

## Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen 24  
Volume

Número 2  
Number

Septiembre 2003  
September

*Artículo:*

Sistema Doppler bidireccional para  
medición de flujo sanguíneo basado en  
una arquitectura abierta

Derechos reservados, Copyright © 2003:  
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de  
este sitio:

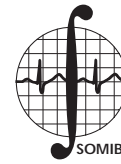
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in  
this web site:*

- 👉 *Contents of this number*
- 👉 *More journals*
- 👉 *Search*



Medigraphic.com



## *Sistema Doppler bidireccional para medición de flujo sanguíneo basado en una arquitectura abierta*

F. García,\* E. Moreno,\*\* J. Solano,\* M. Barragán,\* A. Sotomayor,\* M. Fuentes\*

\* Departamento de Ingeniería en Sistemas Computacionales (DISCA), Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y Sistemas (IIMAS)-UNAM, México.

\*\* Centro de Ultrasonía, Instituto de Cibernética, Matemáticas y Física, CUBA.

Correspondencia:

E-mail:

martin@uxdea4.iimas.unam.mx  
soto@uxdea4.iimas.unam.mx,  
fabian@uxdea4.iimas.unam.mx,

### RESUMEN

Este artículo describe el diseño de un sistema Doppler ultrasónico bidireccional para la medición de flujo sanguíneo basado en una arquitectura abierta, de alta resolución, portable y de bajo costo, que incorpora las ventajas de otros sistemas costosos basados en arquitecturas específicas. El sistema está integrado por: una punta detectora, una etapa de filtrado y amplificación, un separador de la dirección de flujo, un módulo de procesamiento de la señal Doppler bidireccional y una interfaz gráfica de usuario. La conversión de señales en cuadratura a señales direccionales se lleva a cabo utilizando el método de Phasing Filter, el cual presenta una baja complejidad computacional, característica indispensable en aplicaciones de tiempo real. El procesamiento de la señal Doppler se lleva a cabo utilizando un algoritmo basado en la Transformada de Fourier de Corta Duración (TFCD), por ser un método de referencia. No obstante, el sistema permite incorporar métodos alternativos de estimación espectral de mayor resolución que pueden ofrecer información más precisa al especialista.

### Palabras clave:

Ultrasonido Doppler, detección de flujo sanguíneo, procesamiento de señales.

### ABSTRACT

This paper describes the design of a continuous wave blood flow bi-directional Doppler system based on an open, high-resolution architecture that is portable and low-cost. The system incorporates the advantages of expensive systems with dedicated hardware. The system is composed of a flow detector probe, a signal conditioning stage, a direction detection module, a signal processing stage and a GUI. The direction detection of the signal is achieved using a fast digital Phasing Filter. The Doppler signal is processed by a Short-Time Fourier Transform-based algorithm. This is commonly used as a reference. Nevertheless, the system allows us to incorporate alternative high-resolution spectral estimation methods that might offer more precise information to the specialist.

### Key Words:

Doppler ultrasound, Blood flow detection, Signal processing.

## INTRODUCCIÓN

Las técnicas ultrasónicas han sido utilizadas exitosamente en el desarrollo de instrumentos de diagnóstico médico en obstetricia, cardiología y sistema vascular periférico, entre otros. Dichos instrumentos permiten generar tanto la imagen de alguna estructura interna del cuerpo, como el espectrograma asociado al flujo sanguíneo de alguna arteria, a partir de la acción de transductores ultrasónicos colocados externamente<sup>1</sup>. El diagnóstico mediante ultrasonido es una técnica muy bien establecida y ampliamente utilizada en casi todas las áreas de la medicina. Aunque inicialmente su desarrollo se enfocó a la obstetricia, rápidamente se le encontró un importante uso en cardiología<sup>2</sup>. El uso de instrumentos basados en el efecto Doppler ha permitido extraer información de fase de los ecos de estructuras en movimiento en el cuerpo (principalmente sangre) produciendo imágenes y sonogramas, que se utilizan para estimar parámetros de presión y flujo<sup>3</sup>. Algunas aplicaciones clínicas incluyen la detección, mapeo y estimación de velocidad de flujo cardíaco; el diagnóstico del sistema vascular periférico (principalmente aterosclerosis), padecimientos venosos (trombosis venosa profunda) y el diagnóstico de tumores (por medio de la detección de pequeños vasos asociados con neovascularización)<sup>4</sup>.

El continuo desarrollo de las técnicas de Doppler pulsado, así como de los métodos de procesamiento de señales e imágenes ha generado un notable incremento en el uso del ultrasonido abriendo nuevas posibilidades y desplazando otros métodos invasivos hasta ahora utilizados.

En el caso de la detección y evaluación del flujo sanguíneo, el sistema Doppler ultrasónico, tanto continuo como pulsado, en su forma simple o en conjunto con la imagen, ha sido ampliamente usado como un método no-invasivo<sup>8</sup>. La frecuencia Doppler es proporcional a la velocidad de la sangre dentro del volumen muestreado y como el flujo sanguíneo arterial es pulsátil, la señal Doppler presenta un espectro que varía constantemente en el tiempo. En condiciones ideales el espectro de potencia Doppler tiene una forma similar a un histograma de la velocidad de la sangre dentro del volumen muestreado. De esta forma el análisis de la señal Doppler produce información relativa a la evolución de la distribución de velocidad de las partículas sanguíneas en la arteria. Un incremento en el rango de frecuencias Doppler, como resultado de algún tipo de turbulencia en el flujo san-

guíneo, es típicamente usado para detectar lesiones escleróticas.

