

Análisis de la Respuesta Espectral en la Medición de la Turbulencia causada en el Flujo Sanguíneo por la presencia de Estenosis en Vasos.

J. Solano, F. García, M. Vázquez, I. Sánchez, M. Fuentes y E. Rubio

Universidad Nacional Autónoma de México, Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas, Circuito Escolar S/N, Ciudad Universitaria, México, D. F., México
tel. +5255 56223554
julio@uxdea4.iimas.unam.mx

Abstract

En este artículo se presentan los resultados obtenidos al aplicar la transformada discreta de Fourier a un conjunto de señales Doppler de flujo sanguíneo obtenidas experimentalmente, las cuales corresponden a diferentes grados de estenosis producidas artificialmente en un “phantom de flujo sanguíneo”. El paso de la sangre a través de dichas estenosis, distorsionan la señal Doppler ultrasónica manifestándose como un corrimiento del espectro de frecuencia. Se presenta además el análisis de los cambios en el perfil de velocidad a diferentes distancias de la estenosis. Los cambios en el ancho de banda del espectrograma de la señal Doppler espectrogramas, permiten determinar el grado de estenosis presente en la arteria en estudio.

Keywords: FFT, estenosis, espectrograma, Doppler, turbulencia y flujo

1. Introducción

Las técnicas ultrasónicas han sido utilizadas exitosamente en el desarrollo de instrumentos para diagnóstico médico: en obstetricia, cardiología y angiología, por citar algunas aplicaciones. Dichos instrumentos permiten generar tanto la imagen de alguna estructura interna del cuerpo, como la respuesta espectral asociada al flujo sanguíneo de alguna arteria o vena a partir de la acción de transductores ultrasónicos colocados externamente.

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, es un método no-invasivo comúnmente usado. La frecuencia Doppler es proporcional a la velocidad promedio de la sangre dentro del volumen muestreado y dado que el flujo sanguíneo arterial es pulsátil, la señal Doppler presenta un espectro en frecuencia que varía 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 valiosa información relativa a la distribución de velocidad de las partículas que conforman el flujo sanguíneo. La turbulencia en el flujo sanguíneo, genera un incremento en el rango de frecuencias Doppler, el cual

puede ser usado para detectar lesiones estenóticas [1].

Una lesión estenótica es un proceso patológico en el que los lípidos se depositan en las capas internas de las arterias, donde los depósitos calcificados y la acumulación de células espumosas dan lugar a la disminución del diámetro de la arteria, figura 1.

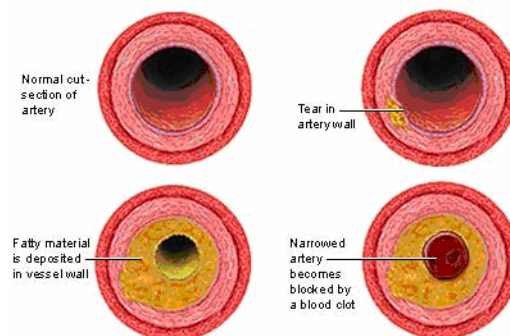


Figura 1. Ejemplo de formación de una lesión estenótica (Ref. imagen [17])

La sangre es un fluido que consiste de células y plasma. La viscosidad de la sangre está directamente relacionada con el porcentaje relativo de Células Rojas en Sangre (RBCs por sus siglas en inglés) e influye en la velocidad del flujo. Los dos factores que afectan dicho flujo sanguíneo a través de un vaso son: (1) la presión diferencial en los extremos del vaso y (2) la resistencia

impuesta al flujo por el vaso. La relación entre presión diferencial, flujo y resistencia en un vaso es expresada como:

