

Detección del Sentido del Flujo Sanguíneo Utilizando Demodulación Heterodina para un Sistema Doppler Ultrasonico y su Validación Mediante Simulación

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

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

RESUMEN

La flujometría Doppler ultrasónica ha sido ampliamente utilizada en el diagnóstico de enfermedades vasculares. Aquellos sistemas que detectan el sentido de la dirección de la señal de flujo, pueden utilizar durante su operación señales producto de la demodulación homodina en cuadratura con el inconveniente de tener que procesar los dos canales (fase y cuadratura) para igualar sus amplitudes y mantener estas características en todo el ancho de banda de las señales.

En este artículo se propone un método alternativo para separar el sentido de la dirección de la señal de flujo usando demodulación heterodina, el cual 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. Este método tiene la ventaja de simplificar la etapa analógica de la adquisición de la señal Doppler, al utilizar una demodulación en un solo canal. Los resultados de las simulaciones llevadas a cabo en este trabajo muestran la efectividad del método al separar el sentido de la dirección del flujo de forma eficiente en el dominio de la frecuencia, evitando la generación de artefactos en la banda de interés.

Palabras clave: flujometría Doppler, dirección de flujo, demodulación heterodina.

Correspondencia:

Fabían 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

Fecha de recepción:

3 de junio de 2014

Fecha de aceptación:

20 de octubre de 2014

ABSTRACT

Doppler ultrasound blood flow measurement techniques have been widely used for the diagnosis of vascular diseases. In particular, some Doppler systems which may be able to determine the blood flow direction use signals produced by the homodyne quadrature demodulation technique. This approach has a major disadvantage, since it has to process two channels (phase and quadrature), to equalize them (in amplitude) and to maintain these characteristics throughout the complete signal bandwidth.

The work presented here, proposes an alternative method to determine the blood flow direction using heterodyne demodulation. The technique involves shifting the complete band of frequencies (where information of interest lies), at least a frequency equal to the bandwidth of the Doppler signal. This method simplifies the analog stage for the acquisition of the Doppler signal since it only needs to process one channel. Results of simulations show the effectiveness of the approach by determining the blood flow direction efficiently, in the frequency domain. It also reduces the generation of artifacts, in the band of interest, caused by differences in the phase and quadrature channels.

Keywords: Doppler blood flow, flow direction, heterodyne demodulation.

INTRODUCCIÓN

El diagnóstico mediante ultrasonido es una técnica muy bien establecida y ampliamente utilizada en casi todas las áreas de la medicina. Inicialmente su desarrollo se enfocó a la obstetricia y rápidamente se le encontró un importante uso en cardiología. El uso de instrumentos basados en el efecto Doppler ha permitido extraer información de los ecos de estructuras en movimiento, por ejemplo, la sangre, produciendo imágenes y sonogramas que se utilizan para estimar parámetros asociados al flujo sanguíneo. Estos dispositivos son atractivos por ser considerados instrumentos de diagnóstico no invasivos [1][2].

La frecuencia Doppler es proporcional a la velocidad media de la sangre dentro del volumen muestreado y, como el flujo sanguíneo en arterias es pulsátil, la señal Doppler presenta un espectrograma cuyas frecuencias varían con el tiempo. Su análisis produce información relativa al perfil de velocidades de las partículas sanguíneas en la arteria de interés. Un incremento en el ancho de banda de las frecuencias Doppler, podría

estar asociado con la presencia de anomalías en el flujo sanguíneo y ser utilizado para detectar algunas patologías, por ejemplo, lesiones estenóticas. Asimismo, ciertas arterias, que en condiciones sanas sólo tienen flujo directo, pueden presentar también flujo inverso bajo condiciones patológicas, de ahí la importancia de medirlo [1][10].

En el presente trabajo se propone un método alternativo para la detección del sentido de la dirección del flujo sanguíneo usando la demodulación heterodina, en un sistema Doppler ultrasónico y su validación mediante simulación.

