonia, con el objetivo de lograr la aplicación médica en radiografía digital de un sistema compuesto por detectores de Silicio para la detección de rayos X y el circuito electrónico de lectura de alto nivel de integración y bajo ruido.

## DESCRIPCION DEL SISTEMA

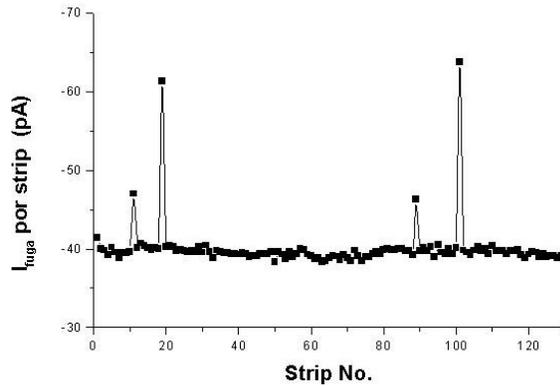
El sistema de detección de rayos X desarrollado consiste de un detector de Silicio del tipo "micro-bandas", un circuito multicanal de lectura de bajo ruido RX64 y una tarjeta de entrada y salida de datos, acoplada a una PC, la PCI 1200 I/O. El sistema fue caracterizado utilizando el programa LabView.



**Figura 1.** Foto de una esquina del detector de Silicio de 132 bandas.

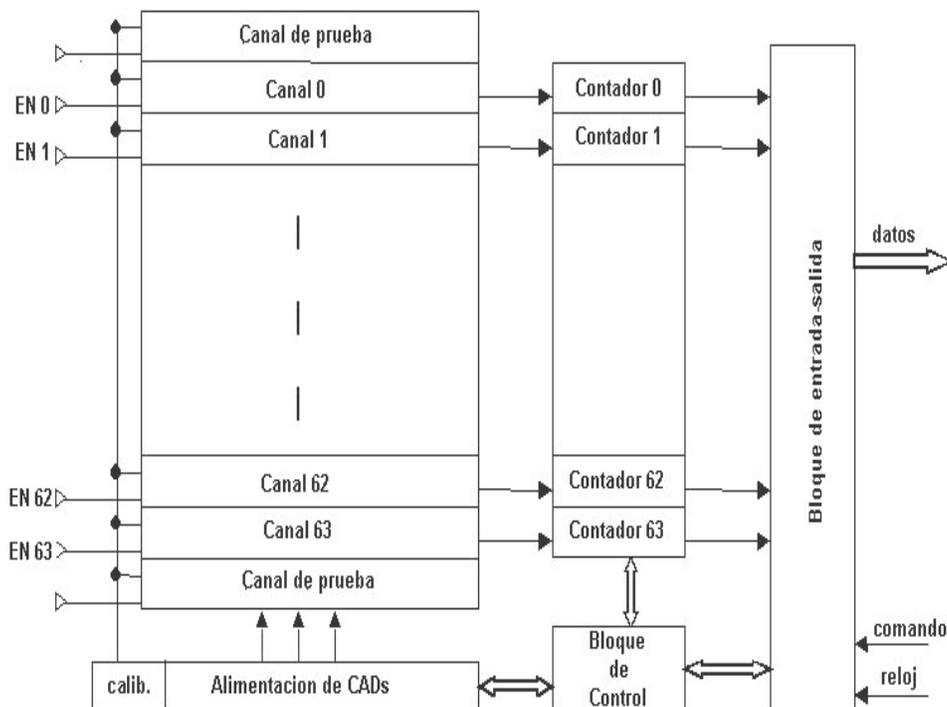
El detector de Silicio fue diseñado por el Instituto ITC-IRST en Trento, Italia. El mismo contiene en la cara superior 132 bandas de un 1cm de largo y  $72 \mu\text{m}$  de ancho. La Figura 1 muestra una esquina del detector donde se pueden ver las primeras 15 bandas, la línea de alimentación del detector y el anillo de guarda. Las bandas están acopladas al

circuito de lectura de forma AC. El grosor del detector es de  $300 \mu\text{m}$ . La distancia entre el punto medio en el eje horizontal de dos bandas vecinas (pitch) es de  $100 \mu\text{m}$ . Este parámetro es importante en la determinación de la resolución espacial del sistema. Como se muestra en la Figura 2 los valores de las corrientes de fuga de las diferentes bandas están en el orden de  $60 \text{ pA}$ . La capacidad total para el voltaje de trabajo del detector es entre  $2\text{-}3 \text{ pF}$  por banda.



