

# Análisis del Ensanchamiento Espectral de Señales Doppler arteriales usando STFT y AR-Covarianza Modificada

A. Sotomayor<sup>1</sup>, J. Solano<sup>1\*</sup>, F. García Nocetti<sup>1</sup>, M. Fuentes<sup>1</sup>, E. Moreno<sup>2</sup>, Y. Peguero<sup>3</sup>, V. Fleites<sup>3</sup>, J. Prohías<sup>3</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas, UNAM, México

<sup>2</sup> ICIMAF, la Habana, Cuba, <sup>3</sup> Cardiocentro, Hospital Hermanos Ameijeiras, la Habana, Cuba

\* Corresponding author: Julio Solano González, tel. +5255 56223554, julio@uxdea4.iimas.unam.mx

## Abstract

This work describes a comparison between two spectral estimation methods used to analyze Ultrasound Doppler signals in vessels: the Short Time Fourier Transform (STFT) and the AR-Modified Covariance (AR-MCOV). Initially the optimum parameters for the STFT and the AR-MCOV were obtained, using for this purpose simulated signals in the time-domain. Several signals were generated under different signal-to-noise conditions and their spectrograms were calculated. A study also was conducted on the behavior of the spectral estimation for both methods when varying the size of the window, considering the bandwidth (RMS), the maximum and mean frequencies. It was observed that the AR-MCOV outperformed the STFT regarding its bandwidth response. This work also describes an *in vivo* study with 12 individuals. The AR-MCOV presented a better resolution in terms of bandwidth response compared with the STFT which is often used to detect the presence of stenosis in vessels. Furthermore, the study showed that both methods presented similar values for the clinic indices commonly used by the surgeons: pulsatility index (PI) and resistance index (RI). This work also demonstrated the feasibility of implementing the AR-MCOV of order 6 in real-time. This would allow us to build low-cost systems.

**Keywords:** AR-MCOV, carotid artery, Doppler signal, spectral analysis, stenosis.

## Introducción

La estimación espectral de señales Doppler ultrasónicas constituye una poderosa herramienta para la evaluación clínica del sistema circulatorio, permitiendo la caracterización del comportamiento del flujo sanguíneo arterial y venoso y por tanto detectar, por ejemplo, estenosis en las carótidas [1].

Existen diversos métodos para la estimación espectral y la resolución de cada uno de ellos limitará la sensibilidad en la detección del ensanchamiento espectral de las turbulencias producidas por la estenosis. Una característica de las señales Doppler ultrasónicas es que no son estacionarias y en presencia de turbulencia aumenta esta condición.

La transformada de Fourier (FFT) es la técnica que se utiliza convencionalmente para conocer la distribución de las velocidades de la sangre en los vasos sanguíneos. Con este método se asume que los datos son casi estacionarios en el segmento analizado [2]. También se asume que la energía de la señal fuera de la ventana de análisis es nula. Si se procesan segmentos de datos muy pequeños se producen distorsiones en el estimado espectral y aparecen lóbulos laterales debido al efecto de truncamiento de la señal. Si se utiliza un segmento mayor se mejora la resolución de la estimación

pero la condición de señales no estacionarias se hace más acentuada provocando errores en el cálculo del ancho de banda rms [2]. Por otro lado el análisis de señales estocásticas mediante FFT da como resultado espectros con una gran varianza [3].

Otras técnicas diseñadas para eliminar en parte las distorsiones producidas por FFT son los métodos paramétricos, dentro de éstos tenemos a los auto-regresivos (AR), los cuales se basan en modelos estadísticos. Estos métodos trabajan a partir del conocimiento del proceso que genera las señales de interés y pueden predecir el comportamiento fuera de la ventana de análisis. Sin embargo se sigue asumiendo que los datos son estacionarios en el segmento analizado. Los modelos AR producen espectros estables y hay una mejora cualitativa del estimado espectral cuando se compara con los resultados obtenidos mediante FFT [3].

En este trabajo se utilizó la STFT y AR-MCOV para el análisis espectral de señales Doppler simuladas y también para el estudio *in vivo* en 12 individuos sanos.