Primeramente se presentan las características de la flujometría Doppler en donde se emplearán los métodos de la detección del sentido de la dirección del flujo descritos en este artículo. Se establecen las ventajas y desventajas de utilizar demodulación homodina o heterodina en dicho contexto, y se definen experimentos para contrastar dichos métodos. Finalmente se presentan los resultados obtenidos donde se demuestra la efectividad de la demodulación heterodina con respecto a la demodulación homodina.

ANTECEDENTES

El proceso de detección de la señal ultrasónica de flujo sanguíneo por efecto Doppler, consiste en que al irradiar las partículas que componen la sangre con un haz ultrasónico, su desplazamiento modifica la frecuencia de dicha señal, produciendo una señal de eco formada por la señal transmitida originalmente más la señal Doppler, la cual contiene la información del perfil de velocidades del flujo sanguíneo. Esto se ilustra en la Figura 1.

Por otro lado, algunas arterias presentan flujo en dos sentidos, tal es el caso de la arteria femoral. Una curva típica de frecuencia media de una arteria femoral durante un ciclo cardíaco se muestra en la Figura 2, donde se puede observar que el flujo sanguíneo presenta dos sentidos en su dirección respecto a la posición del transductor, convencionalmente las frecuencias positivas corresponden al flujo directo y las frecuencias negativas, al flujo inverso.

La mayoría de los sistemas de flujometría Doppler ultrasónicos que detectan el sentido de la dirección del flujo, utiliza las señales producto de la demodulación homodina en cuadratura como parte de los métodos para la detección de dicho sentido, por ejemplo: Phasing Filter Technique (PFT), Extended Weaver Receiver Technique (EWRT), Complex Fast Fourier Transform (CFFT), Hilbert Transform Method (HTM), Spectral Translocation Method (STM) y Time Varying Filter (TVF) [3][4][5].

La demodulación homodina en cuadratura consiste en generar, a partir de la señal RF recibida por el transductor, dos señales -una en fase y otra en cuadratura- con el propósito de separar el sentido del flujo. Estas señales idealmente deben conservar una fase relativa de 90 grados e igual amplitud en toda la banda. Sin embargo, en condiciones reales dichas características son difíciles de alcanzar

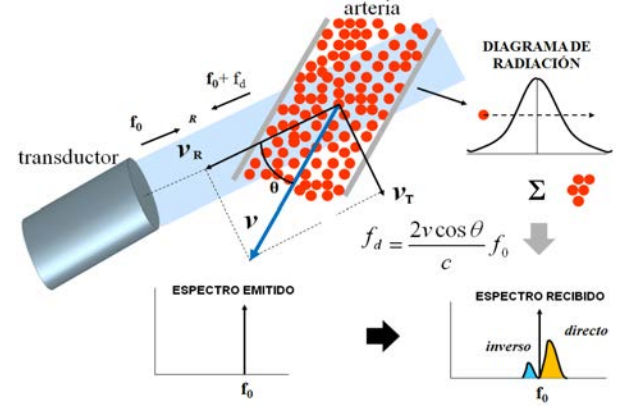


Figura 1: Detección de la señal ultrasónica de flujo sanguíneo por efecto Doppler.

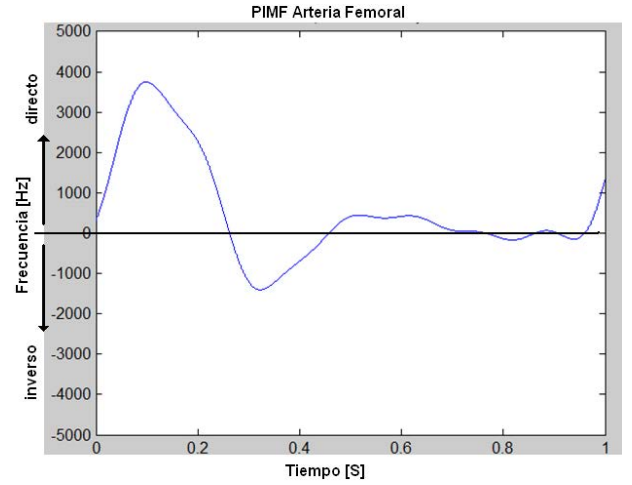


Figura 2: Curva típica de frecuencia media del flujo sanguíneo de una arteria femoral durante un ciclo cardíaco.