**Figura 2.** Corrientes de fuga del detector medidas en las 132 bandas a 100 voltios.

El circuito de lectura fue desarrollado en la Universidad de Minería y Metalurgia de Cracovia, Polonia. (15). Este circuito integrado ASIC RX64 consta de cuatro bloques: el bloque analógico de acople con el detector, el bloque contador, un bloque de control y el de entrada-salida, el cual comprende el control de la lectura de datos. La Figura 3 muestra el diagrama de bloques del circuito ASIC RX64. El área total del circuito integrado es  $2800 \times 6500 \mu\text{m}^2$ .



**Figura 3.** Diagrama de bloques del circuito de lectura ASIC RX64.

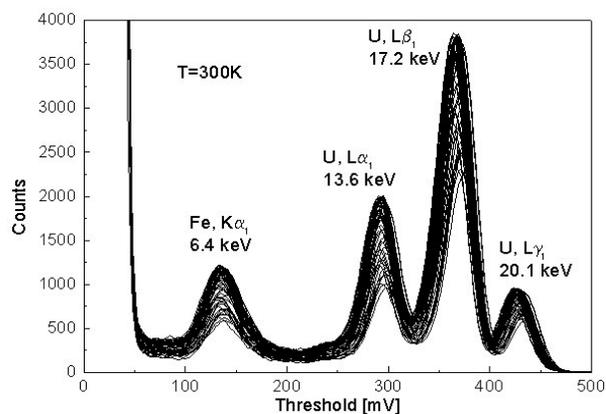
En un solo circuito están integrados 64 canales que permiten simultáneamente procesar y almacenar señales de 64 bandas del detector de Silicio. Cada canal analógico de lectura está formado por un preamplificador sensible a carga, un circuito conformador de pulso y un discriminador por amplitud de pulso. Los datos del bloque analógico son almacenados en 64 contadores de 20 bits del bloque contador, los cuales posteriormente son enviados a la PC por un magistral de datos de 8 bits.

El bloque de control, además de realizar funciones básicas tales como el control del almacenamiento de datos y su lectura, también suministra los valores de los conversores CAD, los cuales se usan en el bloque analógico para alimentar los circuitos analógicos y para el control del circuito de calibración interna. El circuito es controlado por comandos enviados desde un controlador exterior a través de un enlace en serie. El bloque de control recibe los comandos, los decodifica y los ejecuta enviando a los otros bloques las señales de control apropiadas y los datos.

Empleando el ambiente de desarrollo de programas o de instrumentos virtuales LabVIEW 5.1, se desarrollaron los programas para evaluar la prestación de todo el sistema y el análisis de todos los datos obtenidos.

## RESULTADOS

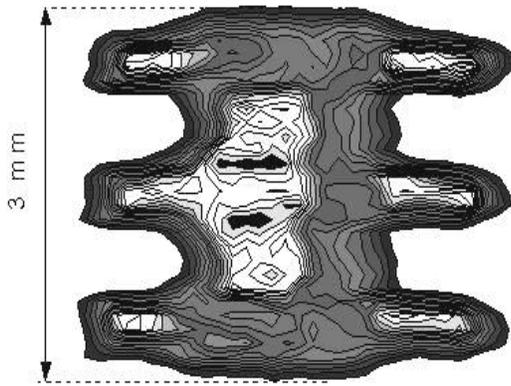
El sistema fue evaluado usando una tarjeta de prueba con un detector de 132 bandas y dos circuitos ASIC RX64, posibilitando obtener 128 canales de lectura. La caracterización se hizo siguiendo los métodos empleados en la variante anterior del circuito de 32 canales (16,17). Dado que el sistema de lectura es binario los parámetros fundamentales como la ganancia y el ruido electrónico fueron medidos empleando el método de barrido del umbral del discriminador para un valor de carga dado inyectado a la entrada del preamplificador. Se obtiene un espectro integral para cada uno de los canales de lectura del sistema, el cual después de diferenciado nos da la distribución por amplitud. En la caracterización del sistema se midieron varios espectros de rayos X. La Figura 4 muestra los espectros de la medición simultánea de 64 bandas del detector de Silicio con 64 canales de lectura del circuito RX64. La medición se hizo con una fuente de  $^{238}\text{Pu}$ , la cual genera tres líneas L características de rayos X del uranio a 13.6, 17.2 y 20.1 KeV, respectivamente. Para obtener una línea de menor energía se insertó una lámina fina de hierro de 40  $\mu\text{m}$  entre la fuente y el detector, permitiendo ver las posibilidades del sistema para energías más bajas (como 6.4 KeV).



