

## **TÉCNICA DE MUESTREO SELECTIVO: UNA ALTERNATIVA PARA VISUALIZACIÓN DE IMÁGENES SECTORIALES**

REFERENCIA PACS: 43.35.Yb

C. Fritsch, M. Parrilla, D. Jiménez, T. Sánchez  
Instituto de Automática Industrial, CSIC.  
La Poveda (Arganda) 28500 Madrid (España)  
Tel: (3491)-871.19.00  
Fax: (3491)-871.70.50  
E-mail: [carlos@iai.csic.es](mailto:carlos@iai.csic.es)

### **ABSTRACT**

Sectorial images are usually obtained by regular sampling of the insonified space in radial and angular directions. The scan conversion process required to map the data acquired in polar coordinates to the Cartesian coordinates of digital displays can decrease the resolution of the images due to the limited bandwidth of the display (number of pixels). The Selective Sampling Technique (SST) presented in this work is an alternative to this problem based on oversampling the received signals and processing samples in sets to improve contrast and signal-to-noise ratio. A simple architecture for the SST is described, and some synthetic images obtained with both methods are compared.

### **RESUMEN**

Las imágenes sectoriales suelen obtenerse por muestreo regular del espacio insonificado en direcciones axiales y angulares. El proceso de conversión de barrido requerido para establecer la correspondencia entre muestras adquiridas en coordenadas polares a las cartesianas utilizadas por los dispositivos de visualización digital, puede disminuir la resolución de las imágenes debido al ancho de banda limitado de la visualización (número de pixels). La Técnica de Muestreo Selectivo (TMS) presentada en este trabajo es una alternativa que aborda este problema, basada en el sobremuestreo de las señales recibidas y el procesamiento de las muestras en bloques para mejorar el contraste y la relación señal/ruido. Se describe una sencilla arquitectura para la TMS, comparándose algunas imágenes sintéticas obtenidas con ambos métodos.

### **1. INTRODUCCIÓN**

Para la formación de imágenes sectoriales debe realizarse una transformación entre los datos adquiridos (*muestras*) en coordenadas polares a puntos de la imagen (*pixels*) en coordenadas cartesianas, proceso conocido como conversión de barrido (*scan conversion*). La calidad de la imagen resultante depende, en primer lugar, de las características de resolución axial y lateral proporcionadas por el transductor (monoelemento o array uni o bi-dimensional), de los algoritmos de procesamiento de señal utilizados (conformación del haz, etc.) y, en última instancia, del proceso de interpolación utilizado.

En general, las muestras se adquieren a intervalos regulares sobre haces uniformemente distribuidos en el sector explorado. De este modo, existe una alta densidad de muestras en la zona cercana al transductor mientras que en la más exterior se dan situaciones de escasez. Una formación directa de la imagen da lugar a la aparición del conocido efecto moiré [1], salvo que el número de haces sea  $N \approx Vq$  siendo  $V$  el tamaño vertical de la imagen en pixels y  $q$  el ángulo del sector. Como  $N$  está limitado por la profundidad  $z$  de la imagen, la velocidad  $c$  de propagación y la cadencia de refresco de la imagen  $f$ , ( $N < c/2zf$ ), frecuentemente no puede alcanzarse esta densidad de haces y es preciso realizar algún proceso de interpolación.

Con esta finalidad se han descrito diferentes técnicas dirigidas a la formación de imágenes sectoriales sobre dispositivos digitales de visualización. En primer lugar, se requiere que el muestreo espacial verifique el criterio de Nyquist, esto es, el contenido frecuencial en cada dirección debe ser inferior a la mitad de la frecuencia de muestreo, tanto en la adquisición de señal en coordenadas polares como en su visualización. En este sentido, el número de pixels/línea, que determina la frecuencia equivalente de muestreo en la visualización, puede ser el factor que limita la resolución especialmente en dirección axial.