debido, entre otras cosas, a las tolerancias implícitas de los componentes electrónicos, generando la aparición de artefactos que dificultan la detección del sentido real de la dirección del flujo.

Sea $x = \cos(\theta) + j\text{sen}(\theta)$ una señal sintética en cuadratura perfecta. El efecto de un desfase φ en su componente imaginaria es:

$$\begin{aligned} x &= \cos(\theta) + j\text{sen}(\theta + \varphi) \\ &= \cos(\theta) + j[\cos(\varphi)\text{sen}(\theta) + \text{sen}(\varphi)\cos(\theta)] \\ &= \cos(\theta) + j[\text{sen}(\theta) + (\cos(\varphi) - 1)\text{sen}(\theta) \\ &\quad + \text{sen}(\varphi)\cos(\theta)] \end{aligned} \quad (1)$$

donde los términos $(\cos(\varphi) - 1)\sin(\theta)$ y $\sin(\varphi)\cos(\theta)$ son los artefactos introducidos por la cuadratura imperfecta.

La demodulación heterodina se usa tradicionalmente en ingeniería de telecomunicaciones para trasladar información de una banda de frecuencias a otra [7][8]. En la Figura 3 se muestra una comparación de los procesos del traslado de la información espectral de la señal Doppler continua que se generan en el transductor, con demodulación homodina y con demodulación heterodina [6]. La Figura 3a muestra el espectro de la señal RF recibida por el transductor, en la que la información está centrada en la frecuencia de operación del transductor (f_0). Como se observa en la Figura 3b, en la demodulación homodina los espectros de la información Doppler del flujo directo e inverso quedan mezclados; mientras que en la Figura 3c, utilizando demodulación heterodina, se mantienen separados alrededor de la frecuencia heterodina (f_H).

El proceso de la demodulación heterodina para la detección del sentido de la dirección del flujo directo e inverso de una señal Doppler ultrasónica, consiste en trasladar la frecuencia de la portadora a una frecuencia denominada frecuencia heterodina (f_H), cuyo valor debe ser mayor o igual al ancho de banda de la señal Doppler (BW) y aplicar un filtro paso bajas con frecuencia de corte de un valor igual a la suma del valor de la frecuencia heterodina más el ancho de banda de la señal Doppler ($f_H + BW$), como se observa en la Figura 4. De esta manera el sentido de la dirección representado en la señal Doppler queda separada por la frecuencia heterodina.

Con el objeto de tener un resultado convencional, donde frecuencias positivas se asocian a flujo directo y frecuencias negativas a flujo inverso, la frecuencia f_H del espectro resultante se debe trasladar al origen.

No obstante las ventajas descritas de la demodulación heterodina, es importante señalar que para obtener resultados equivalentes en la separación del sentido del

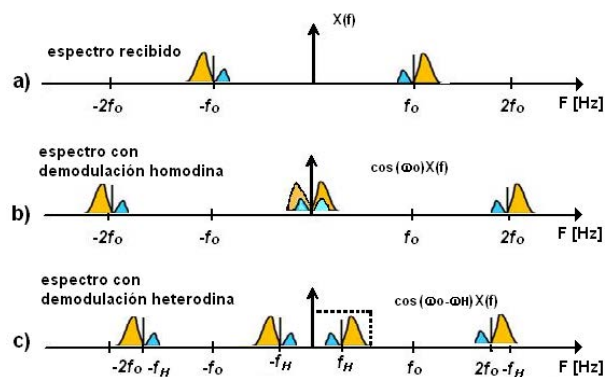


Figura 3: Proceso del traslado de la información espectral de la señal Doppler continua. a) Señal RF recibida por el transductor; b) con demodulación homodina; y c) con demodulación heterodina.

