

## Implementación de un Demodulador Heterodino para la Discriminación del Sentido del Flujo Sanguíneo en un Detector Doppler Ultrasónico Bi-direccional

*F. García, J. Solano, M. Fuentes, E. Rubio*

Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas. Universidad Nacional Autónoma de México.

### RESUMEN

Los sistemas Doppler ultrasónicos han sido utilizados ampliamente en el diagnóstico médico, en general en el estudio de flujo sanguíneo y en particular en el diagnóstico de padecimientos vasculares. Esto se debe principalmente a su carácter no invasivo y su relativo bajo costo. Una característica importante de los sistemas Doppler ultrasónicos es la de poder detectar la señal asociada con el flujo sanguíneo y discriminar la dirección del mismo. La señal Doppler ultrasónica contiene información asociada con la velocidad de los componentes de la sangre, y su espectro en frecuencia representa el perfil de velocidad del flujo sanguíneo, que puede ser de sentido directo o inverso. Típicamente los sistemas Doppler ultrasónicos que detectan el sentido de la dirección de flujo sanguíneo de la señal, se basan en métodos de demodulación homodina en cuadratura. Sin embargo las señales producidas por este tipo de detectores requieren de un proceso adicional de separación.

Este trabajo aborda la implementación de un demodulador heterodino que forma parte de un detector Doppler ultrasónico para la medición de flujo sanguíneo bi-direccional. Se describe el principio de la detección de la señal Doppler ultrasónica de flujo sanguíneo y su representación en la forma de un espectrograma de dos dimensiones, así como también los dispositivos detectores Doppler de flujo sanguíneo, su clasificación de acuerdo a su modo de operación y tipo de demodulación. Finalmente se presentan pruebas de funcionalidad y se analizan los resultados obtenidos contrastándolos con los resultados teóricos.

**Palabras clave:** flujometría Doppler, flujo sanguíneo, demodulación heterodina.

### Correspondencia:

Fabián García Nocetti  
Universidad Nacional Autónoma de México, Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas. Circuito Escolar S/N, Ciudad Universitaria, México D. F., 04510, México.  
Correo electrónico: [fabian.garcia@iimas.unam.mx](mailto:fabian.garcia@iimas.unam.mx)

### Fecha de recepción:

1 de mayo de 2015

### Fecha de aceptación:

15 de julio de 2015

## ABSTRACT

Doppler ultrasound systems have been widely used in medical diagnosis, in the study of blood flow, in particular, in the diagnosis of vascular disorders. This is mainly due to its non-invasive method and its relatively low cost. An important feature of the ultrasonic Doppler system is the capability to detect the signal associated with the blood flow and discriminate its direction. The Doppler ultrasound signal contains information associated with the velocity of the blood components, and its frequency spectrum represents the velocity profile of blood flow, which may be direct or reverse. Typically Doppler ultrasound systems which detect the sense of the direction of blood flow signal, are based on methods of homodyne demodulation in quadrature. However the signals produced by these detectors require an additional separation process.

This paper addresses the implementation of a heterodyne demodulator as a part of a Doppler ultrasound detector for measuring bi-directional blood flow. We describe the detection process of the Doppler ultrasound blood flow signal and its representation in the form of a two-dimensional spectrogram. Doppler blood flow sensing devices and their classification according to their operation mode and type of demodulation are also described. Finally, functionality tests are presented and results are analyzed.

**Keywords:** Doppler flowmetry, blood flow, heterodyne separation.

## INTRODUCCIÓN

Los sistemas Doppler ultrasónicos han sido utilizados ampliamente en el diagnóstico médico, en general en el estudio de flujo sanguíneo y en particular en el diagnóstico de padecimientos vasculares. Esto se debe principalmente a su carácter no invasivo y su relativo bajo costo. Este tipo de sistemas permite extraer información de los ecos que producen las estructuras en movimiento de la sangre, produciendo imágenes y sonogramas que se utilizan para estimar parámetros asociados con el flujo sanguíneo.

Una característica importante de los sistemas Doppler ultrasónicos es la de poder detectar la señal asociada con el flujo sanguíneo y discriminar la dirección del mismo. La señal Doppler ultrasónica contiene información asociada con la velocidad de los componentes de la sangre, y su espectro en frecuencia representa el perfil de velocidad del flujo sanguíneo, que puede ser de sentido directo o inverso[1][2][3]. Esta señal se adquiere a través de un detector Doppler,

basado en un transductor que emite un haz ultrasónico de frecuencia fija sobre el torrente sanguíneo, y que recibe un haz perturbado por la velocidad de los componentes de la sangre, el cual es demodulado para recuperar la información de interés.