## Métodos Experimentales

### A. Simulación de señales Doppler

En [4] se propuso un método para simular las señales Doppler bi-direccionales provenientes de arterias. En ese modelo se asume que la señal Doppler es un proceso gaussiano. El método de simulación se basa en hacer pasar ruido blanco gaussiano por filtros variantes en el tiempo, cuyas frecuencias centrales están determinadas por la curva de frecuencia media (en nuestro caso similar a la forma de onda de la arteria carótida común). Como parámetros adicionales se le introduce al modelo la curva de ancho de banda rms y la curva de potencia para un ciclo cardíaco. La figura 1 muestra las curvas utilizadas en el método de simulación así como también el espectrograma generado con las señales Doppler obtenidas y una relación señal a ruido (SNR) infinita.

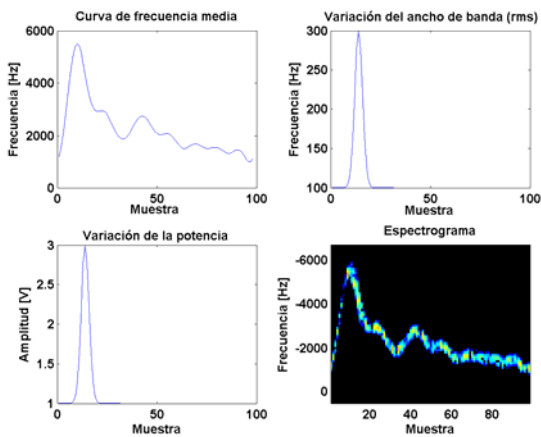


Figura 1. Curvas utilizadas en la simulación para obtener señales cuyo espectrograma se muestra.

La señal generada consta de 20 ciclos cardíacos y fue muestreada a 25.6KHz. A partir de esta señal se generaron otras dos con SNR de 20dB y 10dB. El ruido adicionado fue del tipo blanco con distribución normal.

El SNR se definió de acuerdo a [5], y su expresión es la siguiente:

$$SNR = 20 \log_{10} \left( \frac{S_0}{N_0} \right) \quad (1)$$

donde  $S_0$  y  $N_0$  son las desviaciones estándares de la señal simulada y del ruido respectivamente.

### B. Parámetros espectrales

A partir del espectrograma se extrajeron tres parámetros, tanto en las señales simuladas como reales, para el análisis del desempeño de los estimadores espectrales. Ellos son, la frecuencia

máxima envolvente, la frecuencia media y el ancho de banda rms.

Para extraer la frecuencia máxima se utilizó el método geométrico modificado (MGM). La detección de un punto de la envolvente del espectro se calcula a partir de encontrar la máxima distancia entre la integral de las frecuencias de un segmento de datos y la línea que une los extremos de esa integral.

La frecuencia media es uno de los parámetros comúnmente utilizados ya que está directamente relacionado con la velocidad media de la sangre en un vaso sanguíneo.

El ancho de banda rms, el cual es proporcional al nivel de turbulencias que pueden existir en el flujo, se define de la siguiente manera:

$$b(n) = \sqrt{\frac{\sum_{k=0}^{N-1} (f_{mean}(n) - f_k)^2 P(n, k)}{\sum_{k=0}^{N-1} P(n, k)}} \quad (2)$$

donde  $n$  y  $k$  corresponden a las variables de tiempo discreto y frecuencia, respectivamente.  $f_k$  es la frecuencia correspondiente al punto  $k$ .

Para optimizar los parámetros utilizados en el cómputo de los estimadores espectrales analizados se realizó una optimización semi exhaustiva. En este método se optimizó un parámetro mientras los restantes se mantuvieron fijos. Es de destacar que el método se aplicó para SNR infinito. El mejor parámetro es aquel que minimiza la siguiente expresión [2]:

$$rmse = \sqrt{bias^2 + std^2} \quad (2)$$

donde

$$bias = \frac{1}{m} \sum_{n=0}^{m-1} E[b_{est}(n) - b] \quad (3)$$

$$std = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{n=0}^{m-1} E[(b_{est}(n) - \bar{b}_{est}(n))^2]} \quad (4)$$

donde  $E[\ ]$  es el operador de valor esperado,  $b$  es el valor verdadero,  $b_{est}(n)$  es el valor estimado en el instante  $n$  y  $\bar{b}_{est}(n)$  es el promedio del valor estimado en el instante  $n$ .

Para reducir la sensibilidad de los parámetros a la ganancia del sistema se introdujo un umbral [3] que está por debajo del componente máximo de cada espectro individual y por tanto define un rango dinámico de la señal apropiado para el análisis.