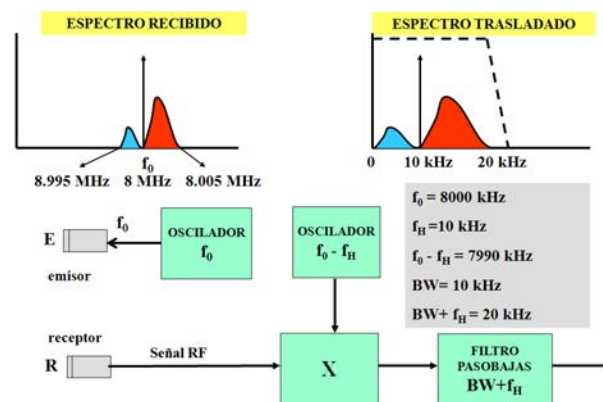


Figura 4: Diagrama de bloques de la detección del sentido de la dirección de flujo con demodulación heterodina.

flujo, la frecuencia de muestreo utilizada en demodulación heterodina es el doble de aquella que se utilizaría en demodulación homodina en cuadratura. Lo anterior se ilustra en la Figura 5.

Debido a que este trabajo está orientado a la medición de flujo sanguíneo, los casos de estudio aquí descritos, consideran un ancho de banda $BW=10$ kHz. Esto se debe a que la velocidad media (v) del flujo sanguíneo está en el rango de 20 mm/s a 700 mm/s, la velocidad del ultrasonido (c) en la sangre es de 1570 m/s y la frecuencia de transmisión del transductor (f_0) está en el intervalo de 4 MHz a 10 MHz [1][11].

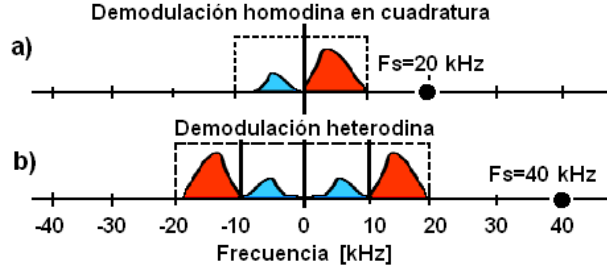


Figura 5: Espectro de la señal Doppler utilizando: a) demodulación homodina en cuadratura; y b) demodulación heterodina.

Así, la frecuencia de la señal Doppler (f_d) está dada por:

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

donde θ es el ángulo entre el transductor y el sentido del flujo sanguíneo.

En consecuencia, para el caso de la demodulación homodina la frecuencia de muestreo debe ser al menos 20 kHz; mientras que para el de la demodulación heterodina debe ser al menos de 40 kHz, dado que la información de interés en este último caso se encuentra en $f_H + BW$, donde $f_H=10$ kHz.

METODOLOGÍA

Para evaluar el método de demodulación heterodina propuesto, se llevan a cabo dos conjuntos de experimentos con señales simuladas.

En el primer conjunto de experimentos, la señal RF que corresponde a la señal recibida por el transductor ultrasónico, se simula mediante una señal sintética formada por la suma de señales sinusoidales con frecuencias discretas, como se ilustra en la Figura 6. Las señales sinusoidales con frecuencias mayores a 8 MHz corresponden a flujo directo y aquellas con frecuencias menores a 8 MHz, a flujo inverso.

La frecuencia de operación del transductor ultrasónico es $f_0 = 8$ MHz. Se considera un ancho de banda de la señal Doppler $BW=10$ kHz, una frecuencia heterodina $f_H = 10$ kHz y una frecuencia de muestreo de 32 MHz.