Típicamente los sistemas Doppler ultrasónicos que detectan el sentido de la dirección de flujo sanguíneo de la señal, se basan en métodos de demodulación homodina en cuadratura. Sin embargo las señales producidas por este tipo de detectores requieren de un algoritmo adicional de separación. En un trabajo previo [3], se abordó un método para la detección del sentido del flujo sanguíneo, utilizando demodulación heterodina para un sistema Doppler ultrasónico y se validó mediante simulación. Este método consiste en trasladar la banda de frecuencias de la señal de información Doppler a un origen, desplazado al menos el ancho de banda de la señal y tiene la ventaja de simplificar la etapa analógica de la adquisición de la señal Doppler, al utilizar una demodulación en un solo canal [4].

En este artículo se aborda la instrumentación de un demodulador heterodino, que forma parte de un detector Doppler ultrasónico para la medición de flujo sanguíneo bi-direccional, que se planea utilizar en cirugías de revascularización coronaria [7].

Primeramente se describe el principio de la detección de la señal Doppler ultrasónica de flujo sanguíneo y su representación en la forma de un espectrograma de dos dimensiones. Se describen los dispositivos detectores Doppler de flujo sanguíneo, su clasificación de acuerdo a su modo de operación y tipo de demodulación, así como el desarrollo de un detector Doppler de flujo sanguíneo, usando un demodulador heterodino. Finalmente se presentan pruebas de funcionalidad y se analizan los resultados obtenidos.

### ANTECEDENTES

En un detector Doppler ultrasónico de flujo sanguíneo, se irradian las partículas que componen la sangre con un haz ultrasónico de frecuencia fija  $f_0$ , las ondas ultrasónicas inciden en el torrente sanguíneo y la velocidad con que se mueven dichas partículas modifica la frecuencia de la señal emitida, produciendo una señal de eco ( $RF$ ) con frecuencias muy próximas a dicha señal, la cual está compuesta por una serie de frecuencias que representan el perfil de velocidades del flujo sanguíneo. Este principio de detección se ilustra en la Figura 1, donde la señal Doppler ultrasónica de flujo sanguíneo se encuentra contenida en la señal recibida [2][3].

En el cuerpo humano, algunas arterias del sistema vascular, pueden presentar flujo en sentido directo o inverso, tal es el caso de la arteria humeral y la arteria femoral. La Figura 2 muestra el espectrograma típico de una arteria femoral con esas características.

Las señales Doppler ultrasónicas de flujo se representan mediante espectrogramas, como se muestra en la Figura 2, donde el eje horizontal es el Tiempo[s], el eje vertical

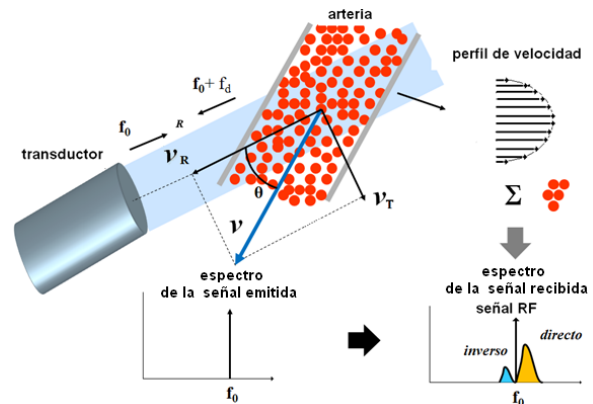


Figura 1. Detección de la velocidad del flujo sanguíneo por efecto Doppler ultrasónico.