### C. Estudios Clínicos

Las señales Doppler fueron tomadas de la arteria carótida común derecha de 12 individuos sanos (3 mujeres y 9 hombres con una edad promedio de  $33.7 \pm 11.7$  años). Se utilizó un sistema Doppler continuo Smartdop 50 EX de HADECO, con un transductor con frecuencia central de 8MHz. Las señales fueron acondicionadas y capturadas por la tarjeta de sonido Creative Sound Blaster en una computadora personal Intel Pentium IV. La frecuencia de muestreo utilizada fue de 22.05KHz. El software de captura y diagnóstico clínico fue desarrollado en nuestro departamento, además de utilizarse MATLAB versión 6.5 para el procesamiento fuera de línea.

La figura 2 muestra una ventana del software utilizado.



Figura 2. Ventana capturada del software desarrollado adquiriendo y desplegando en tiempo real STFT.

Los índices clínicos calculados de las curvas extraídas, para cada método de estimación espectral, fueron [1]: el índice de pulsatilidad (PI) cuya expresión es la siguiente,

$$PI = \frac{(f_{max} - f_{min})}{M} \quad (5)$$

donde  $f_{max}$  y  $f_{min}$  son la frecuencia en el pico sistólico y la mínima frecuencia dentro de un ciclo cardíaco, respectivamente y  $M$  es el valor promedio de la curva de frecuencia en el mismo ciclo. El índice de resistencia (RI) definido como:

$$RI = \frac{(f_{max} - f_{min})}{f_{max}} \quad (6)$$

donde  $f_{max}$  y  $f_{min}$  tienen la misma definición que en PI. Estos dos índices se extraen de la curva de frecuencia máxima definida anteriormente. Para hacer uso de la información que nos brinda la curva de ancho de banda rms, la cual está relacionada con

las turbulencias en el flujo, se definió el índice de ancho de banda (BWI) el cual se expresa de la siguiente manera:

$$BWI = \frac{BW_{sistole}}{f_{max}} \quad (7)$$

donde  $BW_{sistole}$  es el ancho de banda rms en el pico sistólico y  $f_{max}$  es la frecuencia máxima de la sístole.

## Resultados

### A. Resultados de la Simulación

Primeramente se trabajó en la búsqueda de los parámetros óptimos. La figura 3 muestra el análisis que se realizó para obtener el tamaño de ventana óptimo para el estimador STFT. Como se puede observar el mínimo error cometido en el cálculo del ancho banda rms es para ventanas de 10ms. Para ventanas menores el efecto de la disminución de resolución de frecuencia trae consigo un aumento significativo del error y para ventanas mayores, aunque la resolución de frecuencia mejora, el efecto de la no-estacionaridad de la señal se hace más evidente.

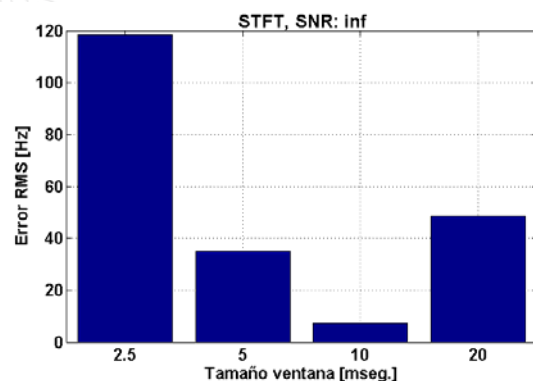


Figura 3. Selección de la ventana óptima para STFT.

Una vez definida la ventana óptima para STFT, en la figura 4 se muestra el comportamiento del error para diferentes rangos dinámicos y SNR. El rango óptimo resultó ser el de 8dB.

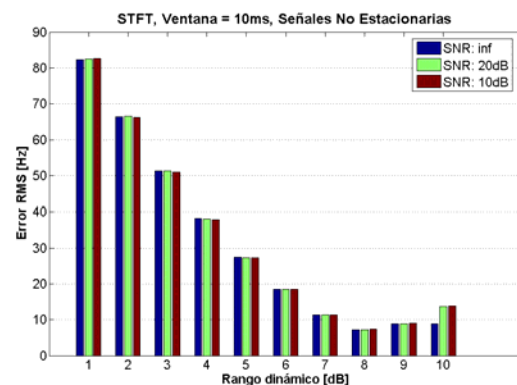


Figura 4. Selección del rango dinámico óptimo para SNR infinito (primera barra), 20dB (barra central) y 10dB.

