

## Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

Volumen  
Volume 23

Número  
Number 2

Septiembre  
September 2002

*Artículo:*

Método digital para la detección de la  
dirección del flujo sanguíneo en  
sistemas doppler ultrasónicos

Derechos reservados, Copyright © 2002:  
Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica, AC

Otras secciones de  
este sitio:

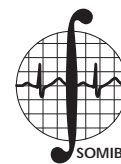
- 👉 Índice de este número
- 👉 Más revistas
- 👉 Búsqueda

*Others sections in  
this web site:*

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



Medigraphic.com



# Método digital para la detección de la dirección del flujo sanguíneo en sistemas Doppler ultrasónicos

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

- \* Departamento de Ingeniería de Sistemas Computacionales y Automatización, IIMAS, UNAM, Apdo. Postal 20-726. Del. A. Obregón, México D.F., 01000, México.  
Fax: ++52 5616, Tel: (\*) ++52 5622 3571  
Email: (\*) [soto@uxdea4.iimas.unam.mx](mailto:soto@uxdea4.iimas.unam.mx)
- \*\* Departamento de Ultrasónica, Instituto de Cibernética, Matemática y Física, Cuba.

Artículo recibido 10/junio/2002

Artículo aceptado 25/agosto/2002

## RESUMEN

Los sistemas Doppler ultrasónicos son ampliamente utilizados para el estudio del flujo sanguíneo y el diagnóstico de enfermedades vasculares. Una característica importante de estos instrumentos es el poder detectar y discriminar la dirección del flujo sanguíneo de una manera precisa. En su mayoría estos equipos utilizan la técnica de demodulación en cuadratura de la señal proveniente de un transductor ultrasónico, por lo que es necesario un tratamiento adicional para separar completamente las señales de flujo directo e inverso. Este trabajo presenta un método digital para la conversión de señales en cuadratura a direccionales, basado en la FFT, que es utilizado para la detección de la dirección del flujo sanguíneo en sistemas Doppler ultrasónicos. La validez del método ha sido verificada mediante el uso de señales Doppler ultrasónicas sintetizadas.

## Palabras clave:

Análisis de señales, detección de dirección, ultrasonido Doppler.

## ABSTRACT

Doppler ultrasound systems are widely used for studying blood flow and diagnosis of vascular diseases. An important characteristic of these systems is the ability to detect the direction of the flow blood accurately. Most Doppler ultrasound systems apply a quadrature demodulation technique on the ultrasonic transducer output signal. Therefore additional treatment is necessary to separate forward and reverse flow signals. This work presents a digital method to convert signals in quadrature into directional signals using an FFT approach. Validating of the method has been achieved using simulated Doppler ultrasound signals.

## Key Words:

Signal Analysis, Direction Detection, Doppler Ultrasound.

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad los sistemas Doppler ultrasónicos son ampliamente utilizados para el estudio del flujo sanguíneo y el diagnóstico de enfermedades vasculares. Esto se debe principalmente a su carácter no invasivo y su relativo bajo costo. Una característica importante de los instrumentos Doppler modernos es el poder obtener la dirección del flu-

jo sanguíneo de una manera precisa, para lo cual se han propuesto diversas técnicas. En su mayoría estos equipos utilizan la técnica de demodulación en cuadratura de la señal proveniente de un transductor ultrasónico<sup>1</sup>. El resultado de esta demodulación son dos señales en cuadratura que son filtradas para eliminar las componentes de alta frecuencia. Estas señales, conocidas como señales en fase y en cuadratura, requieren de procesa-

miento adicional para poder extraer la dirección del flujo sanguíneo<sup>1,2</sup>. Típicamente, métodos analógicos han sido utilizados para realizar esta decodificación, basando su operación en el tratamiento de la señal en el dominio de la fase y en el dominio de la frecuencia. Sin embargo con el desarrollo acelerado de las técnicas digitales para el procesamiento de las señales, diversos y novedosos algoritmos han sido propuestos, demostrando las ventajas de las técnicas digitales sobre las analógicas<sup>3-5</sup>.