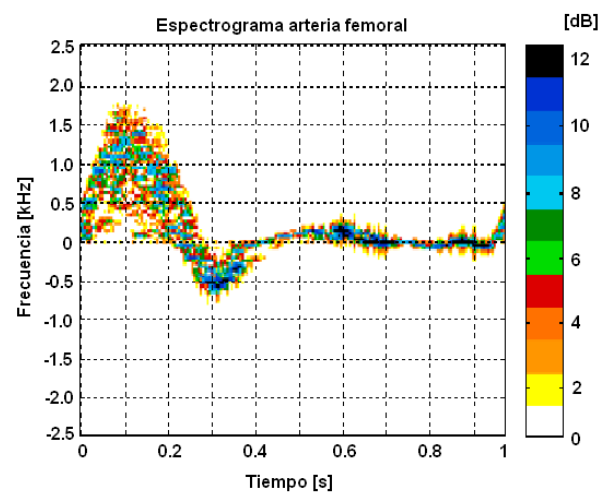


Figura 2. Espectrograma de un ciclo cardíaco de arteria femoral (las frecuencias positivas representan flujo directo y las frecuencias negativas representan flujo inverso).

es la Frecuencia[kHz] o Velocidad[mm/s] y las amplitudes se representan mediante una escala de colores [1][2][7]. En la Figura 2, se consideran ventanas de 512 puntos y una ventana Hanning, los espectrogramas están formados por segmentos de 10 ms, la amplitud de la señal está escalada en un rango dinámico de 12 dB.

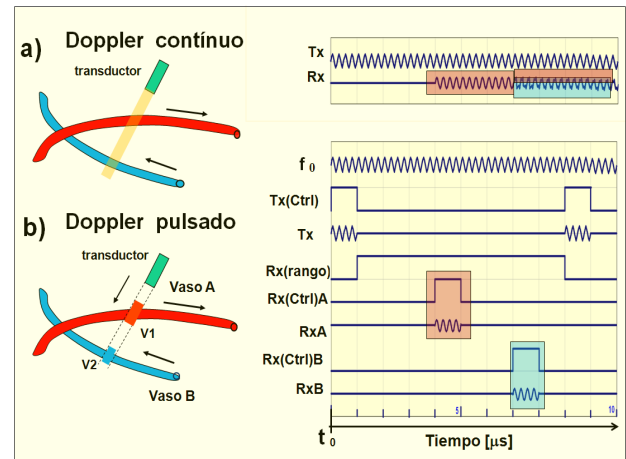
Los detectores Doppler ultrasónicos de flujo sanguíneo se pueden clasificar de acuerdo a su modo de operación en dos tipos: Modo Continuo y Modo Pulsado. A su vez pueden ser no-direccional o bi-direccional. Este último entrega señales que

mediante un procesamiento adicional permite la separación del sentido de la dirección del flujo [1][2].

El detector Doppler más simple opera en modo continuo y usa dos cerámicas piezoeléctricas (PZT) en el transductor, una para transmitir y otra para recibir continuamente las ondas ultrasónicas. Estos dispositivos no tienen la capacidad para delimitar el volumen de muestreo deseado, como se muestra en la Figura 3(a). Nótese que el transductor emite una señal con frecuencia fija, irradiando sobre 2 vasos colocados en el campo de acción del haz ultrasónico. La onda ultrasónica recibida contiene la información mezclada del flujo de ambos vasos. Por lo que resulta imposible detectar la información correspondiente a cada vaso. Con el propósito de resolver el problema anterior se ha desarrollado el denominado detector Doppler pulsado, el cual requiere de una sola cerámica en el transductor, que se usa para emitir y recibir las ondas ultrasónicas. Estos detectores operan utilizando pulsos de control en transmisión y en recepción, que dependen de la profundidad a la que se encuentra el volumen de la muestra del flujo que se quiere medir.

Para emitir el tren de pulsos se requiere de un pulso de control Tx(Ctrl), cuya frecuencia de repetición depende de la profundidad a la que se encuentra el vaso a medir, y el ancho del pulso determina el volumen de la muestra. El rango de recepción del detector se define por la duración del pulso Rx(rango). La recepción de la información deseada sólo se realiza durante la duración del pulso de control Rx(Ctrl). En la Figura 3(b) se ilustra el principio descrito [2].

Los detectores de flujo sanguíneo, por su modo de demodulación pueden ser no-direccionales o bi-direccionales, es por esto que el demodulador es una parte muy importante de un detector Doppler de flujo sanguíneo. El demodulador es el circuito mezclador que convierte la señal RF recibida



**Figura 3.** Modo de operación de los detectores Doppler: a) continuo y b) pulsado.

del transductor, en una señal de baja frecuencia, que es denominada señal Doppler de flujo sanguíneo ( $f_d$ ). La demodulación puede ser homodina simple, homodina en cuadratura o heterodina [3].

