

SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE IMÁGENES BIOMÉDICAS UTILIZANDO UNA CÁMARA GAMMA

BIOMEDICAL IMAGE ACQUISITION SYSTEM USING A GAMMA CHAMBER

Abelardo T. Jara Berrocal, John Sevillano, Jorge A. Del Carpio Salinas

RESUMEN

Se ha desarrollado una tarjeta de adquisición de las imágenes provenientes de una cámara gamma analógica adaptable a una computadora personal. El hardware digital del sistema fue modelado utilizando VHDL y fue sintetizado e implementado en un CPLD 7128S de Altera y dos PAL16L8. El uso de tecnologías de lógica programable ha permitido una mayor integración y menores retardos en el sistema digital y, asimismo, permite realizar con facilidad actualizaciones en el diseño.

Palabras claves: Cámara gamma, adquisición de imágenes, VHDL, lógica programable.

ABSTRACT

A gamma camera images PC acquisition board has been developed. The digital system has been described using VHDL and has been synthesized and implemented in a Altera Max7128S CPLD and two PALs 16L8. The use of programmable-logic technologies has afforded a higher scale integration and a reduction of the digital delays and also has allowed us to modify and bring up to date the entire digital design easily.

Key words: Camera gamma, acquisition board, VHDL, programmable logic.

INTRODUCCIÓN

La cámara gamma (CG) es un instrumento para lograr imágenes bidimensionales de la distribución de rayos gamma de un paciente. Desde que se crea en 1958, como herramienta de diagnóstico clínico, ha sufrido un proceso de evolución que en los últimos años varió drásticamente con el uso de nuevas técnicas de corrección y tratamiento digital de imágenes.

Las imágenes obtenidas por estos equipos, correspondientes a secciones del cuerpo humano, son una poderosa herramienta de diagnóstico para identificar la causa de una dolencia o enfermedad. Entre sus aplicaciones se encuentran: la detección de tumores, de lesiones internas, etc.

Los sistemas de adquisición de imágenes procedentes de equipos de instrumentación médicos en una

computadora personal para su posterior análisis constituyen uno de los grandes avances de la ingeniería biomédica. El desarrollo de computadoras personales cuyas características principales son su bajo costo y su siempre creciente performance permite que se pueda extender la vida útil de las cámaras gamma analógicas y mantener actualizada su performance.

DESCRIPCIÓN DE LA CÁMARA GAMMA

La función básica de la cámara gamma es proporcionar una imagen del radionucleido inyectado en el paciente. El radionucleido emite rayos gamma que escapan del cuerpo y son detectados por la cámara gamma.

La cámara está formada por un detector, que detecta el rayo gamma y determina su ubicación y energía.

Éste es ulteriormente procesado por la electrónica de la consola antes de ser visualizado en un TRC para exponer una película o ser captado por la memoria de una computadora para su visualización en un monitor o imprimirse (ver figura 1).

Al desintegrarse un radionucleido en el paciente, emite un rayo gamma que se dirige hacia el detector. Debe pasar por el colimador, el cual asegura que sólo alcancen el detector los rayos gamma que viajan en un ángulo específico con respecto al cristal detector.

El cristal de yoduro de sodio (INa(Tl)) convierte los rayos gamma en luz. Los tubos fotomultiplicadores convierten la luz en señales eléctricas. Luego, estas señales eléctricas se usan para determinar la posición y la energía de los rayos gamma.

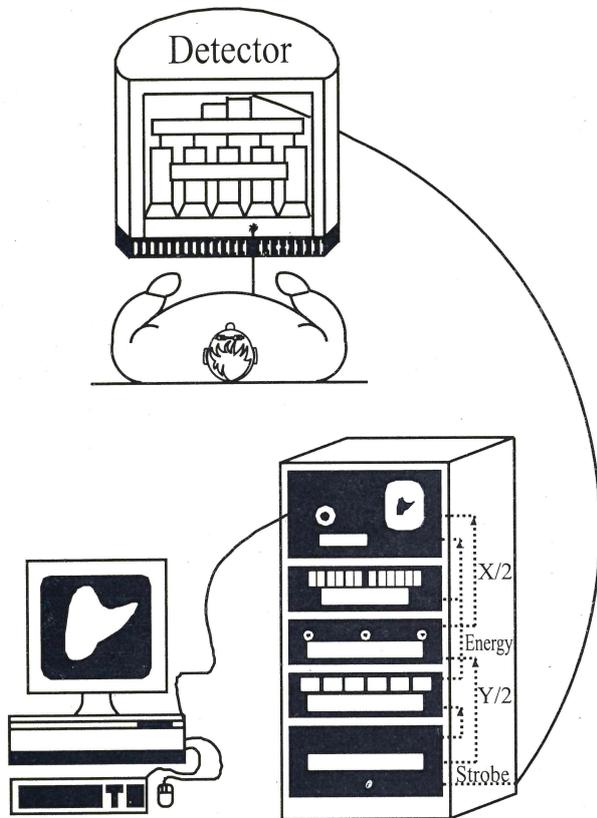


Fig. 1 Componentes del sistema de adquisición.