Este trabajo presenta un método digital para la conversión de señales en cuadratura a direccionales (flujo directo y flujo inverso), basado en la FFT, que es utilizado para la detección de la dirección del flujo sanguíneo en sistemas Doppler ultrasónicos. La ventaja de tener las señales en fase y en cuadratura separadas, es la de brindar la posibilidad de almacenar la información de flujo directo e inverso de forma independiente en el dominio del tiempo, permitiendo realizar un estudio más detallado del comportamiento de la circulación sanguínea en la zona irradiada y presentar de forma independiente el flujo en cada dirección.

### DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO

La señal discreta Doppler puede ser modelada como una señal compleja (analítica)<sup>6</sup> expresada como:

$$x(n) = d(n) + jq(n) \tag{1}$$

donde  $d(n)$  y  $q(n)$  son las señales reales en fase y en cuadratura de tiempo discreto. Bajo las condi-

ciones del flujo estable o pulsátil, las componentes de flujo directo e inverso pueden ser expresadas de la siguiente manera:

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

donde  $X_{forward}(n) + X_{reverse}(n)$  son las señales de los flujos directo e inverso y  $H[X_{forward}(n)]$  son sus transformadas de Hilbert<sup>2</sup>. El algoritmo implementado se muestra en la Figura 1, y se basa en convertir a la señal real  $d(n)$  en una señal analítica.

Una señal analítica en tiempo continuo  $s(t)$  correspondiente a una señal real de energía finita  $x(t)$  se define en el dominio de la frecuencia como:

$$S(f) = \begin{cases} 2X(f), & \text{para } f > 0 \\ X(0), & \text{para } f = 0 \\ 0, & \text{para } f < 0 \end{cases} \tag{3}$$

Esta señal analítica es compleja y puede ser representada por su componente real  $S_r(t) = x(t)$  y por su componente imaginaria  $S_i(t) = H\{X(t)\}$ , donde  $H$  es el operador de la transformada de Hilbert<sup>7</sup>. Basándose en la ecuación (3) en<sup>5</sup> se propone una aproximación en el dominio de la frecuencia para crear un espectro periódico en el cual las frecuencias negativas de cada período se hacen ceros. Al calcular la transformada inversa se obtiene una señal "analítica" de tiempo discreto.

Aplicando el método a  $d(n)$  en la ecuación (2) obtenemos:

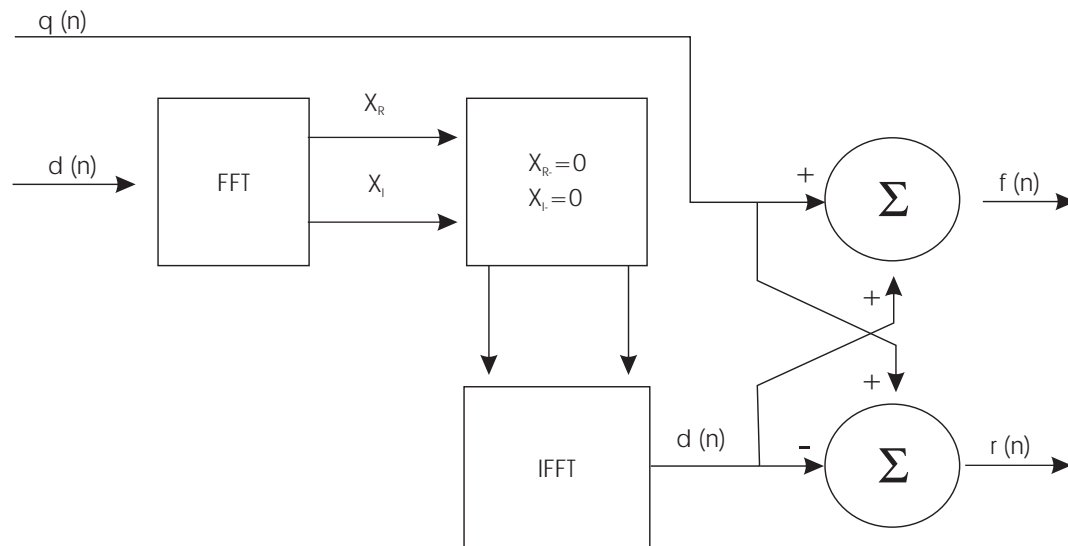


Figura 1. Diagrama en bloques del algoritmo en el dominio de la frecuencia.