Este trabajo presenta un sistema ultrasónico Doppler bidireccional abierto, de alta resolución, portable y de bajo costo, que incorpora las ventajas de otros sistemas costosos basados en arquitecturas específicas, y que ofrece la posibilidad de incorporar nuevos métodos de procesamiento de la señal Doppler ultrasónica actualmente en investigación (ej. métodos paramétricos y tiempo frecuencia). Esto permitirá al especialista detectar lesiones vasculares aún en una etapa temprana.

## DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA

Los componentes principales de un sistema Doppler convencional son: los reflejantes (scatterers), el transductor, el demodulador, la etapa de procesamiento de la señal y el despliegue. El sistema descrito en este trabajo introduce algunas variantes con objeto de optimizar su tamaño, costo y operación. La Figura 1 muestra los módulos que integran el sistema.

### *Reflejantes*

La presencia de reflejantes es fundamental para la generación de la señal Doppler. En el caso de la sangre, éstos son en su gran mayoría conformados por células rojas (eritrocitos,  $5 \times 10^6/\text{mm}^3$ ), y aunque otros componentes también dispersan el ultrasonido, en el rango de frecuencias de diagnóstico, su contribución es despreciable<sup>1</sup>.

### *Punta detectora*

Generalmente los transductores son compartidos entre los modos de operación utilizados en imagenología ultrasónica y sistemas Doppler, siendo los arrays los más frecuentemente usados. Los requerimientos de ancho de banda y frecuencia para sistemas Doppler son diferentes a los requeridos para imagenología en las mismas condiciones. El sistema Doppler requiere de transductores de alta frecuencia y ancho de banda reducido, mientras que los sistemas de imágenes ultrasónicas requieren de frecuencias de operación más bajas y banda ancha.

El sistema descrito en este trabajo incorpora en una "Punta Detectora", el transductor y la detección de la señal Doppler ultrasónica. En la Figura 2, se muestra su diagrama esquemático.

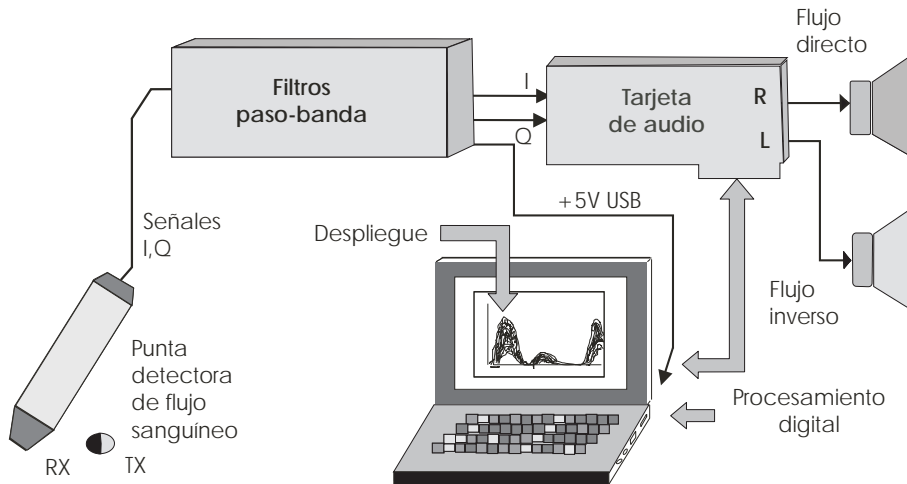


Figura 1. Diagrama del sistema ultrasónico Doppler bidireccional.

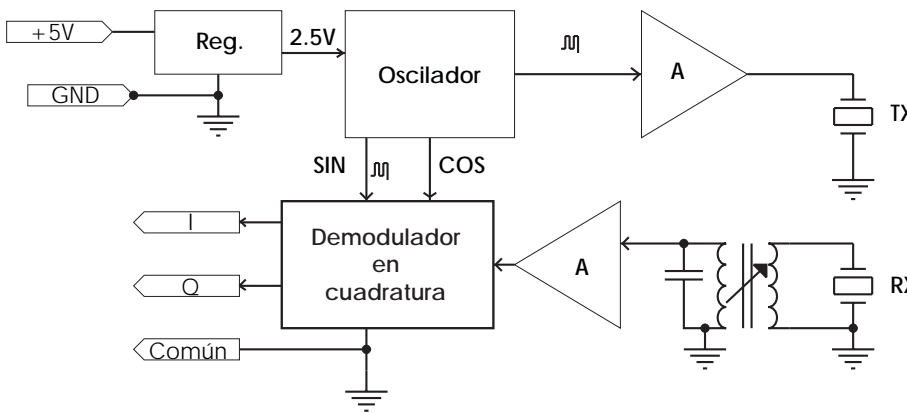


Figura 2. Diagrama esquemático de la punta detectora de flujo sanguíneo.