Determinación de la posición del rayo gamma

A cada tubo fotomultiplicador se le asigna un factor

de ponderación que se determina por su distancia al centro del cristal.

En este caso, los factores de ponderación negativos se usan para los TFM que están a la izquierda de la línea central y los factores de ponderación positivos para los de la derecha de la misma.

Para calcular la posición de una interacción gamma en el cristal, se aplica un factor de ponderación a cada TFM. Mientras más alejado se encuentre de la línea central, mayor será el factor de ponderación (ver figura 2).

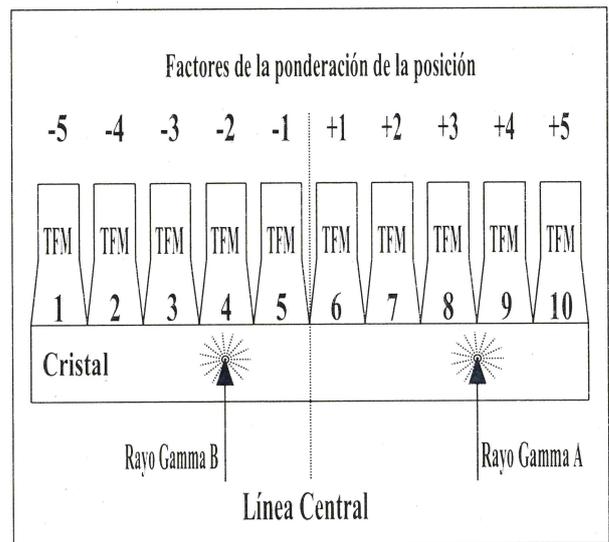


Fig. 2 Determinación de la posición de incidencia de un rayo gamma en el cristal.

Como ejemplo de cómo se calcula la posición, observemos el rayo gamma A, cuya interacción ocurre a mitad de camino entre el TFM 8 y el 9 (ver figura 2).

De forma similar, la misma cantidad de luz sería percibida por el TFM 7 y el 10, pero menor a la percibida por los TFM 8 y 9. De la fracción de luz vista por estos cuatro TFM, el tamaño de la señal a la salida de cada TFM sería de la siguiente manera:

TFM	Tamaño de la señal (O)	Factor de ponderación (W)
7	0,125	+2
8	0,375	+3
9	0,375	+4
10	0,125	+5

Si ahora sumamos las salidas, luego de aplicar el factor de ponderación dependiente de la posición, obtenemos el siguiente resultado:

$$\text{Señal de posición} = W7*O7 + W8*O8 + W9*O9 + W10*O10 \quad (1)$$

donde W7 a W10 son los factores de ponderación para los TFM 7 a 10 y O7 a O10 son los tamaños de las señales de salida para estos tubos.

Si se reemplazan los valores reales:

$$\text{Señal de posición} = 2*0,125 + 3*0,375 + 4*0,0,375 + 5*0,125 \quad (2)$$

$$\text{Señal de posición} = 3,5 \quad (3)$$

Lo cual indica una posición entre los TFM 8 y 9, que es lo esperado.

En la cámara gamma se requiere una ubicación bidimensional y, por tanto, la posición en la otra dirección se calcula de forma similar. Los factores de ponderación generalmente se logran mediante una red de resistencias y capacitores que forman el circuito de cálculo de posición. Este circuito produce dos señales, la X, que da la posición del eje X, y la Y para la ubicación en el eje Y. (ver figura 3).

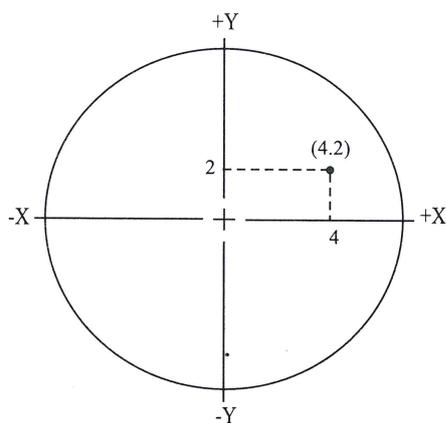


Fig. 3 Ubicación bidimensional del rayo gamma.