$$d_a(n) = d_r(n) + jd_i(n) \quad (4)$$

donde:  $d_a(n)$  es la señal analítica,

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

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

Desarrollando la ecuación (6) se llega finalmente a:

$$d_i(n) = H[x_{forward}(n)] - x_{reverse}(n) \quad (7)$$

Realizando la suma y la resta de  $q(n)$  en la ecuación (2) con la ecuación (7) se obtienen las señales de flujo directo ( $f(n)$ ) y flujo inverso ( $r(n)$ ), respectivamente:

$$f(n) = 2H[x_{forward}(n)] \quad (8)$$

$$r(n) = 2x_{reverse}(n) \quad (9)$$

### SIMULACIÓN

Para evaluar el desempeño del algoritmo implementado, se procedió a simular una señal simple que incluye las componentes del flujo directo e inverso:

$$\begin{aligned} d(n) &= \cos(2\pi f_f n) + \cos(2\pi f_r n) \\ q(n) &= \sin(2\pi f_f n) - \sin(2\pi f_r n) \end{aligned} \quad (10)$$

donde  $f_f$  y  $f_r$  representan las componentes del flujo directo e inverso, respectivamente. La componente de flujo inverso se mantuvo constante con el objetivo de variar solamente la frecuencia del flujo directo (desde 150 Hz hasta 8000 Hz), calculándose el nivel de separación de acuerdo con la siguiente expresión:

$$level\_dB = 20 \log_{10} \left( \frac{RMS_{reverse}}{RMS_{forward}} \right) \quad (11)$$

En la Figura 2 se puede observar la curva del nivel de separación que presenta el algoritmo utilizado, en el ancho de banda en estudio. Se nota que para frecuencias menores que 1 kHz el nivel de separación está comprendido entre -40 y -54 dB, lo cual se debe a que el método introduce en la señal de salida componentes de frecuencias debido a discontinuidades causadas por los efectos de los bordes de la ventana aplicada antes del cálculo de la FFT. Sin embargo como el nivel de estas señales y sus armónicos son meno-

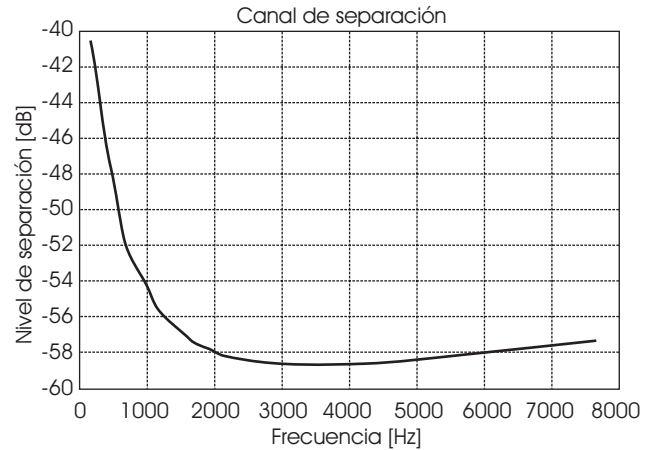


Figura 2. Nivel de separación de la señal simulada.

res que -40 dB, su efecto sobre la señal de interés es despreciable.