El dispositivo opera con dos cerámicas piezoeléctricas con excitación en modo continuo, usando demodulación en cuadratura para la detección de la señal Doppler ultrasónica, proporcionando como salida las señales (I,Q). Los circuitos oscilador-transmisor y detector-demodulador, quedan integrados en su totalidad en una tablilla de circuito impreso de 1.5 x 9 cm. Las cerámicas piezoeléctricas (PZT-5) en forma de "D", se conectan a 1 cm del circuito, logrando con ello, reducción de ruido y mayor sensibilidad. El diseño del circuito permite una operación con cerámicas piezoeléctricas de 4, 5, 8 y 10 MHz.

### Filtros

Si consideramos que el perfil de velocidad del flujo sanguíneo en los humanos se encuentra en un rango de 20-750 mm/s, y la velocidad del ultrasonido en tejidos es del orden de 1540-1600 m/s<sup>14,15</sup>, podemos estimar el ancho de banda de la señal

Doppler ( $F_d$ ) resultante, usando transductores ultrasónicos en el rango de 2-10 MHz.

Dicha señal Doppler está determinada por la expresión  $F_d = (2v/c) f_0$ , donde:  $v$  es la velocidad de la sangre [m/s],  $c$  es la velocidad del ultrasonido en el medio [m/s] y  $f_0$  es la frecuencia del transductor ultrasónico [Hz]. Por lo que la señal Doppler se encuentra en la banda de 200-10,000 Hz.

Basados en lo anterior, las señales en cuadratura (salidas (I,Q)) de la punta detectora de flujo sanguíneo, se conectan a un módulo amplificador y filtro de 2 canales, cuyo diagrama esquemático se muestra en la Figura 3. Los filtros son analógicos activos, paso-banda de quinto orden con frecuencias de corte de 300 y 8,000 Hz y con una amplificación por canal de 40-50 dB.

### SEPARACIÓN DE LA DIRECCIÓN DEL FLUJO

Las señales  $I(t)$  y  $Q(t)$  de flujo sanguíneo que son filtradas y amplificadas dan por resultado a  $I'(t)$  y

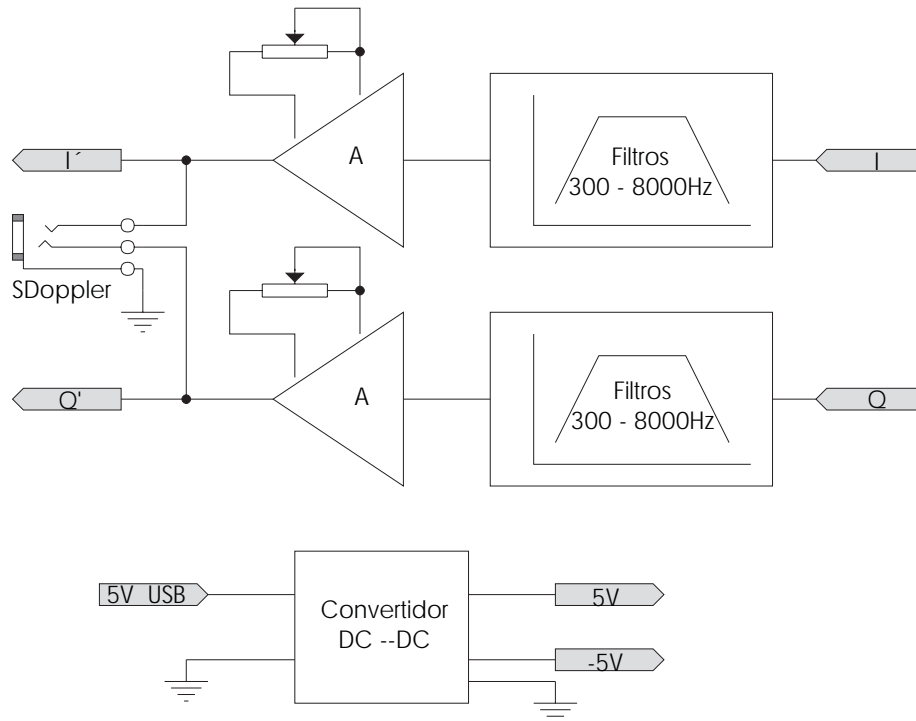


Figura 3. Diagrama esquemático del módulo filtros y amplificador.

$Q'(t)$ , como se muestra en la Figura 3. Éstas se adquieren a través de la entrada de audio *line-in* de una PC donde son convertidas en señales discretas en cuadratura  $d(n)$  y  $q(n)$  respectivamente, para realizar el procesamiento digital.

Existen varios métodos para realizar la conversión de señales en cuadratura  $d(n)$  y  $q(n)$  a señales direccionales de flujo directo  $f(n)$  y flujo inverso  $r(n)$ , el método utilizado es el denominado Phasing Filter<sup>1</sup> y está basado en la transformada de Hilbert. Este método presenta la ventaja de que el tiempo de procesamiento es reducido, del orden de los micro-segundos. La separación se efectúa de la siguiente manera.

La señal discreta Doppler puede ser modelada como una señal compleja (analítica)<sup>12,13</sup> expresada como:

$$x(n) = d(n) + jq(n) \quad (1)$$

donde:  $d(n)$  y  $q(n)$  son las señales reales en fase y en cuadratura de tiempo discreto. Bajo las condiciones del flujo estable o pulsátil, las componentes de flujo directo e inverso pueden ser expresadas de la siguiente manera:

$$\begin{aligned} d(n) &= X_{forward}(n) + H[X_{reverse}(n)] \\ q(n) &= H[X_{forward}(n)] + X_{reverse}(n) \end{aligned} \quad (2)$$

donde:  $X_{forward}(n)$  y  $X_{reverse}(n)$  son las señales de los flujos directo e inverso y,  $H[X_{reverse}(n)]$  y  $H[X_{forward}(n)]$  son sus transformadas Hilbert<sup>5</sup>.