Puede obtenerse una representación *continua* de la imagen a partir de su representación *discreta* mediante una interpolación con una función *sinc* [2]; muestreando esta representación en las nuevas coordenadas, se obtendría la representación *ideal* de la imagen. Sin embargo, este proceso es computacionalmente costoso y, además, sólo teóricamente exacto por la duración infinita de la función de interpolación. Alternativamente se han propuesto técnicas de interpolación mediante *splines* de tercer grado, con buenos resultados [3], interpolación *bilineal* con similares prestaciones y menor coste computacional, aunque se requiere un importante soporte hardware [4]. Por otra parte, se ha demostrado que un simple proceso de interpolación *lineal* aplicado a haces sobremuestreados proporciona imágenes de similar calidad con menor carga computacional [5, 6].

En todos estos casos, el valor de cada pixel se obtiene como una función de *múltiples* muestras cercanas. En ocasiones no se realiza interpolación alguna, asignando simplemente a cada pixel el valor de la *muestra más próxima* (algoritmo NNIA o *Nearest Neighbour Interpolating Algorithm*). En este caso, una tabla asigna valores de muestras  $Q$  adquiridas en polares a valores de pixels  $P$  en coordenadas cartesianas:  $P(x, y) = Q(\rho, \phi)$ . El método es rápido y no requiere hardware adicional, aunque la calidad de la imagen obtenida es inferior.

Una alternativa interesante utiliza una frecuencia de muestreo constante pero diferente para cada haz, de forma que las muestras adquiridas conserven el espaciado entre pixels en coordenadas cartesianas, técnica conocida como ULA (*Uniform Ladder Algorithm*) [7]. De este modo puede realizarse una simple interpolación lineal en el espacio de imagen en direcciones  $x$  e  $y$ . No obstante, el método demanda una muy rápida conmutación de frecuencia de muestreo entre haces que, además, conserve coherencia de fase inicial tras la conmutación y posea una gran resolución en frecuencia, lo que conduce a una realización electrónica nada trivial [8].

A pesar de sus inconvenientes y, a diferencia de las anteriores, esta técnica considera *dónde* adquirir las muestras a partir del conocimiento de la geometría de la imagen a visualizar. Este es también el principio básico de la Técnica de Muestreo Selectivo (TMS) que se discute en este trabajo. La TMS actúa *selectivamente* adquiriendo únicamente aquellas muestras que intervienen en la formación de la imagen y, además, en las posiciones más adecuadas para mantener altas prestaciones. Utilizando una simple interpolación lineal la TMS proporciona una calidad comparable a la de las técnicas más complejas con un mínimo coste de hardware [6]. El presente trabajo compara los resultados ofrecidos por la TMS al aplicar el algoritmo NNIA al resultado de un sencillo procesamiento no lineal de las trazas ultrasónicas.

## 2. FUNDAMENTOS DE LA TÉCNICA DE MUESTREO SELECTIVO

Las aproximaciones convencionales realizan un muestreo regular de los haces ultrasónicos sin tener en cuenta el proceso de visualización. La TMS sigue un proceso inverso: a partir de la información geométrica de la imagen a formar (esto es, ángulo y radios máximo y mínimo del sector, número de pixels y resolución de la visualización disponible), ubica la

posición de las muestras para optimizar la calidad de imagen, facilitar los procesos de interpolación, reducir el volumen de datos a procesar y/o la complejidad de los circuitos electrónicos auxiliares. El elemento básico de la TMS es el *digitalizador selectivo* formado por una cadena conversor A/D de alta frecuencia de muestreo, una memoria RAM de validación de muestras (MSEL), otra memoria RAM de selección de función de procesamiento (MPRO), un elemento lógico de procesamiento y control y un FIFO de salida donde se almacenan transitoriamente los resultados para su transmisión a la visualización (Fig. 1).

Para cada una de las muestras adquiridas por el conversor A/D, MSEL indica con un único bit si debe ser ignorada (0) o ser entregada al módulo de procesamiento TMS (1). El contenido de la memoria MPRO indica, de forma codificada, el destino de cada muestra entregada por el bloque anterior: a) transferir muestra al FIFO de salida, b) guardarla en un FIFO local para un posterior procesamiento y, c) utilizar la muestra actual como segundo argumento de una operación de interpolación ( $\oplus$ ) con el contenido del FIFO local, suministrando el resultado al FIFO de salida. El decodificador descompone en bits de control el dato obtenido de MPRO para cada muestra seleccionada. Obsérvese que esta arquitectura permite que una misma muestra sea utilizada para asignación directa a un pixel (entregándola a la salida) y para interpolación con otra muestra (anterior a través del latch o futura a través del FIFO local).