La demodulación homodina simple consiste en mezclar la señal Doppler de flujo sanguíneo proveniente del receptor  $X(f)$ , que corresponde a la señal RF, con una señal coseno de la misma frecuencia de operación del transductor,  $\cos(\omega_o)X_f$ , donde  $\omega_o = 2\pi f_o$ .

La demodulación homodina en cuadratura consiste en mezclar la señal Doppler de flujo sanguíneo  $X(f)$ , con una señal coseno y una señal seno de la misma frecuencia de operación. Con este método se obtienen dos señales con un desfase de  $90^\circ$ , denominadas señales en cuadratura. Donde la señal en fase I corresponde a  $\cos(\omega_o)X(f)$  y la señal en cuadratura Q corresponde a  $\sin(\omega_o)X(f)$ .

La demodulación heterodina consiste en mezclar la señal obtenida por el transductor ultrasónico, con una señal diferente a la frecuencia de operación del transductor  $\cos(\omega_o - \omega_H)X(f)$ ; por lo que el espectro de la señal demodulada queda desplazada del origen en el eje de las frecuencias. Para esta aplicación, el proceso de la demodulación heterodina, consiste en trasladar la frecuencia de la portadora  $f_o$  a una frecuencia denominada frecuencia heterodina  $f_H$ , cuyo

valor debe ser mayor o igual al ancho de banda de la señal Doppler ( $BW$ ) [3][4].

## DESCRIPCIÓN

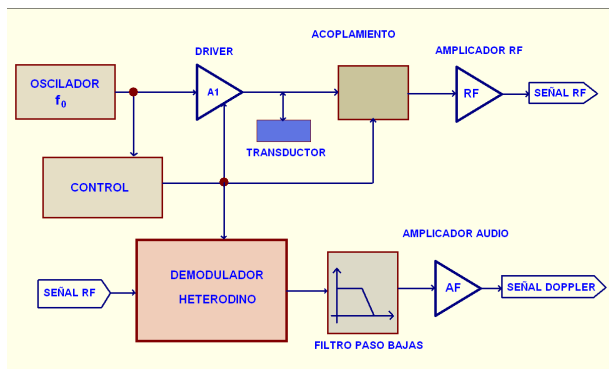
Se propone la implementación de un detector Doppler de flujo sanguíneo, en modo pulsado, usando demodulación heterodina, el cual forma parte de un sistema Doppler para la medición de flujo sanguíneo bi-direccional, que será utilizado para valorar las condiciones de flujo en el proceso de cirugía de revascularización coronaria [7].

En la Figura 4 se muestra el diagrama de las etapas que integran el detector propuesto: transductor, oscilador, control, transmisor, amplificador  $RF$ , demodulador heterodino, filtro paso bajas y amplificador de audio frecuencia ( $AF$ ).

Para el cálculo de los parámetros  $BW$ ,  $f_H$  y frecuencia de corte del filtro paso bajas, en el diseño del detector Doppler, se han tomado en cuenta las siguientes consideraciones.

Los valores de flujo volumétricos ( $Q$ ) reportados durante la revascularización de injertos coronarios, se encuentran en intervalos de 20-120 mL/min[9], aplicando las fórmulas (1) y (2), se puede estimar el ancho de banda  $BW$ .

$$f_d = \frac{2f_0 \cos \theta}{c} v \quad (1)$$



**Figura 4.** Diagrama del detector Doppler de flujo sanguíneo en modo pulsado con demodulación heterodina.

Donde:  $d_d$  es la frecuencia Doppler,  $f_0$  es la frecuencia de operación del transductor,  $c$  es la velocidad de ultrasonido en la sangre,  $v$  la velocidad del flujo sanguíneo y  $\theta$  el ángulo de inclinación entre el haz ultrasónico y la dirección del flujo sanguíneo.

La expresión para calcular los valores del gasto o flujo volumétrico ( $Q$ ) es

$$Q = Av \quad (2)$$

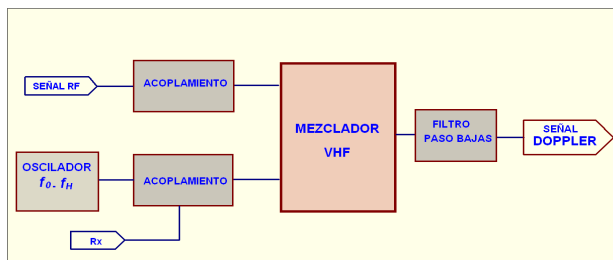
Donde:  $A$  es el área de la sección del vaso.