Considerando que la señal  $d(n)$ , contiene la información de las componentes de flujo directo e inverso, podemos convertir la señal  $d(n)$  en analítica.

$$d_a(n) = d_r(n) + jd_i(n) \quad (3)$$

donde

$$d_r di(n) = X_{forward}(n) + H[X_{reverse}(n)] \quad (4)$$

$$di(n) = H[X_{forward}(n)] + [X_{reverse}(n)] \quad (5)$$

Desarrollando la ecuación (5), se obtiene

$$di(n) = H[X_{forward}(n)] - X_{reverse}(n) \quad (6)$$

definiendo las señales de flujo directo ( $f(n)$ ) y flujo inverso ( $r(n)$ ) como la suma y la resta, respectivamente de  $q(n)$  en la ecuación (2) con la ecuación (6) se obtienen:

$$f(n) = q(n) + di(n) = 2H[X_{forward}(n)] \quad (7)$$

$$r(n) = q(n) - di(n) = 2X_{reverse}(n) \quad (8)$$

Con lo que se obtiene la separación de flujos en forma eficiente.

Cabe mencionar que para acelerar el procesamiento en el algoritmo Phasing Filter seleccionado, la transformada de Hilbert es implementada en el dominio de la frecuencia usando la FFT. En la Figura 4, se ilustra en diagrama de bloques el algoritmo implementado para realizar la separación de los flujos.

**PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL DOPPLER**

Para medir la velocidad de la sangre y monitorear su flujo, es necesario determinar la frecuencia de la señal Doppler, para lo cual existen varios métodos. Un método convencional para determinar y desplegar el contenido espectral de la señal Doppler es el empleo de un analizador de espectro de la señal en tiempo real. El contenido de frecuencias de la señal puede ser mostrado como una gráfica de amplitud de las componentes espectrales de la señal contra frecuencia (espectro de frecuencia) para cada intervalo de muestreo.

Debido a que la velocidad de la sangre dentro de las arterias es periódica, la señal Doppler es ciclo-estacionaria y por tal razón, el espectro Doppler de cada intervalo de muestreo, presenta variaciones en la frecuencia media y en la forma durante todo el ciclo cardiaco. Lo anterior hace que se utilicen intervalos muy pequeños (5-10 ms) en los que la señal Doppler puede considerarse estacionaria para su análisis espectral.

La estimación de la densidad de potencia espectral de una señal Doppler es típicamente realizada aplicando métodos basados en la Transformada de Fourier (TF), sin embargo diversos trabajos de investigación han conducido a la realización de métodos alternativos de estimación

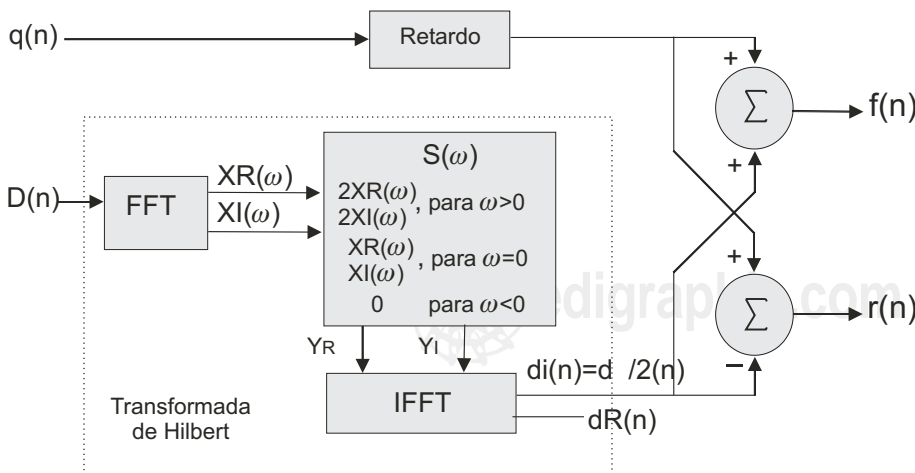
espectral, tales como métodos paramétricos<sup>10,11,19</sup>, así como métodos basados en distribuciones tiempo-frecuencia<sup>20,21</sup>, que ofrecen una importante mejora en la resolución de frecuencia comparada con los métodos tradicionales basados en TF. Aun cuando actualmente los autores cuentan con resultados referentes al desempeño del sistema con dichos métodos alternativos, este trabajo presenta solamente los resultados utilizando TF ya que es el método principalmente utilizado por los equipos comerciales. No obstante, el lector interesado puede consultar resultados recientes de los autores<sup>22</sup>.