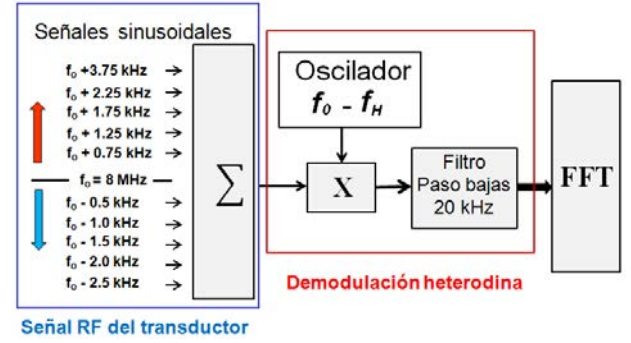


Figura 6: Diagrama de bloques del proceso de detección del sentido de la dirección del flujo con demodulación heterodina.

Asimismo, se utiliza un filtro paso bajas con frecuencia de corte en 20 kHz. Considerando que la banda de interés es de 20 kHz, para procesar la señal se realiza un submuestreo a 40 kHz.

Debido a que la señal Doppler de flujo sanguíneo es no-estacionaria, el procesamiento frecuencial de la señal en toda su duración oculta las variaciones temporales de su espectro. Por tanto, dicha señal debe procesarse en ventanas consecutivas de 2 ms a 20 ms para efectuar el análisis frecuencial variante en el tiempo [1]. Para cumplir con lo anterior, en esta aplicación se utilizan ventanas de longitud $N=512$ muestras (12.8 ms) para calcular el espectrograma (contenido espectral variante en el tiempo) de la señal.

En el segundo conjunto de experimentos, la señal RF que recibe el transductor ultrasónico, consiste en una señal Doppler simulada cuya frecuencia media se muestra en la Figura 2, con un ancho de banda de 10 kHz y que incorpora los dos sentidos del flujo. Dicha señal Doppler, se suma en una señal portadora de 8 MHz [9].

La señal RF descrita se ilustra en la Figura 7. En la Figura 7a se observa el espectro completo de la señal simulada; en las Figuras 7b y 7c se muestra el detalle de los espectros de la señal Doppler en ambos lados del espectro. El procesamiento de esta señal considera los mismos parámetros del

primer experimento ($f_0 = 8$ MHz, BW=10 kHz, $f_H = 10$ kHz, frecuencia de corte del filtro paso bajas de 20 kHz).

ANÁLISIS Y RESULTADOS

En esta sección se muestran los resultados obtenidos en los dos conjuntos de experimentos planteados con el fin de mostrar la eficacia de la demodulación heterodina con respecto a la demodulación homodina, en la separación del sentido del flujo.

Para el primer conjunto de experimentos, descrito en la sección anterior, se considera una señal compuesta por sinusoidales de frecuencias discretas. La figura 8 muestra los espectros de la demodulación homodina de dicha señal en cuadratura imperfecta y los artefactos que aparecen como consecuencia. En la figura 8a se observa el espectro de la señal original con cuadratura perfecta (90°), es decir, un desfase de 0° . Las gráficas mostradas en 8b y 8c, muestran espectros de la señal original con ángulos de desfase de 15° y 30° respectivamente. En ambos casos se ilustra que aparecen artefactos en frecuencias diferentes a las contenidas originalmente en la señal mostrada en 8a. Considérese la componente de 3.75 kHz en 8b; debido a la cuadratura imperfecta con desfase de 15° , se genera un artefacto de amplitud menor en -3.75 kHz; dicho artefacto crece en amplitud al aumentar el desfase, como se observa en 8c. Asimismo, la amplitud de la componente en 3.75 kHz disminuye a medida que el desfase aumenta.