Considerando para esta aplicación un transductor de 8 MHz, una velocidad de la sangre de 1570 m/s, un ángulo de inclinación de 60 grados, un flujo máximo ( $Q_{m\acute{a}x}$ ) de 200 mL/min y vasos de 2-3 mm de diámetro, la señal Doppler del flujo sanguíneo a detectar tiene una frecuencia máxima ( $f_{m\acute{a}x}$ ) de 4.3 kHz; por lo tanto se considera un ancho de banda ( $BW$ ) de 4.3 kHz[1][3]. De acuerdo a lo anterior, el valor de la frecuencia heterodina es igual al ancho de banda de la señal Doppler ( $f_H = 4.3$  kHz), la frecuencia de corte del filtro pasobajas corresponde a  $f_H + BW = 8.6$  kHz, por tanto queda definida la frecuencia del oscilador en  $f_0 - f_H = 7995.7$  kHz.

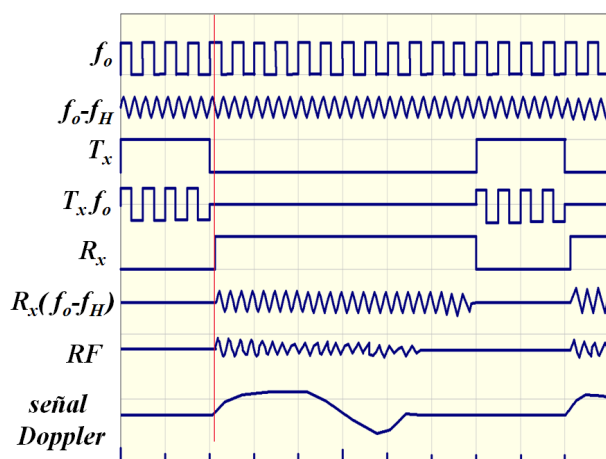
## Demodulador heterodino

El demodulador heterodino se basa en un circuito mezclador Very High Frequency (VHF), doblemente balanceado y de baja potencia [8]. El circuito se ilustra en el diagrama de bloques de la Figura 5.

En la Figura 6, se muestra un diagrama de tiempos del funcionamiento del detector Doppler pulsado usando un demodulador heterodino. El proceso se realiza en base a dos osciladores ( $f_0$  y  $f_0 - f_H$ ) y dos pulsos de control ( $Tx$  y  $Rx$ ). Se transmite un tren de pulsos controlados por  $Tx$   $f_0$  y la demodulación heterodina se lleva a cabo mediante la mezcla de las señales  $RF$  y  $Rx(f_0 - f_H)$ . La señal resultante del demodulador heterodino corresponde a la señal Doppler de flujo sanguíneo muestreada por los pulsos de control.



**Figura 5.** Diagrama de bloques del demodulador heterodino.



**Figura 6.** Diagrama de tiempos del funcionamiento del detector Doppler pulsado de flujo sanguíneo usando un demodulador heterodino.

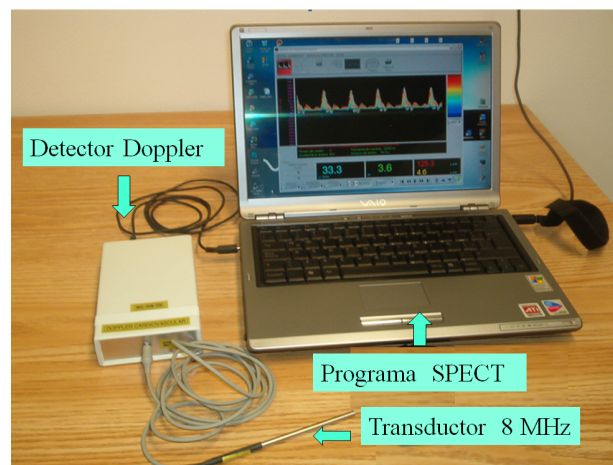
Para hacerla compatible con los niveles de entrada de audio de una PC, la señal Doppler debe ser filtrada y amplificada.