**Despliegue**

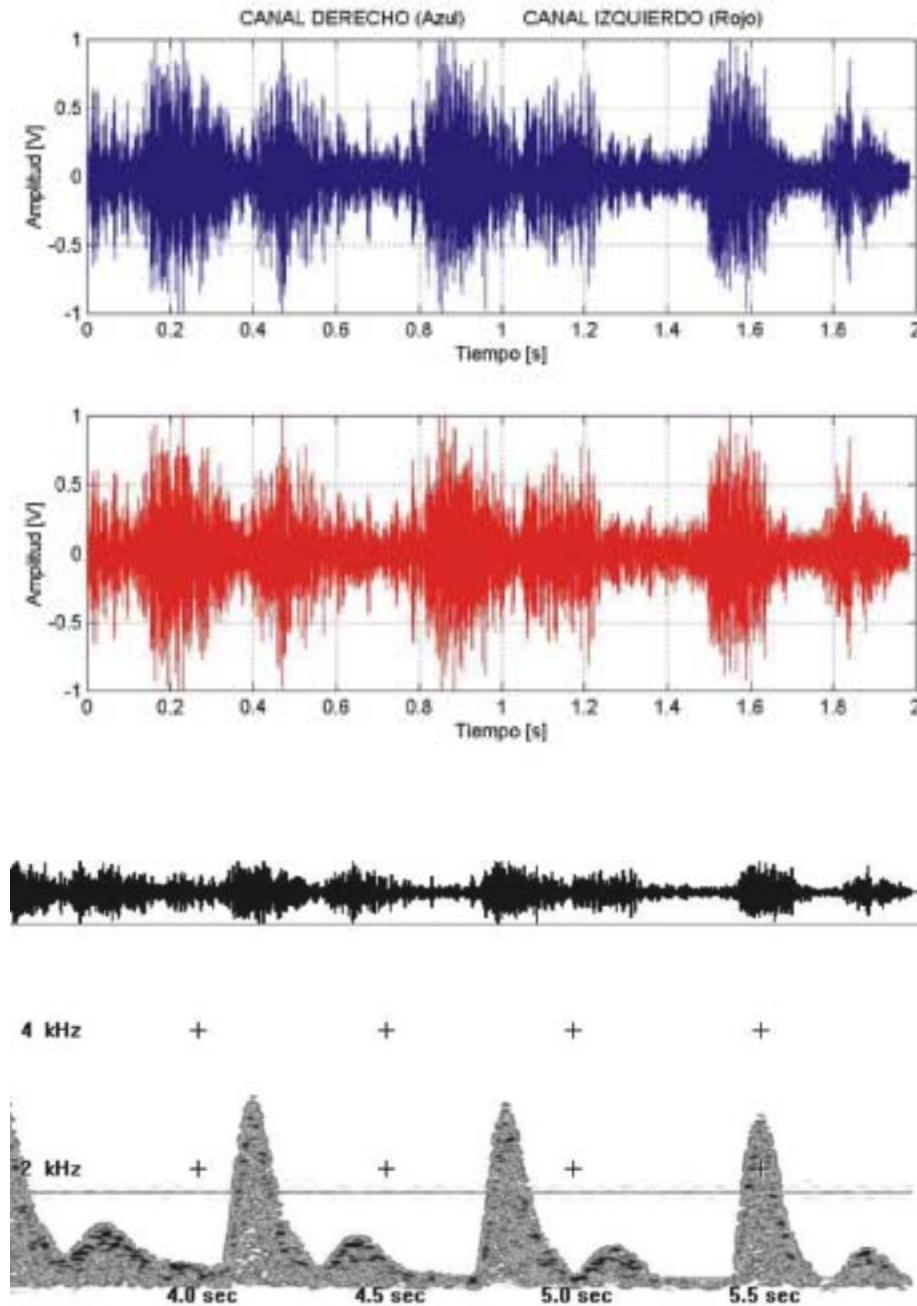
Con el desarrollo del análisis espectral en tiempo real ha sido posible el producir un tipo de despliegue que representa el contenido de frecuencia de la señal variando en el tiempo a través del ciclo cardiaco. Esta representación se conoce como espectrograma de dos dimensiones. De esta forma se determina y despliega, en tiempo real, la amplitud de la señal correspondiente a cada frecuencia, como brillantez en la pantalla de un monitor (Figura 6). La escala vertical es proporcional a la frecuencia Doppler, la horizontal es el tiempo y la intensidad de cada punto, la cantidad de energía de esa frecuencia en ese tiempo, representada en niveles de gris o color en su caso.

**PRUEBAS Y RESULTADOS**

Con objeto de verificar el desempeño de las diferentes partes del sistema, se realizaron una serie de pruebas que se describen a continuación.



**Figura 4.** Diagrama a bloques del algoritmo Phasing Filter, implementado con FFT, usado para realizar la separación de los flujos directo  $f(n)$  e inverso  $r(n)$ .



**Figura 5.** Segmentos de señales Doppler ultrasónicas de flujo sanguíneo (I,Q) de la arteria cubital del brazo izquierdo, adquiridas en la PC a 22 KHz de muestreo, con punta detectora de 4 MHz.

**Figura 6.** Espectrograma correspondiente a la arteria cubital izquierda, usando una transformada de Fourier de corta duración (TFCD), con ventanas de 512 puntos.

Primeramente, se adquirieron las señales I y Q de flujo sanguíneo de las arterias cubital y femoral de un paciente, utilizando la punta detectora y almacenando dicha información en archivos de audio (.wav). En la Figura 5, se ilustran dos segmentos de señal I, Q; ambas contienen la información completa del flujo sanguíneo solamente desfasadas 90 grados.