Por otro lado, en la Figura 9 se muestra el espectro de la señal que resulta del proceso de la demodulación heterodina, con lo que se demuestra la efectividad del método en cuanto a la separación del sentido del flujo sanguíneo. Obsérvese que f_H significa flujo con velocidad cero, las frecuencias mayores a f_H representan flujo directo y las frecuencias menores a f_H representan flujo inverso.

Para obtener resultados convencionales, f_H se traslada al origen, quedando así

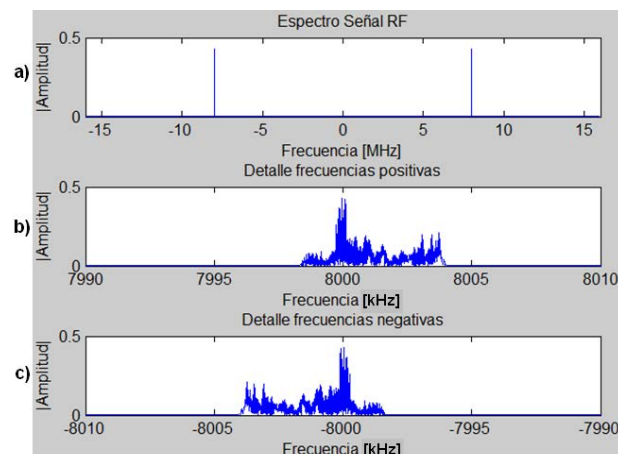


Figura 7: Espectro de la señal simulada RF del segundo experimento que caracteriza la velocidad típica del flujo sanguíneo de una arteria femoral durante un ciclo cardíaco.

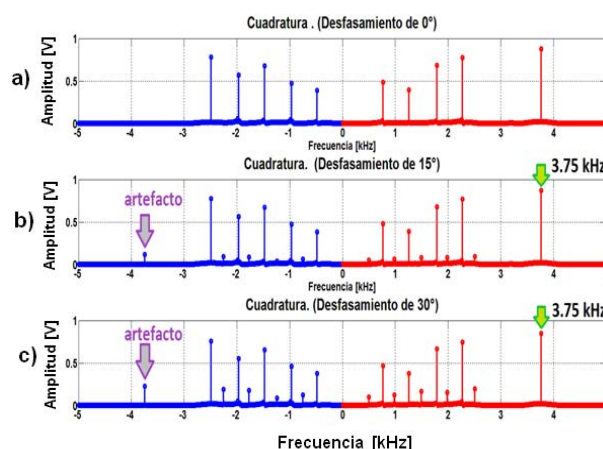


Figura 8: Espectros de la demodulación homodina en cuadratura: a) sin desfase, b) con desfase de 15° , y c) desfase de 30° .

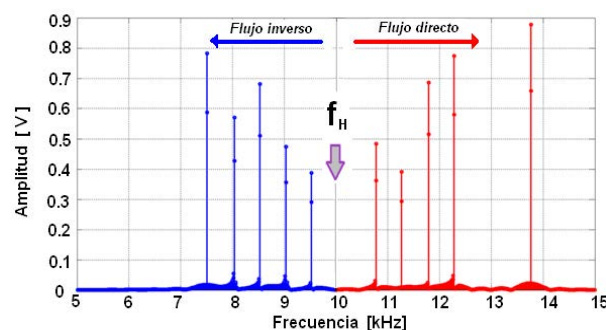


Figura 9: Espectro de la señal simulada sintética que resulta de la demodulación heterodina.

frecuencias positivas como flujo directo y frecuencias negativas como flujo inverso.