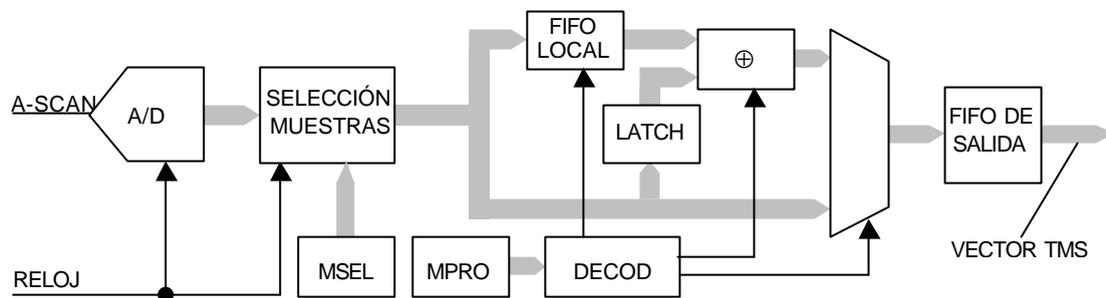


Fig. 1.- Digitalizador selectivo.

La división de la memoria en dos espacios, MSEL y MPRO, reduce los requisitos de capacidad.

Para una imagen sectorial con N líneas (haces) de M muestras cada una, MSEL requiere una capacidad de memoria de N·M bits. Para una imagen típica ( $z_{\max} = 150$  mm,  $f_{mu} = 50$  MHz, N= 200 que alcanza las 25 imágenes/s), un único chip de memoria de 128 KB es suficiente (utilizando la simetría alrededor del eje principal del sector). La resolución espacial entre muestras es de 15  $\mu$ m. La cantidad de memoria requerida para MPRO depende de los algoritmos de procesamiento utilizados y del número total de pixels a visualizar. Para realizar una estimación, una imagen sectorial de 90°, con un radio de 500 pixels contiene menos de 200 Kpixels activos. Utilizando la simetría mencionada y, considerando que se requieren menos de 2 muestras/pixel y operaciones codificadas con 3 bits utilizando la técnica de interpolación lineal descrita en [6] (4 bits por muestra), 128 KB son suficientes para MPRO. Toda la lógica de control, incluyendo el FIFO local, puede integrarse en un único circuito ASIC o FPGA. El FIFO de salida equilibra las diferentes velocidades de adquisición, procesamiento y suministro de resultados al dispositivo de visualización.

La TMS, además de la mayor complejidad del digitalizador selectivo frente a uno convencional, introduce una dificultad aparente al entregar la información en un orden diferente que el de adquisición. En el caso más general, la *secuencia TMS* es un *único vector* donde se pierde la noción de (muestra, línea), utilizándose la transformación:

$$P(x,y) \leftarrow T(k)$$

para asignar a cada pixel P de coordenadas (x,y) el valor de índice k en el vector T de la TMS. Esta transformación es idéntica a la que realiza el algoritmo elemental NNIA.

### 3. APLICACIÓN DE LA TMS

En este caso, sólo se utiliza la memoria MSEL y el circuito de control es trivial, limitándose a depositar en el FIFO las muestras seleccionadas por el contenido de MSEL. Pueden concebirse múltiples estrategias para seleccionar las muestras a adquirir. En primer lugar, utilizando la información angular, pueden adaptarse dinámicamente las posiciones de muestreo con las de los pixels situados en el eje de cada haz (como en el método ULA descrito). Para ello, si  $N$  haces ( $N$  impar) se distribuyen a intervalos angulares constantes  $\Delta\theta = \pi/(N-1)$  y las muestras del haz central se toman a intervalos  $T_0 = t(\Delta y) = t(\Delta x) = \text{tiempo de tránsito de la longitud equivalente a 1 pixel}$ , el intervalo entre muestras del haz  $k$ -ésimo debe ser:

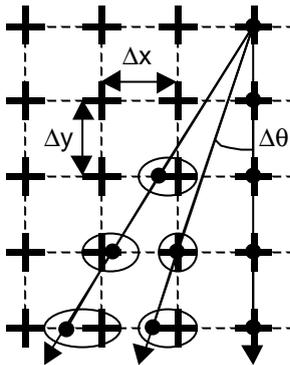


Fig. 2.- Adaptación dinámica de las posiciones de las muestras para cada haz.

$$T_k = T_0 / \cos(\theta/2 - k\Delta\theta), \text{ para } |\theta/2 - k\Delta\theta| \leq \pi/4,$$

$$T_k = |T_0 / \sin(k\Delta\theta - \theta/2)|, \text{ para } |\theta/2 - k\Delta\theta| > \pi/4$$

Esto resulta en una *variación dinámica* de la frecuencia de muestreo que evita las dificultades encontradas con la técnica ULA anteriormente citada. Además, la TMS puede omitir aquellas muestras que no están suficientemente próximas a un pixel, como sucede en las proximidades del origen del sector (Fig. 2), reduciendo la cantidad de información suministrada. A partir de las muestras adquiridas, puede realizarse una mera interpolación lineal en coordenadas cartesianas para obtener el valor de cada pixel, proceso que puede realizarse por software en el dispositivo de visualización o incorporarse en el módulo de procesamiento TMS.

Una estrategia complementaria determina segmentos de área constante a partir de cierto radio  $z_{min}$  hasta un radio  $z_{max}$  de forma que cada muestra seleccionada se asigna, aproximadamente, a la misma cantidad de pixels, con independencia de su situación en el sector. De este modo puede controlarse la cantidad de información que se suministra al dispositivo de visualización, aspecto que tiene especial importancia cuando el ancho de banda de transmisión de datos es limitado. Si  $T$  es el máximo número de muestras que pueden transferirse por imagen sectorial de ángulo  $\theta$  y  $N$  haces,  $\Delta\theta = \theta/(N-1)$  es el incremento angular y  $M = \text{int}(T/N)$  es el número total de muestras por haz ( $\text{int}(x)$  es el entero menor o igual que  $x$ ). El área de un segmento de círculo situado entre las bisectrices de dos haces y radios  $z_k$  y  $z_{k+1}$  es:

$$A_k = \Delta\theta (r_{k+1}^2 - r_k^2) / 2$$

Con  $A_k = A_{k+1}$ ,  $1 \leq k \leq M+1$ ,  $r_1 = z_{min}$ ,  $r_M = z_{max}$  se obtiene una serie de ecuaciones recurrentes, de las que resultan los límites de zonas de muestreo:

$$r_k = \sqrt{k \frac{z_{max}^2 - z_{min}^2}{M+1} + z_{min}^2} \text{ para } 1 \leq k \leq M+1$$

Sólomente se seleccionan las muestras ubicadas en  $z_k = (r_k + r_{k+1})/2$ ,  $1 \leq k \leq M$ . Dada la alta frecuencia de muestreo del conversor A/D, el error de posición de la muestra es muy pequeño, inferior a la mitad del tiempo de tránsito entre dos muestras (esto es, 10 ns para un reloj de muestreo de 50 MHz, inferior a las 8  $\mu\text{m}$  en medios biológicos).

### 4. INCORPORACIÓN DE FUNCIONES DE PROCESAMIENTO DE SEÑAL

En la aproximación convencional donde la frecuencia de muestreo de los haces es constante e independiente del ángulo deflectado, la frecuencia equivalente de muestreo que proporciona una visualización en coordenadas cartesianas para un haz con un ángulo  $\theta$  respecto al haz central es  $V \cos(\theta/2) / T_{max}$ , siendo  $V$  el número de pixels en dirección vertical y