Posteriormente se aplicó el método desarrollado a una señal de prueba con características de tiempo-frecuencia conocidas y que simula una señal Doppler ultrasónica correspondiente a la arteria femoral. El flujo sanguíneo en esta arteria es típicamente pulsátil, presentando componentes de velocidad con dirección hacia adelante y hacia atrás en el ciclo cardíaco<sup>1</sup>.

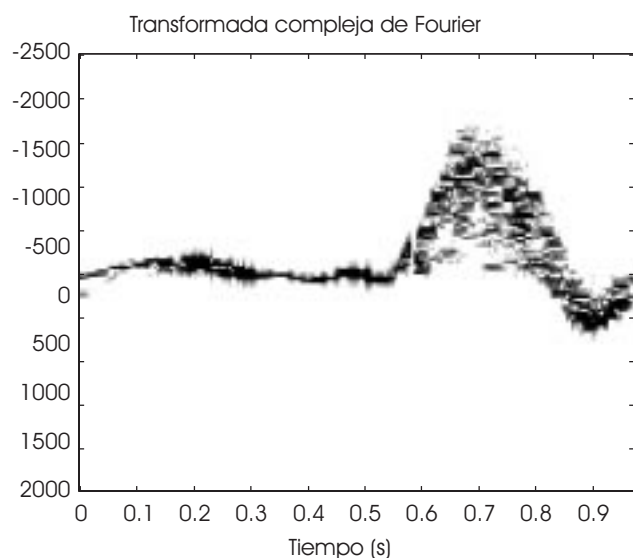
La señal de prueba fue generada por el programa de simulación Field II<sup>8</sup>, el cual se basa en el concepto de respuesta espacial al impulso. Esta aproximación parte de la teoría de los sistemas lineales para obtener el campo ultrasónico emitido en un punto del espacio como una función del tiempo, cuando el transductor es excitado por una función delta de Dirac. El campo para cualquier tipo de excitación puede ser encontrado mediante el cálculo de la convolución de la respuesta espacial del impulso con la función de excitación<sup>9,10</sup>. Los *scatterers* o partículas reflectoras generadas fueron propagadas de acuerdo al modelo de Evans-Womersley<sup>1</sup>, obteniéndose un modelo pulsado tridimensional del flujo de la arteria femoral. Las posiciones de los *scatterers* se obtuvieron previamente a la simulación de los campos. Las características de la señal simulada se presentan en el Cuadro 1.

Para el despliegue del espectro correspondiente a la señal estudiada, se utilizó la representación de espectrograma 2-D, ya que es el método que típicamente se utiliza en los sistemas de ultrasonido Doppler. Para obtener esta representación se evalúa la Transformada de Fourier de Tiempo Corto (STFT) con ventanas Hanning de 10ms, en segmentos consecutivos de la señal. Para minimizar

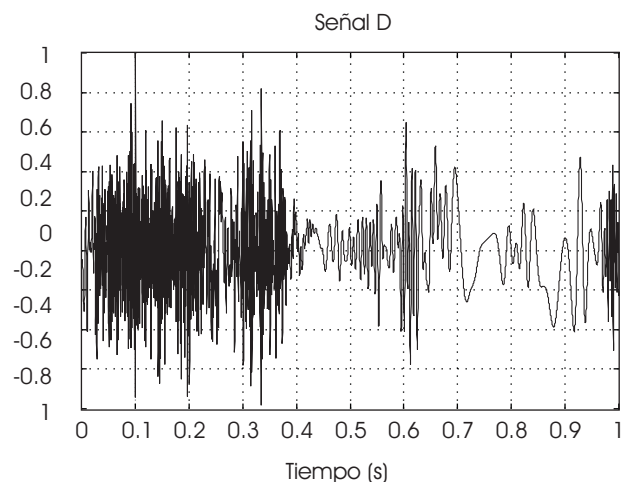
**Cuadro 1.** Características de la señal simulada mediante el programa FIELD-II