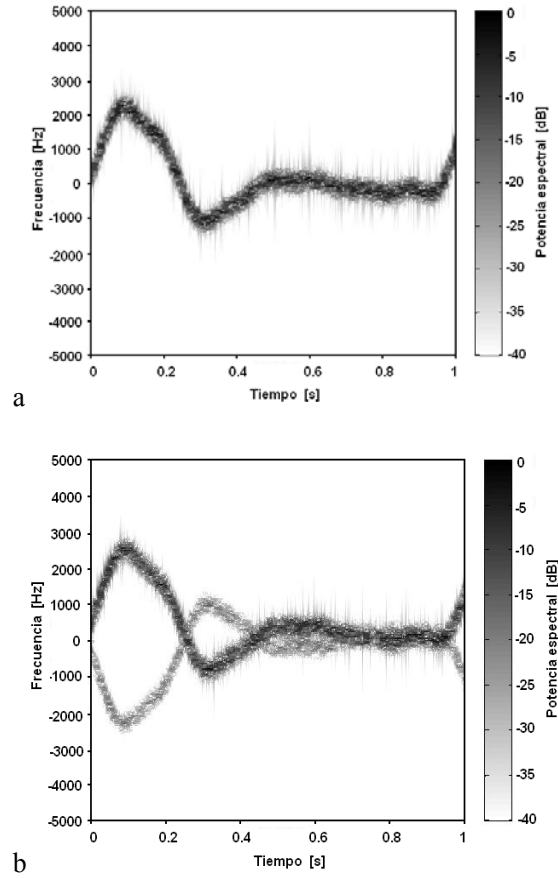


Figura 10: Espectrograma de la demodulación homodina: a) en cuadratura perfecta; b) con desfaseamiento de 30° en la cuadratura.

Ahora bien, en el segundo conjunto de experimentos se considera una señal Doppler simulada correspondiente a una señal típica de la velocidad del flujo sanguíneo de la arteria femoral. La figura 10b muestra el espectrograma del resultado de desfasar 30° la cuadratura con demodulación homodina. Obsérvese que aparece como artefacto una curva semejante en espejo.

En contraste, en la Figura 11a se observa el espectro de la señal demodulada con el método heterodino antes de aplicar el filtro paso bajas. Nótese que existen frecuencias próximas al origen y otras componentes alrededor de $\pm 2 f_0 (\pm 16 \text{ MHz})$. En la Figura 11b se muestra el detalle de las frecuencias de interés (información de la señal Doppler), las cuales se localizan próximas al origen. En la Figura 11c se muestra el espectrograma

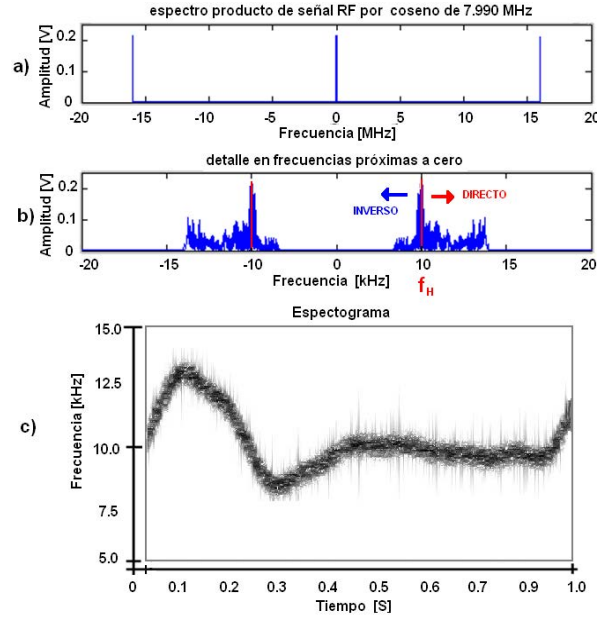


Figura 11: a) Espectro de la señal simulada con demodulación heterodina, b) detalle de las frecuencias centrales del espectro de la información Doppler, y c) espectrograma correspondiente.

correspondiente, donde f_H significa flujo con velocidad cero, las frecuencias mayores a f_H representan flujo directo y las frecuencias menores a f_H representan flujo inverso.