$T_{max}$  el tiempo de tránsito para la máxima profundidad. Para evitar efectos de *aliasing*, que podrían suponer la pérdida de información, es preciso limitar el contenido en frecuencias de los haces ultrasónicos a la mitad de este valor. Así, para un sector de  $90^\circ$  y 150 mm. de profundidad en medios biológicos, la menor frecuencia equivalente de muestreo de un dispositivo de visualización con  $V=500$  es de 1'8 MHz, lo que limita a 900 KHz el contenido frecuencial admisible. Ahora bien, dado que los filtros reales no tienen un corte abrupto, es práctica habitual situar su frecuencia de corte no más allá de los  $2/3$  de la frecuencia de Nyquist, en este caso 600 KHz, para que resulte un filtro realizable en la práctica aunque no exento de complejidad (por ejemplo, Bessel de cuarto orden o superior). Con esto, la resolución axial queda severamente mermada: es la pantalla y no el transductor el factor que limita la resolución axial de la imagen a  $(2/B)(c/2)$ , en este caso a unos 2'5 mm. Sin embargo, los 500 pixels disponibles darían una resolución teórica de 0'3 mm... casi un orden de magnitud superior.

En cambio, con la TMS la frecuencia de corte del filtro antialiasing es muy superior a la máxima frecuencia de la señal, realizándose la función en el dominio digital para la limitación de ancho de banda de la visualización. De hecho, la operación de filtrado se realiza sobre el conjunto de muestras que se sitúan entre cada dos muestras seleccionadas. Entre las posibilidades puede elegirse un filtro FIR o una media móvil con una ventana equivalente al número de *muestras por pixel*. Alternativamente, pueden ensayarse filtros no lineales [9] que pueden mejorar la calidad de la imagen. Además, en ambos casos, puede mantenerse la máxima resolución ofrecida por la pantalla si el transductor la soporta (0'3 mm. en el ejemplo anterior).

## 5. EXPERIMENTACIÓN

Para mostrar algunas de las cualidades descritas, se han realizado ensayos sintéticos de una imagen sectorial de  $90^\circ$ , 101 haces, obtenida de un conjunto de reflectores situados entre los 30 y 90 mm. de profundidad en un medio biológico. Se simula un array de 32 elementos espaciados  $0.5\lambda$ , frecuencia central 5 MHz y ancho de banda 3 MHz. La imagen sectorial se forma sobre una pantalla con  $HxV=400x217$  pixels. A cada traza ultrasónica se le añade ruido blanco gaussiano con una desviación estándar del  $1/3$  de la máxima amplitud de la señal.

La Figura 3 muestra las imágenes resultantes por aplicación de un muestreo convencional (imagen superior) y TMS (imagen inferior). En ambos casos se parte de las mismas señales, adquiridas a una frecuencia equivalente de 21 muestras por pixel, aproximadamente, y las imágenes se normalizan al valor del máximo. En el caso convencional, las señales se han sometido a un filtro FIR rectangular de 21 muestras, diezmándose la señal resultante para obtener 1 muestra/pixel. En el caso TMS se realiza el proceso de selección con frecuencia de imágenes de muestreo dinámicamente variable, obteniéndose el máximo de la señal entre dos muestras seleccionadas (ventana equivalente de 21 muestras). Se observa que, con la técnica convencional, se pierden algunos reflectores, mientras que son todos claramente distinguibles en el caso de la TMS. El contraste es también mayor en este caso.