## PRUEBAS Y RESULTADOS

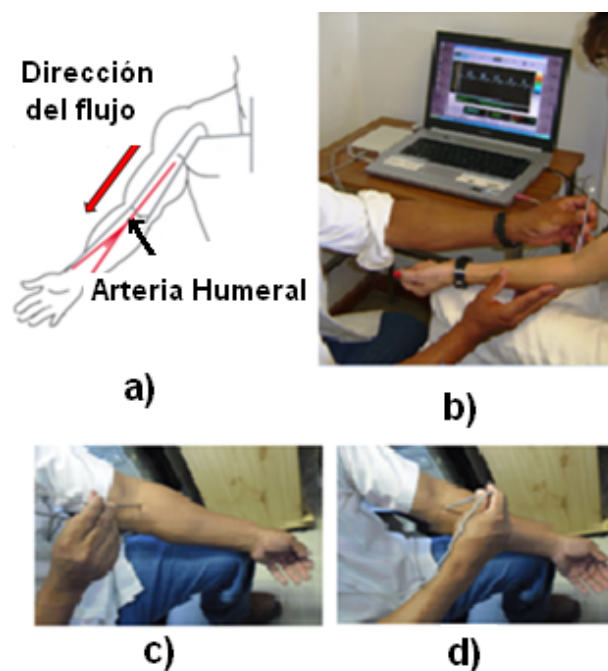
### Pruebas

Para verificar la efectividad del demodulador heterodino implementado en el detector de flujo sanguíneo bi-direccional, se han realizado pruebas de funcionamiento, utilizando un transductor ultrasónico a 8 MHz y un programa de aplicación denominado SPECT, desarrollado en el DISCA-IIMAS[7], como se ilustra en la Figura 7.

El programa SPECT fue desarrollado para el procesamiento de señales Doppler de flujo sanguíneo. Tiene la capacidad de adquirir señales de un detector Doppler ultrasónico,



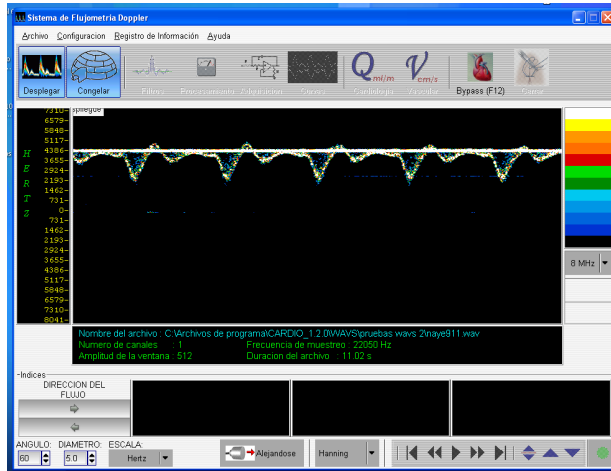
**Figura 7.** Sistema Doppler Ultrasónico de medición de flujo sanguíneo basado en el programa SPECT.



**Figura 8.** Monitoreo de flujo sanguíneo en la arteria humeral

a través de la entrada de audio de una PC, y las procesa con diferentes algoritmos de estimación espectral, desplegando la información en forma de espectrogramas 2D, como se ilustra en la Figura 9.

Para evaluar el desempeño del detector Doppler heterodino con señales de flujo bi-direccional, se realizaron mediciones en la arteria humeral de 15 personas y en todos ellos se obtuvo el mismo comportamiento. El procedimiento y los resultados se ilustran



**Figura 9.** Espectrograma correspondiente al flujo sanguíneo de la arteria humeral con el transductor alineado con la dirección del flujo.



**Figura 10.** Espectrograma correspondiente al flujo sanguíneo de la arteria humeral con el transductor colocado en sentido contrario a la dirección del flujo.

en las Figuras 8, 9 y 10. La señal fue adquirida con una frecuencia de muestreo de 22.050 kHz. Para calcular los espectros se usa un algoritmo de estimación espectral, considerando ventanas de 512 muestras. En las Figuras 8(a) y 8(b), se ilustra la posición de la arteria humeral. En las Figuras 8(c) y 8(d) se muestra, la colocación del transductor con respecto a la dirección del flujo de la arteria. La figura 8(c) muestra el transductor alineado con la dirección del flujo y en la figura 8(d) se encuentra en sentido contrario a la dirección del flujo.

## Resultados

Los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas, se muestran en la Figura 9 y la Figura 10.