Frecuencia de muestreo ( $f_s$ )	8 MHz
Frecuencia central del transductor ( $f_0$ )	2 MHz
Frecuencia de repetición del pulso ( $f_{prf}$ )	5 kHz
Resolución	16 bits
Número de scatterers	4990
Posición central del vaso	60 mm
Radio del vaso	4 mm

los efectos de la segmentación de los datos se utiliza la técnica de traslape entre ventanas, con ello se logra minimizar las discontinuidades que aparecen en el dominio del tiempo. La Figura 3



**Figura 3.** Espectrograma de la señal simulada mediante el programa FIELD-II.



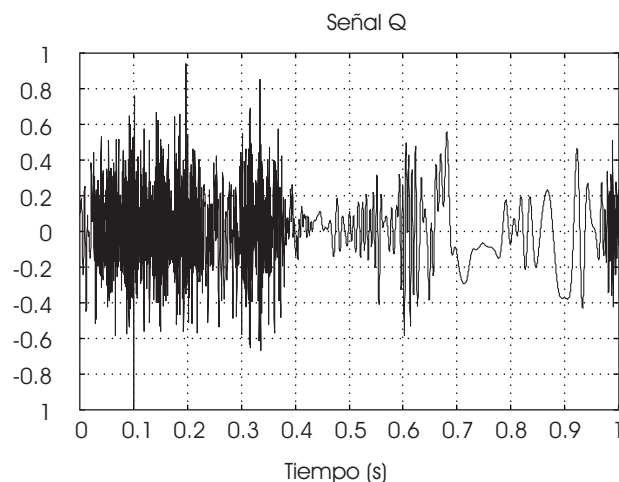
muestra el espectrograma de la señal Doppler de ultrasonido correspondiente a un ciclo cardíaco.

## RESULTADOS

En la Figura 4 se aprecian las señales en cuadratura  $d(n)$  y  $q(n)$  para un ciclo cardíaco. Estas señales se obtienen mediante la demodulación en cuadratura de la señal proveniente del transductor (ambas señales son filtradas para eliminar las componentes de alta frecuencia). En la Figura 5 se muestran las señales ya separadas después de aplicarse el método descrito, observándose claramente en el eje del tiempo el instante en que se produce el cambio en la dirección del flujo (0.28 segundos a 0.4 segundos en la Figura 3). Es importante notar que el nivel de separación obtenido fue aproximadamente -56 dB en el ancho de banda bajo estudio, el cual está por encima de los niveles reportados en otros trabajos.

## CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta un método digital para la conversión de señales en cuadratura a direccionales, basado en la FFT, que es utilizado para la separación de flujos sanguíneo directo e inverso en sistemas Doppler ultrasónicos. El método requiere fundamentalmente de la evaluación de una FFT y una FFT inversa, por lo que puede ser implementado de manera eficiente en arquitecturas basadas en procesadores digitales de señales (DSP). Es importante destacar el nivel de separación de las señales de flujo Directo e Inverso que se obtuvo, siendo éste de aproximadamente -56 dB en el ancho de banda bajo estudio, el cual está por