La Figura 6 muestra un espectrograma de una de las señales en cuadratura (I ó Q) con las ca-

racterísticas esperadas de acuerdo a los parámetros de diseño del módulo de amplificación y filtrado. Con esto se comprueba que la punta detectora posee la sensibilidad suficiente para esta aplicación.

Una vez obtenidas las señales en cuadratura (I,Q) se capturan por medio de la tarjeta de audio de la PC, en la cual se implementa el algoritmo "Phasing Filter" antes descrito para realizar la separación de la señal de flujo. Las señales resultantes se

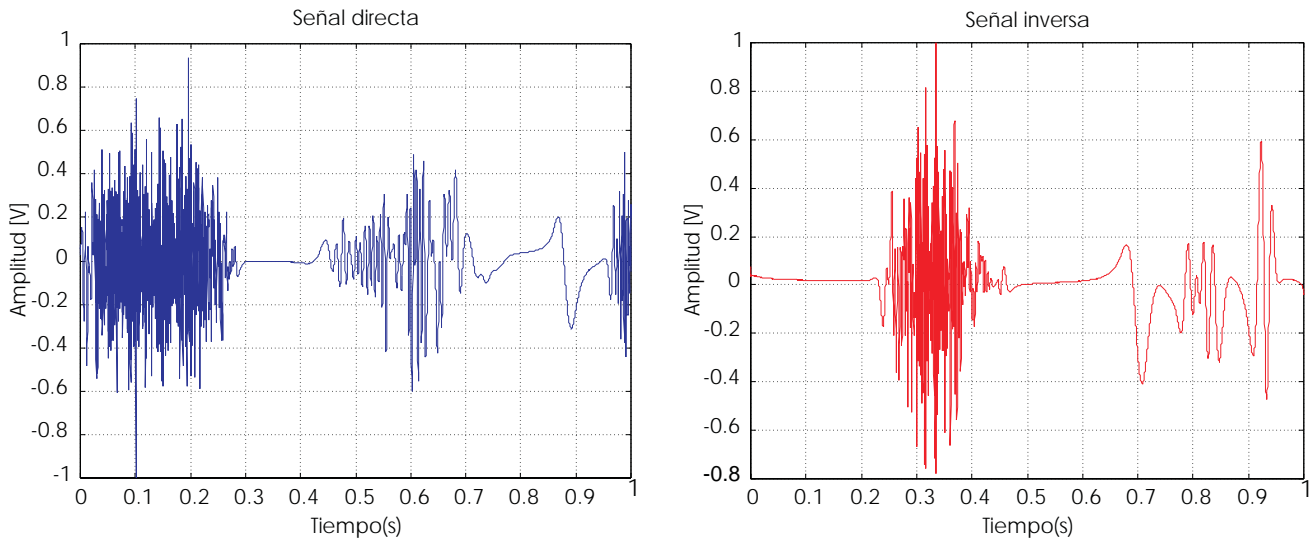


reproducen para ser escuchados en los canales derecho (flujo directo) e izquierdo (flujo inverso).

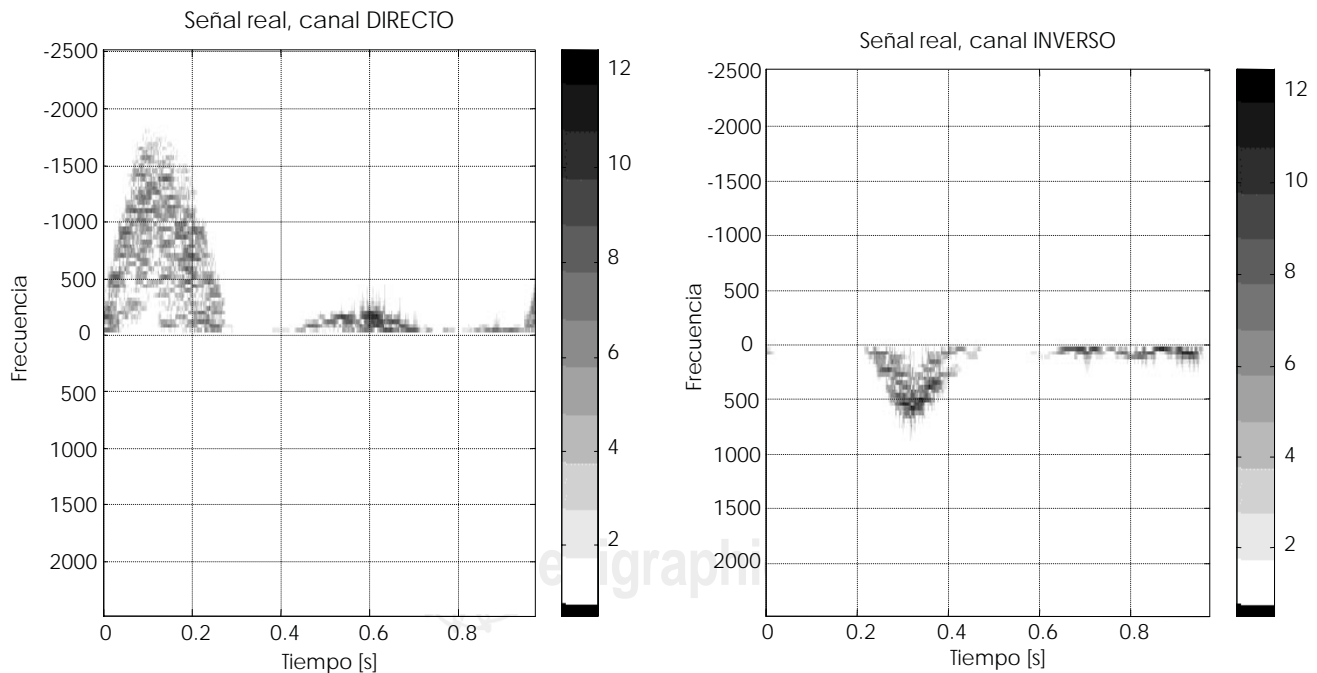
En la Figura 7 se ilustran un segmento correspondiente a un ciclo cardíaco adquirido del flujo sanguíneo de la arteria femoral izquierda, donde se puede observar claramente, la separación de flujos directo-inverso.