**Figura 4.** Espectros de 64 canales de lectura medidos simultáneamente con una fuente de  $^{238}\text{Pu}$  y una lámina fina de hierro.

Utilizando los diferentes espectros obtenidos se realizaron los cálculos de los parámetros fundamentales para cada uno de los 128 canales de lectura analizados. Los resultados demostraron que el sistema cumple con los requerimientos básicos necesarios para ser utilizado en aplicaciones de imágenes en la medicina. Se obtuvo una ganancia media de 78.08  $\mu\text{V/el}$  que es igual a 21.6 mV/KeV. El valor medio del ruido de carga equivalente y del corrimiento de la salida del discriminador fue de 167 el. rms y 1.8 mV, respectivamente. El detector y el circuito de lectura tienen una respuesta lineal a señales de entrada de hasta 10000 electrones, las cuales corresponden a un rango de energía de rayos X de hasta 36 KeV. Los valores de resolución energética para los diferentes canales son del orden de 1 KeV FWHM, siendo todo el sistema de medición capaz de detectar rayos X con una energía igual o superior a 6.4 keV a temperatura ambiente. La resolución espacial alcanzada es del orden de 50-100  $\mu\text{m}$ . El sistema tiene una tasa de conteo de hasta 100k conteos/s/banda.

Para obtener imágenes bidimensionales con este tipo de detector de bandas por una sola cara, se usó un sistema de barrido. Entre el objeto a medir y la fuente radioactiva se colocó una máscara con una ranura por donde pasan las radiaciones. La dimensión de dicha ranura es aproximadamente igual al ancho de las bandas del detector (100  $\mu\text{m}$ ) y se posiciona perpendicular a las mismas. Moviendo la máscara a lo largo del detector y midiendo en cada paso se conforma la imagen mediante la suma de cada uno de los espectros. De esta manera la coordenada X está determinada por cada banda del detector y la coordenada Y por la posición de la ranura en cada paso del barrido. La Figura 5 muestra la imagen del componente electrónico de montaje superficial MAX2640, obtenida en la universidad de Cracovia.



### 64 channels - pitch 100 $\mu\text{m}$

**Figura 5.** Imagen de un componente electrónico de montaje superficial medido con el detector de Silicio de bandas usando el método de barrido.

Esta imagen de 3 mm de largo se logró irradiando el dispositivo electrónico con una fuente de  $^{238}\text{Pu}$ . Se trasladó la máscara 50 pasos, realizando la medición en cada uno de ellos para un umbral de discriminador fijo. Posteriormente todos los espectros de cada una de esas mediciones fueron sumados, lográndose la imagen total del dispositivo electrónico.

### CONCLUSIONES

Se desarrolló un sistema de detección de rayos X, cuyas características principales cumplen los requeri-

mientos básicos impuestos a los sistemas de obtención de imágenes digitales en aplicaciones médicas, aunque sería recomendable mejorar su eficiencia de detección. Las características son:

- tasa de conteo de 100k conteos/s/banda,
- linealidad del sistema para señales de entrada de hasta 10000 electrones ó 36 KeV (en la mamografía frecuentemente se emplea un tubo de rayos X de 18 KeV),
- resolución espacial en el orden de 50-100  $\mu\text{m}$  (delimita los objetos a investigar),
- bajo ruido a temperatura ambiente,
- buena compatibilidad entre todos los canales de lectura.