**Figura 4.** Señales simuladas en cuadratura.

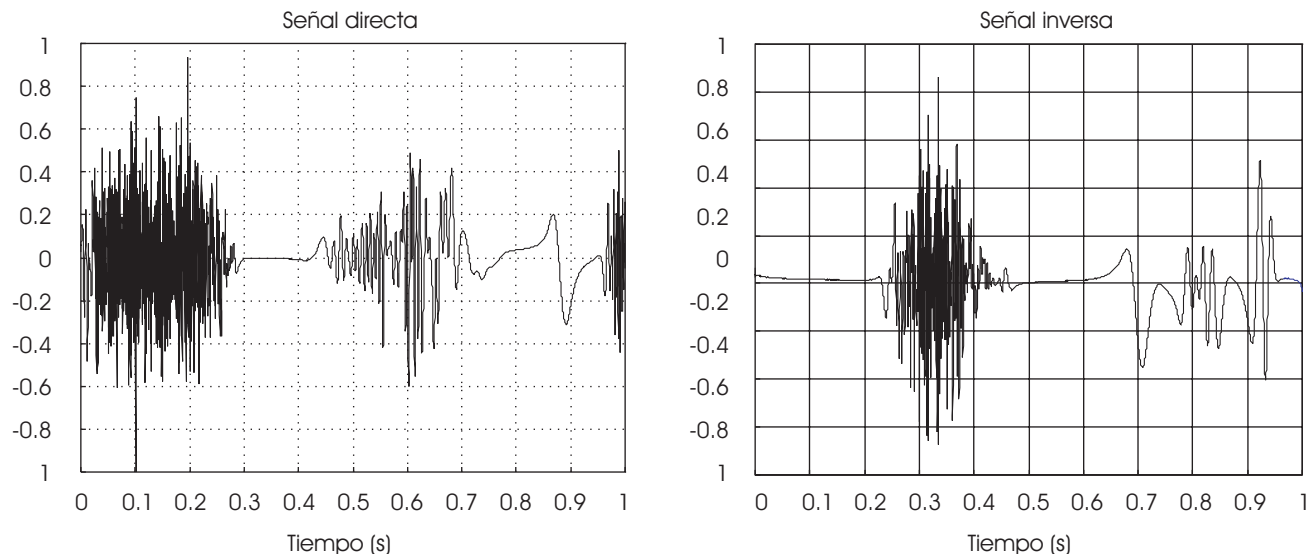


Figura 5. Señales de flujo directo e inverso obtenidas mediante el método propuesto.

encima de resultados recientemente reportados en diversos trabajos. Cabe destacar que el método presentado, se está integrando actualmente a un sistema Doppler ultrasónico bidireccional, basado en una computadora personal, que es capaz de procesar y desplegar en tiempo real el espectrograma de las señales de flujo Directo e Inverso en dos ventanas independientes, así como presentar la información en dos salidas de audio separadas.

#### BIBLIOGRAFÍA

1. Evans DH, McDicken WN. Doppler Ultrasound, Physics, Instrumentation, and Signal Processing. John Wiley & Sons Ltd., Second Edition, 2000.
2. Nizamettin A, Lingke F, Evans DH. Quadrature-to-directional format conversion of Doppler signals using digital methods. *Physiol. Meas.* No. 15, 1994; 181-199, IOP Publishing Ltd.
3. Nizamettin A., Evans D. H., 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.
4. 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, pp 993-994.
5. Marple Lawrence S. Computing the Discrete-Time Analytic Signal via FFT. *IEEE Trans. on Signal Processing* 1999; 47(9): 2600-2603.
6. 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.
7. Papoulis A. *Signal Analysis*. New York: McGraw-Hill, 1977.
8. Jensen JA. User's guide for the Field II program, Release 2.86, August 17, 2001.
9. Jensen JA. Field: A program for simulating ultrasound systems. *Med Biol Eng Comp*, 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging Vol. 4, Supplement 1, Part 1, 1996: 351-353.
10. Jensen JA, Svendsen NB. Calculation of pressure fields from arbitrarily shaped, apodized, and excited ultrasound transducers. *IEEE Trans Ultrason, Ferroelec, Freq Contr*, 1992; 39: 262-267.

FE DE ERRATAS: Por un error, el artículo:

#### Robot para cirugía laparoscópica

Laparoscopic Surgery Robot

Minor A\*, Mosso J.L.\*\* , Dominguez A\* , Martinez R C\* , Muñoz R\* , Lara V.\*\*

\*Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del I.P.N.

Sección de Bioelectrónica Depto. de Ingeniería Eléctrica, Av. IPN 2508, C.P. 07300 México D.F. Tel: 57473800, Fax: 57477080. aminor@mail.cinvestav.mx. \*\*ISSSTE Clínica Alberto Pisanty telesurgery@mixmail.com

publicado en el número de Marzo 2002, fue incluido en la sección de artículos de divulgación cuando realmente es un artículo de investigación original que debió haber sido incluido en la sección de artículos de investigación.