Finalmente, y con el objeto de verificar la operación integral del sistema Doppler bidireccional,

se obtienen los espectrogramas en frecuencia de las señales reales adquiridas y se despliegan en el monitor de la PC a través de una interfaz hombre/máquina especialmente diseñada para este propósito; es decir, despliegue en tiempo real (5 a 10 ms por segmento de señal) (Figura 8). Cabe mencionar que para la construcción de los espectrogramas se utilizó un algoritmo basado en la Transformada Rápida de Fourier de

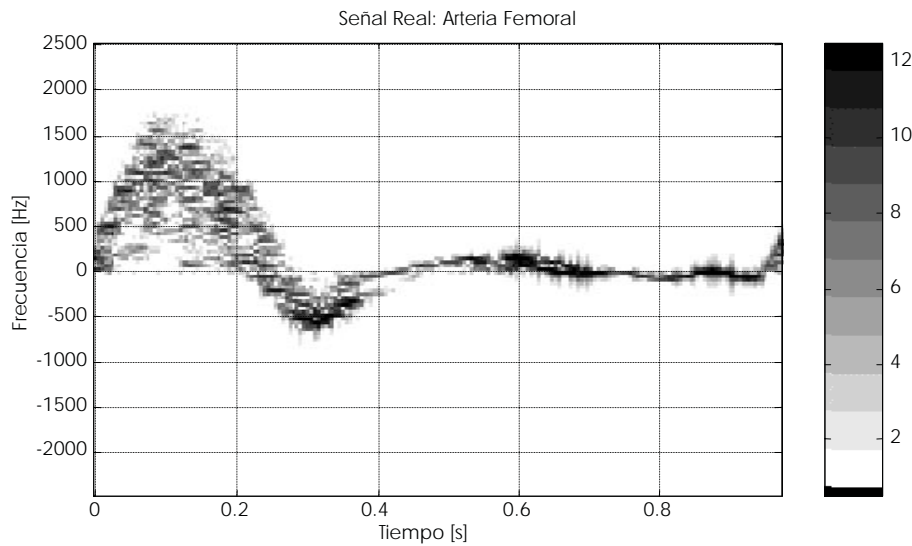


**Figura 7.** Señales separadas de flujo sanguíneo  $f(n)$  y  $r(n)$  de un ciclo cardíaco correspondiente a la arteria femoral izquierda, después de aplicar el algoritmo Phasing Filter, con 22 KHz de muestreo y transductor de 4 MHz.



**Figura 8.** Espectrogramas de flujo directo e inverso correspondientes a las señales de la Figura 7, con ventanas de 512 muestras y ventanas Hanning de 64 coeficientes.





**Figura 9.** Espectrograma de un segmento de 1 ciclo cardiaco de flujo sanguíneo de arteria femoral izquierda, las frecuencias positivas (parte superior), corresponden al flujo directo y las negativas (parte inferior) al flujo inverso.

Corta Duración (TRFCD), con ventanas Hanning de 512 puntos.

Los espectrogramas de las Figuras 8 y 9, están formados por segmentos de 10 ms, la amplitud de la señal está escalada de 1-12 en un rango dinámico de 22 dB, siendo 1 mínima (34 dB) y 12 máxima (56 dB) y con la asignación de niveles de gris<sup>1,15</sup> como se ilustra en las figuras.

### CONCLUSIONES

Se presenta un sistema ultrasónico Doppler bidireccional abierto, de alta resolución, portable y de bajo costo, que incorpora las ventajas de otros sistemas costosos basados en arquitecturas específicas, y que ofrece la posibilidad de incorporar nuevos métodos de procesamiento de la señal Doppler ultrasónica.

El sistema integra en una punta detectora, el transductor y el demodulador, generando una señal Doppler de bajo ruido. Adicionalmente acondiciona la señal conforme a los parámetros de diseño del módulo de amplificación y filtrado. La conversión de señales en cuadratura  $d(n)$  y  $q(n)$  a señales direccionales se lleva a cabo utilizando el método denominado Phasing Filter, el cual presenta una baja complejidad computacional, característica indispensable en aplicaciones de tiempo real. El sistema realiza la separación de flujos con un orden de 50 dB, diferencia muy significativa al compararla con los sistemas analógicos que operan en un orden de separación de 20 dB.