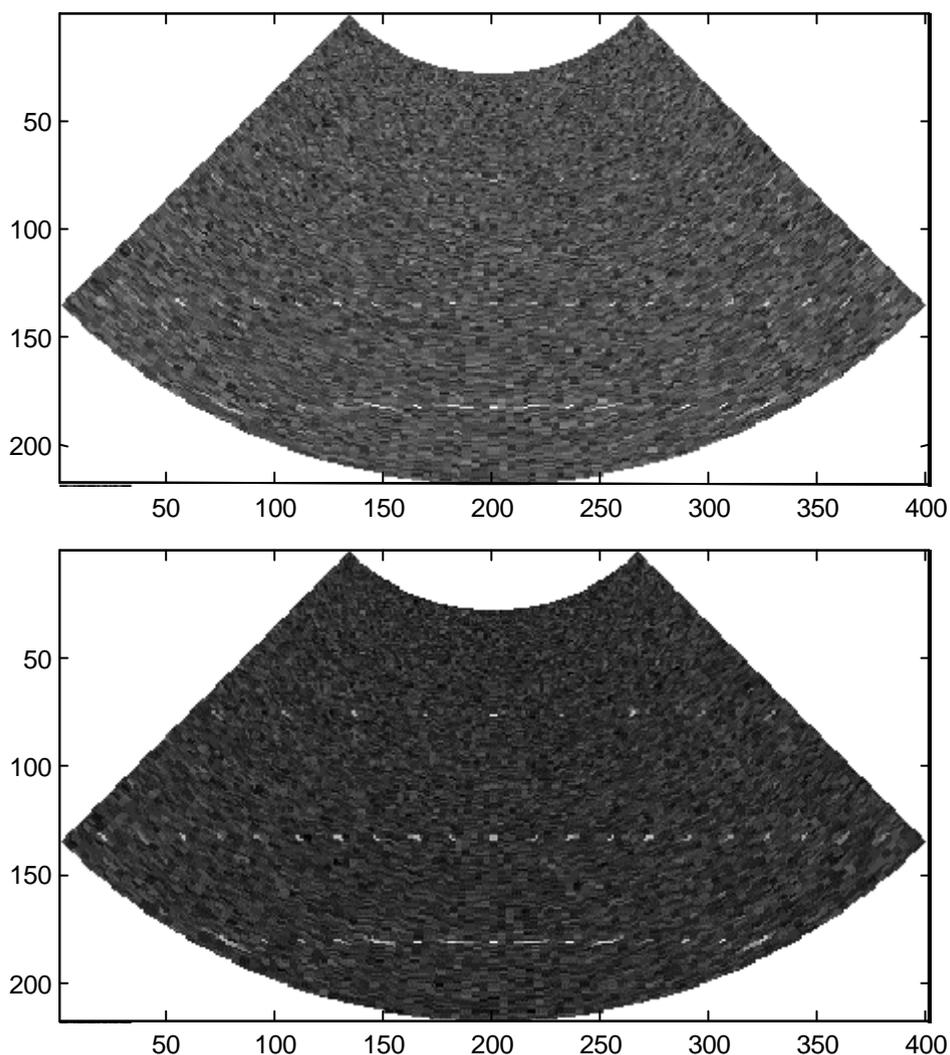


Fig. 3.- Imágenes sintéticas. Arriba: técnica convencional; Abajo: TMS.

## REFERENCIAS

- [1] J. Ophir, J.M. Brinch: Moiré undersampling artifacts in digital ultrasound images, *Ultrasonic Imaging*, **4**, pp. 311-320, 1982.
- [2] A.V. Oppenheim, R.W. Schaffer: *Discrete-time Signal Processing*, Prentice Hall, Englewood Cliffs, NJ, 1989.
- [3] J. A. Parker, R.V. Kenyon, D. E. Troxel: Comparison of Interpolating Methods for Image Resampling, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, **2**, 1, pp. 31-39, 1983.
- [4] C. Basoglu, Y. Kim, V. Chalana: A Real-Time Scan Conversion Algorithm on Commercially Available Microprocessors, *Ultrasonic Imaging*, **18**, pp. 241-260, 1996.
- [5] W. D. Richard, R. M. Arthur: Real-Time Ultrasonic Scan Conversion via Linear Interpolation of Oversampled Vectors, *Ultrasonic Imaging*, **16**, pp. 109-123, 1994.
- [6] C. Fritsch, M. Parrilla, O. Martínez, D. Jiménez: A multirate scan conversion method, *Ultrasonics*, **38**, pp. 179-182, 2000.
- [7] M.H. Lee, J. H. Kim, S. B. Park: Analysis of a Scan Conversion Algorithm for Real-Time Sector Scanner, *IEEE Trans. on Medical Imaging*, **5**, 2, pp. 96-105, 1986.

- [8] S. W. Lee, S. B. Park: A new scan conversion algorithm for ultrasound compound scanning, *Ultrasonic Imaging*, **7**, pp. 215-224, 1985.
- [9] I.Pitas, A.N. Venetsanopoulos: *Nonlinear Digital Filters*. Kluwer Academic Pub., 1990.

#### **AGRADECIMIENTOS**

Este trabajo ha sido realizado con financiación del proyecto CICYT TAP99-0945.