Del mismo modo, se determinó el orden del modelo y la ventana óptima para la estimación espectral del método de AR-MCOV, como se aprecia en la figura 5. La ventana óptima fue de 10 ms de duración, que es donde la señal es más estacionaria y el orden fue 8 para un SNR infinito. Como se aprecia el orden puede escogerse entre 6 y 18 aunque mientras mayor sea éste el ruido afectará de forma considerable el desempeño.

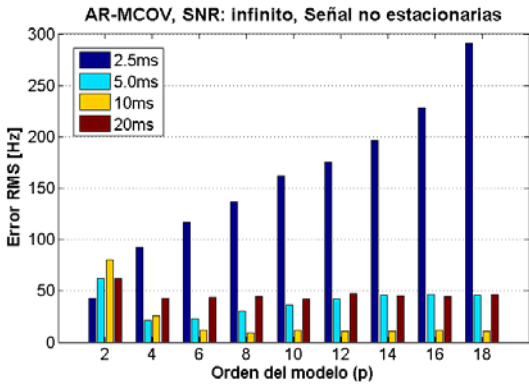


Figura 5. Selección del orden del modelo y tamaño de ventana óptimos para AR-MCOV.

Definida la ventana y el orden se procedió a seleccionar el rango dinámico adecuado para diferentes condiciones de ruido en la señal simulada. La figura 6 muestra este análisis, obteniéndose que los rangos más adecuados son 9dB, 11dB y 13dB para las tres condiciones de SNR.

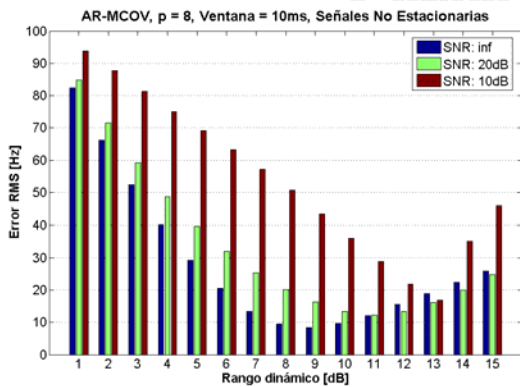


Figura 6. Selección del rango dinámico óptimo para SNR infinito (primera barra), 20dB (barra central) y 10dB.

En la figura 7 se observa que el método AR-MCOV presenta un mejor desempeño que el de STFT, aunque la diferencia entre ambos métodos no es muy grande. Lo mismo se observa en la figura 8, que muestra el error cometido en el cálculo de la curva de velocidad media.

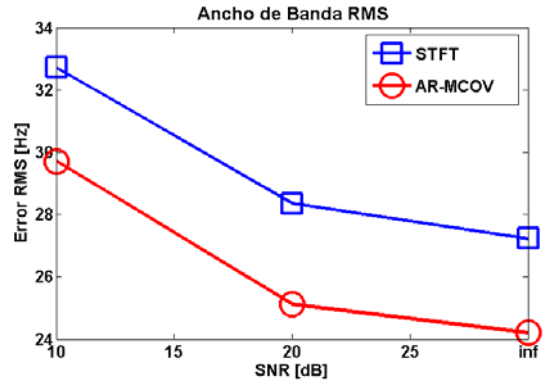


Figura 7. Comparación del desempeño de STFT y AR-MCOV en el cálculo del ancho de banda rms, para diferentes SNR.

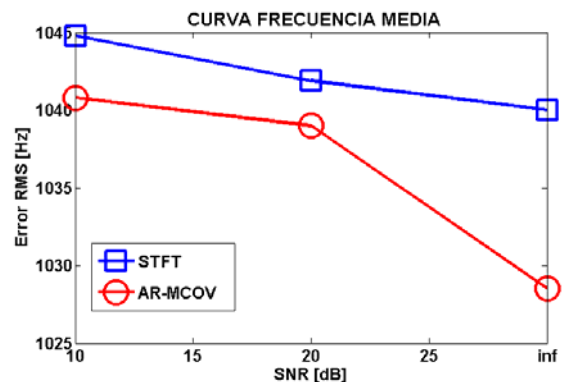


Figura 8. Comparación del desempeño de STFT y AR-MCOV en el cálculo de la frecuencia media, para diferentes SNR.

Las figuras 9.a y 9.b muestran una comparación entre las curvas ideales y las estimadas con el algoritmo de AR-MCOV. La figura 9.a representa la curva de ancho de banda rms y la 9.b la curva de frecuencia media.