Discriminación de energía

Una de las presunciones al crear una imagen de medicina nuclear es que el rayo gamma detectado viajó en línea recta desde el punto donde fue emitido, atravesando el orificio del colimador hasta el cristal.

Por eso, una línea trazada siguiendo el orificio del colimador interceptaría el punto en que el rayo gamma fue emitido.

Sin embargo, los rayos gamma pueden dispersarse cuando atraviesan el tejido, cambiando su dirección. Una vez que el rayo gamma se dispersa, ya no es posible determinar de qué parte del paciente fue originalmente emitido. Cuando un rayo gamma se dispersa, pierde algo de energía. Por eso, en teoría, los rayos gamma dispersos pueden identificarse observando la energía de los gamma detectados. El propósito de la discriminación de energía que realiza el analizador de altura de pulsos, es aceptar la mayor cantidad posible de cuentas sin dispersión y rechazar la mayor cantidad posible de cuentas dispersas.

Esto se realiza por medio de la configuración de una "ventana", es decir, un umbral inferior y uno superior. Sólo se procesan y se visualizan aquellos rayos gamma cuya energía detectada se encuentre por encima del umbral inferior y por debajo del umbral superior de la ventana. Por lo general, para el ^{99m}Tc se usa una ventana de 20% centrada en 140 keV, es decir, se procesan y se visualizan las energías gamma detectadas que oscilan entre 126 y 154 keV.

DISEÑO DE LA INTERFASE

Características de las señales análogas

Se realizaron mediciones de las señales eléctricas provenientes de la cámara gamma utilizando un osciloscopio digital Tektronix TDS3032. Las señales adquiridas fueron las siguientes:

- Señales analógicas X e Y
- Señal analógica de energía Z
- Señal digital S (strobe)

En la figura 5, se muestra una adquisición simultánea de la señal de energía y la señal digital S. La transformada rápida de Fourier (FFT) de las señales de posición X e Y, fue calculada utilizando el software MatLab, para un total de 1024 muestras con una frecuencia de muestreo $F_s=2\text{MHz}$, corroborándose la aleatoriedad de estas señales. En ambos casos su espectro se asemeja mucho al ruido blanco.

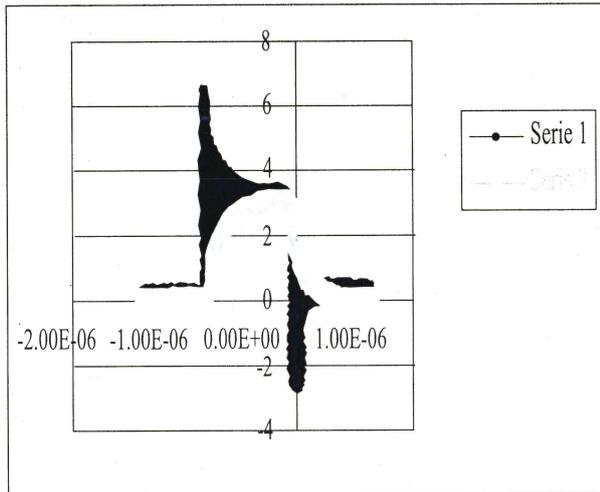


Fig. 4 Adquisición simultánea de las señales de energía y strobe.

Especificaciones del hardware implementado

En la figura 5 se muestra el diagrama de bloques del hardware necesario para implementar un sistema de adquisición de cuentas. Inicialmente, un circuito lógico secuencial (contador síncrono) debe escribir cero en todas las posiciones de memoria RAM. Esto es un hecho para cada imagen nueva al ser adquirida.

A continuación, los conversores analógico digitales generan las coordenadas a ser registradas de la imagen a partir de las señales analógicas X e Y. Como las imágenes tienen una resolución máxima de 256x256 píxeles, se requiere conversores analógico digitales de 8 bits. Entonces al acceder a la RAM en la posición que corresponde al píxel de la imagen, una unidad aritmética lógica (denominada ULA en la figura 5) incrementa este valor. Este nuevo valor corresponde al número de rayos gamma incidentes en dicho píxel.

Después de un determinado número de cuentas, el circuito lógico secuencial (indicado como máquina de estados) establece una comunicación entre la PC y la memoria RAM, de modo que se transfieren las imágenes al computador. Esta comunicación se realiza mediante un programa que permanece verificando si una imagen está disponible.