El procesamiento de la señal Doppler Bidireccional se lleva a cabo utilizando el algoritmo de

Transformada de Fourier de Corta Duración (TFCD). Este algoritmo en particular es eficiente y el más comúnmente utilizado en equipos comerciales. Sin embargo, posee una serie de limitaciones en la estimación del espectro debido a la no estacionariedad de la señal, lo cual introduce errores significativos en el contenido espectral resultante. Nuevos métodos de estimación espectral han sido investigados con muy buenos resultados ya que no solamente estiman con precisión el espectro de la señal, sino que también incorporan la temporalidad dentro de la información obtenida. El sistema descrito, al ser un sistema abierto, permite incorporar estos nuevos desarrollos con un costo mínimo.

La interfaz gráfica de usuario actualmente incorpora información básica del espectrograma. Se están incorporando funciones automáticas que ayudarán al especialista a determinar parámetros fundamentales auxiliares en el diagnóstico.

### AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a los proyectos DGAPA IN-117999, CONACYT 37913-A, CONACYT Programa México-Cuba y MAGIAS-RITUL-CYTED, los apoyos recibidos para la realización de este trabajo. A L. Aguilar Beltrán y E. Rubio Acosta por su participación en este trabajo.

### BIBLIOGRAFÍA

1. Evans DH, McDicken WN. Doppler ultrasound, physics, instrumentation, and signal processing, John Wiley & Sons Ltd., Second Edition, 2000.

2. Cavaye MD, White RA. Arterial Imaging -Modern and Developing Technology. Chapman & Hall Medical, London. 1993.
3. Powis RL, Powis WJ. A Thinker's Guide to Ultrasonic Imaging. Urban and Schwarzenberg. 1984.
4. Fish PJ. Physics and Instrumentation of Diagnostic Medical Ultrasound, John Wiley & Sons, Chichester, U.K. 1990.
5. Nizamettin A, Lingke F, Evans DH. Quadrature-to-directional format conversion of Doppler signals using digital methods. IOP Publishing Ltd. *Physiol Meas* 1994; 15: 181-199.
6. Nizamettin A, Evans DH. Implementation of Directional Doppler Techniques Using a Digital Signal Processor. *Electrocardiography, Myocardial Contraction and Blood Flow Supplement. Med. & Biol. Eng & Compt.* 1994; 32: s157-s164.
7. Nizamettin A, Evans DH. A fast frequency domain algorithm for decoding quadrature Doppler signals. 18<sup>th</sup> Annual Conference of IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Amsterdam 1996: 993-994.
8. Marple LS. Computing the Discrete-Time "Analytic" Signal via FFT. *IEEE Trans. on Signal Processing*, 1999; 47(9): 2600-2603.
9. Ruano MG, García NDF, Fish PJ, Fleming PJ. Alternative parallel implementations of an ar-modified covariance spectral estimator for diagnostic ultrasonic blood flow studies. *Parallel Computing*, 1993; 19: 463-476.
10. Solano J, García NDF, Ruano MG. High Performance Parallel-DSP Computing in Model-based Spectral Estimation. *Microprocessors and Microsystems (Elsevier)*, 1999; 23(6): 337-344.
11. Solano J, Rodríguez K, García NDF. Model-based Spectral Estimation of Doppler Signals using Parallel Genetic Algorithms. *Journal of Artificial Intelligence in Medicine (Elsevier)*. 2000; 19(1): 75-89.
12. Vaitkus PJ, Cobbold RSC. Comparative Study and Assessment of Doppler Ultrasound Spectral Estimation. Part I Estimation Method. *Ultrasound in Medicine And Biology*, 1988; 14(8): 661-672.
13. Papoulis A. *Signal Analysis*, New York: McGraw-Hill, 1977.
14. Fish PJ. Non-Stationary broadening in pulsed Doppler spectrum measurements. *Ultrasound in Medicine & Biology*. 1991; 17: 147-155.
15. Atkinson P. A fundamental interpretation of ultrasonic Doppler velocimeter. *Ultrasound in Med Biol* 1975; 2: 107-111.
16. Atkinson P, Woodcock JP. *Doppler Ultrasound and its use in Clinical Measurement*. Academic Press Inc. London LTD, 1982.
17. Sotomayor A, Fuentes M, García NF, Moreno E, Barragán M. Método digital para la detección de la dirección del flujo sanguíneo en sistemas Doppler ultrasónicos. *Rev Mex Ing Biomédica* 2002; 23(2): 123-127.
18. Jensen JA. *Estimation of blood velocities using ultrasound*, Cambridge University Press, U.K. 1996.
19. Madeira MM, Bellis SJ, Beltran LA, Solano J, García NDF, Marnane WP, Tokhi MO, Ruano MG. High performance computing for real time spectral estimation. *IFAC Journal Control Engineering Practice (Pergamon)*, 1999; 7(5): 679-686.
20. David JY, Jones SA, Giddens DP. Modern spectral analysis techniques for blood flow velocity and spectral measurements with pulsed Doppler ultrasound, *IEEE trans. On Biomedical Engineering*, 1991; 38: 589-596.
21. Ruano MG, Fish PJ. Cost/Benefit Selection of Spectral Estimators for Use with Ultrasonic Doppler Blood Flow Instruments, *PROC. ICASSP-92*. 1992.
22. García NF, Solano GJ, Rubio AE, Moreno HE. Parallel Computing in Time-Frequency Distributions for Doppler Ultrasound Blood Flow Instrumentation. *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* 2001; XXII(1): 12-19.