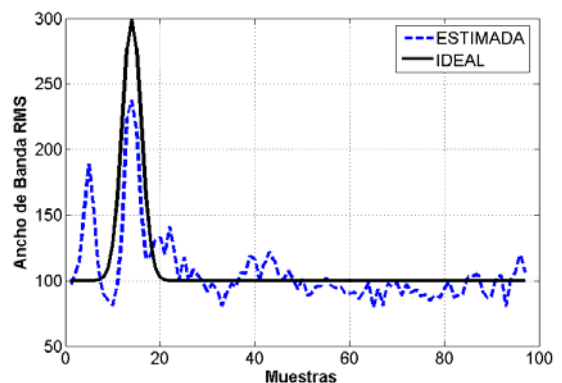


Figura 9a. Curvas teórica y estimada del ancho de banda rms. El primer pico que se observa se debe a un aumento de la no estacionariedad de la señal.

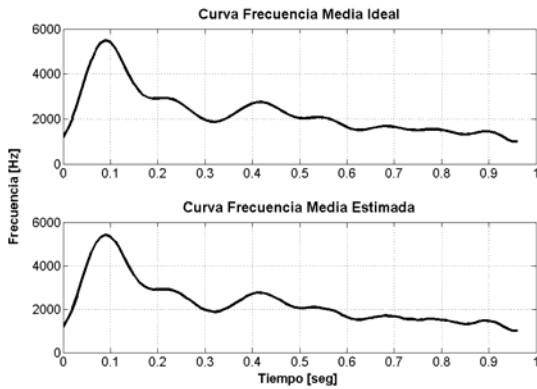


Figura 9b. Curvas teórica (superior) y estimada (inferior) de la frecuencia media promedio de 20 ciclos.

**B. Resultados Clínicos**

Ambos métodos de estimación espectral fueron aplicados a señales Doppler ultrasónicas reales, provenientes de 12 individuos sanos.

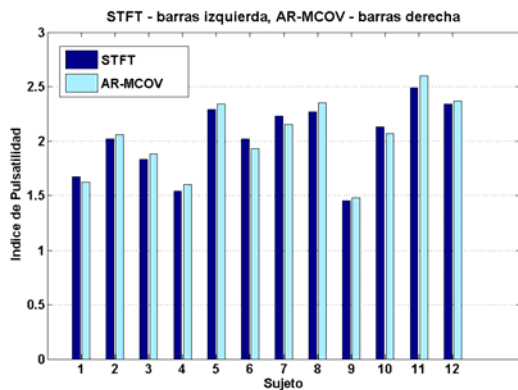


Figura 10. Cálculo de PI en los 12 sujetos, la barra de la izquierda pertenece a STFT y la de la derecha a AR-MCOV.

El índice PI fue calculado utilizando la ecuación 5. Se puede apreciar en la figura 10 que el comportamiento de este índice es muy parecido con ambos estimadores espectrales.

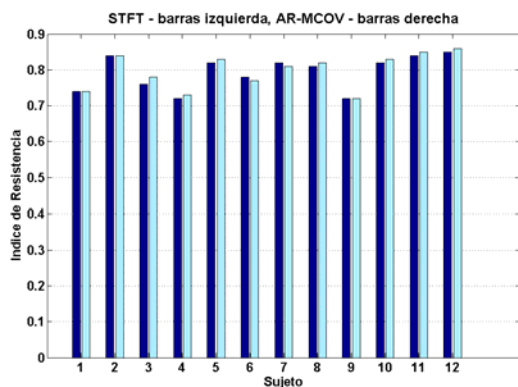


Figura 11. Cálculo de RI en los 12 sujetos, la barra de la izquierda pertenece a STFT y la de la derecha a AR-MCOV

Utilizando la ecuación 6 se calcularon los 12 índices de resistencia, los cuales se muestran en la figura 11, al igual que en el caso de PI los resultados son muy semejantes para ambos estimadores espectrales.