Un conjunto de selectores tipo dip-switch permite seleccionar la dirección válida de la placa para que pueda ser colocada en el slot ISA de la PC.

El ALU (unidad aritmética lógica) ejecuta dos

funciones:

- Incrementar el valor de entrada (al aplicarse un pulso de clock y señal +1)
- Colocar los 8 bits de salida en cero (al aplicarse un pulso de clock y señal cero).

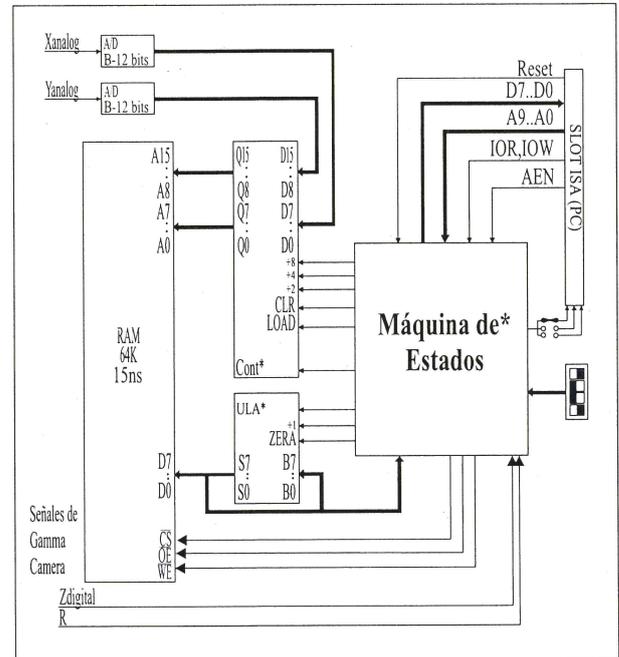


Fig. 5 Esquemático RTL del hardware implementado.

El ALU incrementa la posición de memoria direccionada por los conversores analógico digitales, esto es, la posición donde ocurre un centelleo percibido por los tubos fotomultiplicadores.

Los valores de las demás posiciones de la memoria permanecen en cero. Ellas representan las coordenadas de la imagen donde no hubo centelleo. Estas direcciones nunca son entregadas por los conversores analógico digitales conforme varían las señales analógicas X e Y. El circuito Cont es un circuito de doble finalidad. Él sirve como Latch, durante el proceso de adquisición, cuando los conversores analógico digitales están entregando las coordenadas para la memoria RAM. Este modo es activo aplicando las señales de reloj y load.

En el segundo modo es un contador que sirve como puntero para acceder a la memoria. En esta condición es utilizado realizar un blanqueo (puesta a cero) de la memoria o para leer cada píxel de la

imagen a transferir a la PC. En condición de contador, la entrada CLR hace al puntero señalar al primer píxel de la imagen. La señal de clock es utilizada para incrementar el puntero. Si las entradas +2, +4 o +8 estuvieran activas, entonces el puntero es incrementado en +2, +4 o +8. Esto sirve para alcanzar resoluciones de 128x128, 64x64 o 32x32 píxeles.

Descripción y síntesis del hardware.- Se ha utilizado el lenguaje de descripción de hardware VHDL, para implementar la máquina de estados, así como las unidades Cont y el ALU. Estas tres unidades fueron enlazadas utilizando la entrada esquemática del entorno de desarrollo MaxPlus II. Para la etapa de síntesis, se utilizó un CPLD EPM7128S de Altera.

Selección de convertidores A/D y memoria.- Se eligió utilizar los convertidores analógico-digitales AD1671 de Analog Devices debido a su encapsulado tipo DIP, que permite un fácil soldado a la tarjeta impresa. Asimismo, se decidió utilizar las memorias RAM estáticas CY7C199-35 de Cypress Semiconductors debido a que tienen un tiempo de escritura de 35ns, lo cual era adecuado para el diseño.

Circuito impreso y montaje del prototipo.- Se desarrolló el circuito impreso para el prototipo utilizando el programa OrCAD Layout 9.0. En la figura 6 se muestra una fotografía del prototipo finalizado.

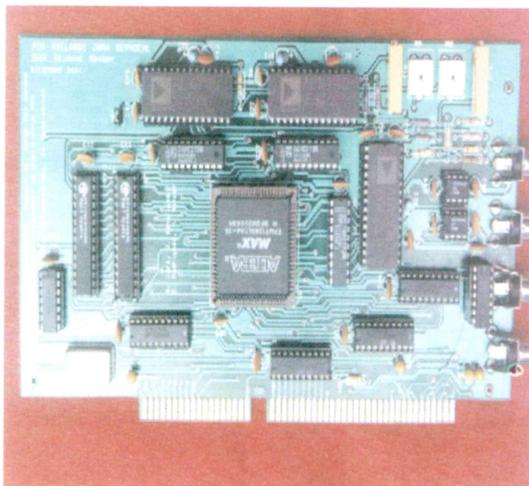


Fig. 6 Fotografía del prototipo terminado.