Con lo anterior queda demostrada la efectividad del método cuando se aplica a señales de flujometría Doppler para separar el sentido del flujo.

CONCLUSIONES

En el presente trabajo se propone un método alternativo para la detección del sentido de la dirección de flujo sanguíneo de una señal Doppler usando la demodulación heterodina.

Dicho método presenta ventajas sobre el denominado método de demodulación homodina en cuadratura. Las principales ventajas son las siguientes: 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) se procesa solamente una señal, mientras que en la

demodulación homodina en cuadratura se procesan dos señales (una en fase y otra en cuadratura), mismas que deben ser iguales en amplitud y mantener estas características en toda la banda de la señal, para no generar artefactos que puedan dificultar la separación.

La principal desventaja del método de demodulación heterodina es que se requiere muestrear al doble de la frecuencia que se utilizaría en demodulación homodina en cuadratura, para obtener resultados equivalentes. No obstante como la señal Doppler de flujo sanguíneo está contenida en un ancho de banda de 10kHz, el muestrear a razón de cuatro veces esta frecuencia, técnicamente no representa dificultad alguna.

En este trabajo se han planteado, simulado y analizado las bases teóricas de un método alternativo de separación del sentido de la dirección de flujo, empleando demodulación heterodina.

Actualmente se lleva a cabo la instrumentación del demodulador heterodino descrito, el cual formará parte del detector en tiempo real de un sistema Doppler para la medición del flujo sanguíneo bidireccional utilizado durante la revascularización de injertos coronarios [12].

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 en las simulaciones de este trabajo.

REFERENCIAS

1. D.H. Evans, W.M. McDicken, *Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation and Signal Processing*. Second Edition, John Wiley and Sons Ltd., 2000.
2. T.R. Nelson, D.H. Pretorius, "The Doppler signal: Where does it come from and what does it mean?," *Am. J. Roent.*, vol. 151, pp. 439-447, 1988. DOI: 10.2214/ajr.151.3.439.
3. N. Aydin, "Time varying filtering approach for simulation of ultrasonic Doppler signals," *J. Comp. Sim. & Mod. Med.*, vol. 1, no. 1, pp. 67-76, 2000.
4. N. Aydin, *Computerized Graft Monitoring*. Thesis submitted to the University of Leicester for the degree of Doctor of Philosophy. 1994.
5. N. Aydin, D.H. Evans, "Quadrature to directional format conversion of Doppler signals using digital methods," *Phys. Meas.*, vol. 15, pp. 181-199, 1994. DOI: 10.1088/0967-3334/15/2/007.
6. R. Lyons, "Quadrature signals: Complex, but not complicated," 2008, www.ieee.li/pdf/essay/quadrature_signals.pdf
7. United States Bureau of Naval Personnel, *Basic Electronics*. Dover Publications, 1973.
8. J.V.L. Hogan, "The heterodyne receiver," *Elec. J.*, vol. 18, no. 4, pp. 166-119, 1921.
9. Y. Wang, P.J. Fish, "Arterial Doppler signal simulation by time domain processing," *Eur. J. Ultrasound*, vol. 3, no. 1, pp. 71-81, 1996. DOI: 10.1109/IEMBS.1995.579414
10. J. Solano, M. Vázquez, E. Rubio, I. Sánchez, M. Fuentes, F. García, "Doppler ultrasound signal spectral response in the measurement of the blood flow turbulence caused by stenosis," *Phys. Proc.*, vol. 3, pp. 605-613, 2010. DOI: 10.1016/j.phpro.2010.01.077.
11. P. Atkinson, "A fundamental interpretation of ultrasonic Doppler

- velocimeter,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 2, no. 2, pp. 107-111, 1976. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/0301-5629\(76\)90018-1](http://dx.doi.org/10.1016/0301-5629(76)90018-1)
12. 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, 2-7 de septiembre 2007, ISBN:84-87985-12-2 ULT-15-003.PDF.