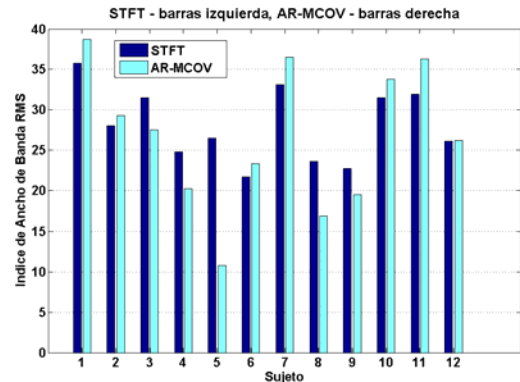


Figura 12. Cálculo de BWI en los 12 sujetos, la barra de la izquierda pertenece a STFT y la de la derecha a AR-MCOV

El nuevo índice propuesto, BWI, refleja la presencia de turbulencias en el flujo sanguíneo. Este parámetro es sensible a la selección óptima del rango dinámico de la señal procesada. Como se observa en la figura 12 hay una variabilidad entre los sujetos, aunque entre ambos métodos los resultados son parecidos. La Tabla 1 presenta un resumen de los tres índices calculados con STFT y AR-MCOV.

Tabla 1. Índices Clínicos (media ± desviación estándar).

Índice	STFT	AR-MCOV
PI	2.0233 ± 0.3342	2.0375 ± 0.3494
RI	0.7933 ± 0.0475	0.7983 ± 0.0488
BWI (%)	28.1025 ± 4.5693	26.5808 ± 8.7626

La figura 13 muestra una ventana capturada del software de procesamiento y diagnóstico utilizado en nuestros experimentos. El método seleccionado de estimación espectral fue el de AR-MCOV, el cual se despliega en tiempo real, y comparándolo con la imagen de la figura 2 se observa claramente una mejora cualitativa del espectrograma.

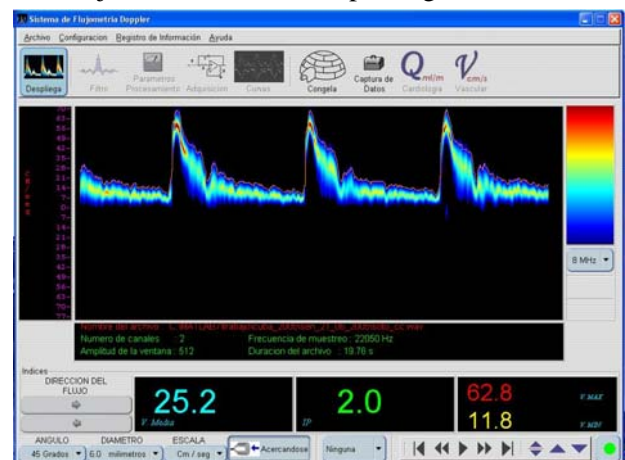


Figura 13. Ventana capturada del software de captura y diagnóstico, utilizando como estimador espectral AR-MCOV.

## Conclusiones

Los resultados de este estudio muestran la factibilidad del uso del método AR-MCOV para el análisis de señales Doppler ultrasónicas. Se observa que existe una correlación entre los resultados obtenidos por ambos métodos.

Se demostró que AR-MCOV es ligeramente superior a STFT debido a la estimación que realiza el método de las señales fuera de la ventana de análisis y también que existe una mejora cualitativa del espectrograma formado.

Sin embargo queda pendiente un estudio más exhaustivo del nuevo índice clínico propuesto (BWI) y de los efectos del ajuste de rango dinámico de los sistemas Doppler, así como de la no estacionaridad de las señales en el error cometido en el cálculo del ancho de banda espectral.

## Agradecimientos

Los autores agradecen al Proyecto PAPIIT IN120103-3 por el apoyo financiero, así como al

M. C. Luis Alberto Aguilar por el desarrollo del software de captura y diagnóstico clínico.

## Referencias

- [1] D. H. Evans; *Doppler Ultrasound Physics, Instrumentation, and Clinical Applications*, New York, Wiley, 1989.
- [2] J. C. S. Cardoso, M. G. Ruano, P. J. Fish; *Nonstationarity Broadening Reduction in Pulsed Doppler Spectrum Measurements Using Time-Frequency Estimators*, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 43, pp 1176-1186, Dec. 1996.
- [3] P. I. J. Keeton, F. S. Schlindwein, D. H. Evans; *A Study of the Spectral Broadening of Simulated Doppler Signals using FFT and AR modeling*, Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 23, No. 7, pp 1033-1045, 1997.
- [4] Y. Wang, P. J. Fish; *Arterial Doppler Signal Simulation by Time Domain Processing*, Eur. J. Ultrasound, vol. 3, no. 1, pp 71-81, 1996.
- [5] B. Liu, Y. Wang, W. Wang; *Spectrogram Enhancement Algorithm: A Soft Thresholding-Based Approach*, Ultrasound in Med. & Biol., vol. 25, no. 5, pp 839-846, 1999.