En estos momentos se está trabajando para introducir nuestro sistema de rayos X en la mamografía convencional en instituciones nacionales muy prestigiosas como el Hospital "Hermanos Ameijeiras" y el Centro de Control Estatal de Equipos Médicos. Nuestras futuras tareas se concentrarán en los siguientes aspectos:

1. Utilización de la simulación por Monte Carlo para evaluar la eficiencia de detección del sistema como una función de los parámetros de diseño del detector (por ejemplo: su geometría, los efectos de las dimensiones de la oblea, etc.)
2. Evaluación de la conformación del sistema en la práctica médica según los resultados obtenidos en la simulación. La misma se realizará bajo la supervisión del CCEEM, el cual validará los protocolos de medición y su certificación.

### REFERENCIAS

- [1] BECCHERLE, R. **et al.** (1998): "Microstrip silicon detectors for digital radiography", **Nucl. Inst. and Meth.**, A409, 534-536.
- [2] ARFELLI, F. **et al** (1996): "A pixel-like matrix for digital mammography", **Nucl. Inst and Meth.**, A380, 402-405.
- [3] SAULI, F. (1994): "High-Rate, Position-sensitive radiation detectors: recent developments and application in particle physics, medicine and biology", CERN-PPE/1994-150.
- [4] HARRISON, R.M. (1991) "Digital radiography—a review of detector design", **Nucl. Inst and Meth.**, A 310, 24-34.
- [5] CLINTHORNE, N. (1998). "Determining detector requirements for medical imaging applications", **Nucl. Inst and Meth.**, A 409, 501– 507.
- [6] DEL GUERRA, A. **et al.** (2000): "New developments in photodetection for medicine", **Nucl. Inst and Meth.**, A 44, 218-25.
- [7] MOY, J. (2000). "Recent developments in X-ray imaging detectors", **Nucl. Inst and Meth.**, A 442, 26-37.

- [8] AMENDOLIA, S.R. **et al.** (1999): "MEDIPIX: a VLSI chip for a GaAs pixel detector for digital radiology", **Nucl. Inst and Meth.**, A 422, 201-205.
- [9] \_\_\_\_\_ (2001): "Test of a GaAs-based pixel device for digital mammography", **Nucl. Inst and Meth.**, A 460, 50-54.
- [10] FORNAINI, A. **et al.** (2001). "Soft X-ray sensitivity of a photon-counting hybrid pixel detector with a silicon sensor matrix", **Nucl. Inst and Meth.**, A 466, 142-145.
- [11] ARFIELLI, F. **et al.** (1995): "Silicon detectors for synchrotron radiation digital mammography", **Nucl. Inst and Meth.**, A 360, 283-286.
- [12] \_\_\_\_\_ (1996): "New developments in the field of silicon detectors for digital radiology", **Nucl. Inst and Meth.**, A 377, 508-513.
- [13] \_\_\_\_\_ (1997): "A linear array silicon pixel detector: images of a mammographic test object and evaluation of delivered doses", **Phys. Med.Biol.**, 42, 1565-1573.
- [14] \_\_\_\_\_ (1998): "At the frontiers of digital mammography: SYRMEP", **Nucl. Inst and Meth.**, A 409, 529-533.
- [15] GRYBOS, P. **et al.** (2002). "Multichannel mixed-mode IC for digital readout of silicon strip detector", **Microelectronics Realibility**, 42, 427-436.
- [16] GRYBOS, P.; A. CABAL **et al.** (2000): "Characterisation of silicon strip detectors with a binary readout chip for X-ray imaging", **Nucl. Inst and Meth.**, A 454, 214-220.
- [17] \_\_\_\_\_ (2000): "Development of a fast readout system for the detection of low energy X rays", *Memorias del IV Simposio Mexicano de Física Médica, Mérida, México, 1-3 Marzo 2000, AIP Conference Proceedings 538, 21-31.*