RESULTADOS OBTENIDOS

El prototipo implementado tiene las siguientes

características de funcionamiento:

- Permite la adquisición de imágenes provenientes de una cámara gamma analógica en dos modos de operación, dinámico y estático.
- Permite elegir entre una adquisición por número de cuentas o por tiempo de adquisición.
- Se han desarrollado dos programas utilizando Microsoft Visual C++. El primer programa llamado Unigama, está encargado del control de la tarjeta diseñada. El segundo programa VIMedic permite el procesamiento digital de las imágenes adquiridas.

A continuación, se muestra parte del programa en lenguaje ensamblador utilizado para la lectura de los datos almacenados en la memoria de la tarjeta.

```
for(int j=0;j<256;j++)
{ for(int i=255;i>=0;i--)
{
_asm {
    push dx
    mov dx,Fp
    in ax,dx
    mov dato,ax
    pop dx
}
A[i][j]= (char) (255 & dato);
} }
Bitmap image(256,256,&A[0][0]);
image.Save("C:\\gamma.bmp");
```

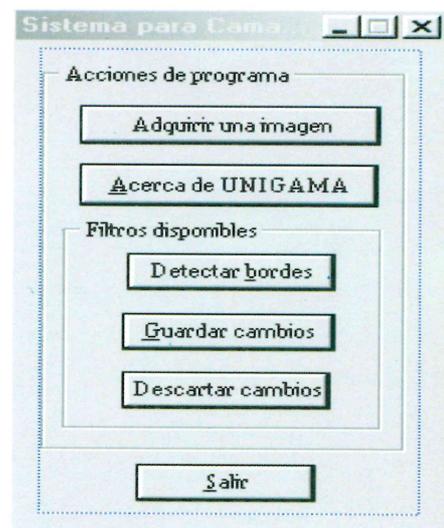


Fig. 7 Ventana gráfica del software de adquisición.

En la figura 8 se muestra una imagen adquirida correspondiente a una sección del tórax de un paciente con presencia de un nódulo. Esta imagen fue adquirida utilizando la tarjeta de adquisición desarrollada.

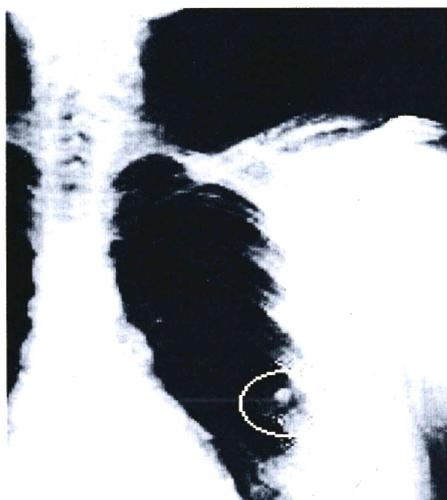


Fig. 8 Sección de tórax de un paciente (se ha marcado con un círculo un nódulo detectado).

CONCLUSIONES

El sistema de adquisición de imágenes biomédicas desarrollado en el presente proyecto tiene una gran

aplicabilidad en los hospitales de América Latina, dado que en ellos se tienen cámaras gamma analógicas.

El sistema propuesto permite una repotenciación de estos equipos. La utilización de una computadora digital permite a su vez aplicar técnicas de tratamiento digital de imágenes permitiendo así al personal médico un diagnóstico más preciso a partir de las imágenes adquiridas del paciente.

AGRADECIMIENTO

Agradecemos el apoyo, colaboración de la M.Sc. Ing. María Velásquez Campos, del Instituto Nacional de Enfermedades Neoplásicas, quien nos proporcionó los datos y explicaciones necesarias cuando así lo requirió el desarrollo de este proyecto.

REFERENCIAS

1. **Instituto Nuclear de la India** "Babha Atomic Research Centre", www.barc.ernet.in
2. **IAEA TECDOC 602-S** "Teoría de la cámara gamma". Organismo Internacional de Energía Atómica 1996.
3. **Mendoza, A., Zelenovsky, R.** MZ Editora. PC: "Guía de hardware e interfaceamento". Río de Janeiro 2001. Segunda edición.