Las Figuras 9 y 10 ilustran espectrogramas correspondientes a 5 ciclos de la señal Doppler de flujo sanguíneo de la arteria humeral del brazo izquierdo. El flujo en esta arteria es bi-direccional, por lo que en las Figuras 10 y 11 se observa información espectral tanto por arriba como por abajo de la frecuencia heterodina de referencia. Nótese la línea continua en  $f_H = 4.3$  kHz.

## CONCLUSIONES

Típicamente los sistemas Doppler ultrasónicos que detectan el sentido de la dirección de flujo sanguíneo de la señal, se basan en métodos de demodulación homodina en cuadratura. Sin embargo las señales producidas por este tipo de detectores requieren de un proceso adicional de separación.

En el trabajo presentado en este artículo se diseñó e implementó un demodulador heterodino, como parte integral de un detector Doppler bi-direccional de flujo sanguíneo en modo pulsado. De los resultados de las pruebas de evaluación, en particular de los espectrogramas obtenidos con el programa SPECT, se puede visualizar la información espectral tanto por arriba como por abajo de la frecuencia heterodina, por lo que se puede concluir que el sistema es capaz de separar los flujos respectivos en ambas direcciones.

Aunque el detector Doppler bi-direccional heterodino, requiere de muestrear la señal Doppler al doble de la frecuencia que se utilizaría en el caso de la demodulación homodina en cuadratura, técnicamente esto no representa dificultad alguna, debido a que la información de flujo bi-direccional del detector heterodino se encuentra contenida en una banda de 8.6 kHz.

Finalmente, el detector Doppler heterodino presenta dos ventajas en relación con el detector Doppler con demodulación homodina en cuadratura: 1) el sentido de la dirección del flujo en el dominio de la frecuencia queda directamente separado, mientras que con la demodulación homodina en cuadratura se requiere de un algoritmo adicional de separación; 2) La información de flujo sanguíneo bi-direccional está contenida en una señal, mientras que en la demodulación homodina en cuadratura se procesan dos señales, mismas que deben ser iguales en amplitud y mantener la cuadratura en toda la banda de la señal, para no generar artefactos que puedan dificultar la separación.

### AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo de la DGAPA de la UNAM, a través de los proyectos PAPIIT-IN114710 y PAPIIT-IT101213, así como a M. Vazquez, A. Contreras y S. Padilla por su trabajo de apoyo.

### REFERENCIAS

1. D. H. Evans, W. Norman McDicken, "Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation and Signal Processing," Second Edition, John Wiley and Sons Ltd., 2000
2. P. Atkinson, "A fundamental interpretation of ultrasonic doppler-velocimeter," *Ultrasound in Med. Biol.*, vol. 2, pp. 107-111, 1975.
3. F. García, J. Solano, M. Fuentes, E. Rubio, "Detección del Sentido del Flujo Sanguíneo Utilizando Demodulación Heterodina para un Sistema Doppler Ultrasonico y su Validación Mediante Simulación," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 36, no. 1, Ene-Abr, pp. 23-31, 2015.
4. J.V.L. Hogan, "The Heterodyne Receiver," *Electronic Journal*, vol. 18, pp. 116, 1921.
5. N. Aydin, D. H. Evans, "Quadrature to directional format conversion of Doppler signals using digital methods," *Physiol Meas*, vol. 15, pp. 181-199, 1994.
6. Richard Lyons. Quadrature Signals: Complex, But Not Complicated. Tutorial, 2008. [www.ieee.li/pdf/essay/quadrature\\_signals.pdf](http://www.ieee.li/pdf/essay/quadrature_signals.pdf)
7. F. García-Nocetti, J. Solano-González, M. Fuentes-Cruz, E. Moreno-Hernández, A. Villar-Inclán, J. Prohías-Martínez, "Doppler Ultrasound Blood Flow Measurement System," *19th International Congress on Acoustics, Madrid, España*, ISBN:84-87985-12-2 ULT-15-003.PDF, 2007.
8. NXP Semiconductor, SA602A, Double-balanced mixer and oscillator, Product data sheet, Rev.3, May 2014.
9. G. D'Ancona, H.L. Karamanoukian, M. Ricci, T.A. Salerno and J. Bergsland, "Intraoperative Graft Patency Verification in Cardiac and Vascular Surgery," *Futura Publishing Company, Inc.* 2001