$$\text{Flujo} = \frac{\Delta \text{Presión}}{\text{Resistencia}} \quad (1)$$

El flujo sanguíneo es la cantidad total de sangre moviéndose con un cierto perfil de velocidad, el cual cambia de acuerdo a la geometría del vaso (figura 2). Por lo tanto si se mide la distribución completa de velocidades, es posible estimar el flujo en *m/s* a través del vaso sanguíneo [2]. La resistencia del flujo depende del radio del vaso, de su longitud y de la viscosidad de la sangre. Por tanto, el flujo puede expresarse como:

$$\text{Flujo} = \text{velocidad media} \times \text{área} \quad (2)$$

La aterosclerosis (endurecimiento y engrosamiento de las arterias) es una causa común que causa alteraciones en la elasticidad de la arteria afectando las relaciones de presión-flujo en el sistema arterial. [3]

En la clínica, la detección y cuantificación de la estenosis sirve como criterio para determinar si el paciente requiere de una intervención quirúrgica [4]. La estenosis reduce el diámetro y aumenta la velocidad del flujo en un segmento y este efecto causa turbulencia en el flujo sanguíneo, como se observa en la figura 2.

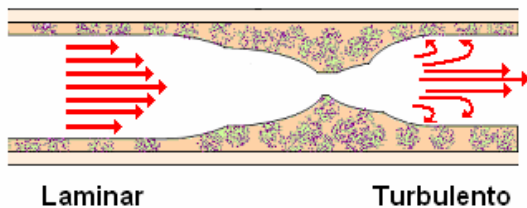


Figura 2. Flujos Laminar y Turbulento

2.- Metodología

Trabajos previos han estudiado en forma extensa la respuesta espectral teórica de señales Doppler simuladas de flujo sanguíneo mediante el uso de diversos métodos de estimación espectral [1, 13 y 14]. Asimismo, se ha construido una plataforma experimental con el objetivo de reproducir perfiles de velocidad media que emulen la respuesta de

diferentes vasos sanguíneos. En esta sección se describen algunas de sus características.

2.1 Fluido emulador de sangre y “phantom” de flujo sanguíneo.

Dado que es importante reproducir la dinámica de la sangre, ha sido necesario desarrollar un fluido emulador de sangre, utilizando como referencia algunas soluciones reportadas en la literatura [5-12], modificando algunas concentraciones y agregando nuevos materiales a fin de mejorar el comportamiento del fluido en los parámetros de interés (velocidad de propagación, densidad, viscosidad y tamaño de la partícula). La plataforma experimental desarrollada [13, 14] se muestra en la Figura 3 se ha denominado “phantom” de flujo sanguíneo.

2.2 Modelo del “phantom” .

La plataforma experimental desarrollada representa en si misma un sistema completo que requiere de una caracterización cuidadosa. Para ello ha sido importante desarrollar un modelo teórico para estudiar el comportamiento del “phantom” de flujo sanguíneo por lo que, se ha propuesto inicialmente, un circuito eléctrico basado en analogías electromecánicas [15], con las equivalencias relacionadas en la Tabla 1.

Tabla 1. Variables de Flujo y Esfuerzo

	Mecánica	Eléctrica	Fluido
Variable de Esfuerzo	Fuerza	Voltaje	Presión
Variable de Flujo	Velocidad	Corriente	Flujo

En dicho modelo, una arteria se representa como un arreglo de resistencias, capacitores e inductores. Los resistores modelan la disipación viscosa (disipación de energía); es decir, la caída de presión que es requerida para forzar el flujo de líquido a través del vaso. Los capacitores modelan la distendibilidad; es decir, la capacidad de acumular y liberar sangre a través de las deformaciones elásticas, el cual es el almacenamiento de la resultante del flujo en un incremento de presión. Los inductores modelan la convección inercial.

En la Figura 4, se muestra el circuito equivalente utilizado para obtener la forma de onda de la velocidad media en una arteria.

En el sistema propuesto [13, 14], el circuito no emula el mecanismo del corazón (ventrículos derecho e izquierdo) y sin embargo al

comparar las formas de onda reportadas [1] con las obtenidas a través del modelo

propuesto se obtienen formas de onda similares.

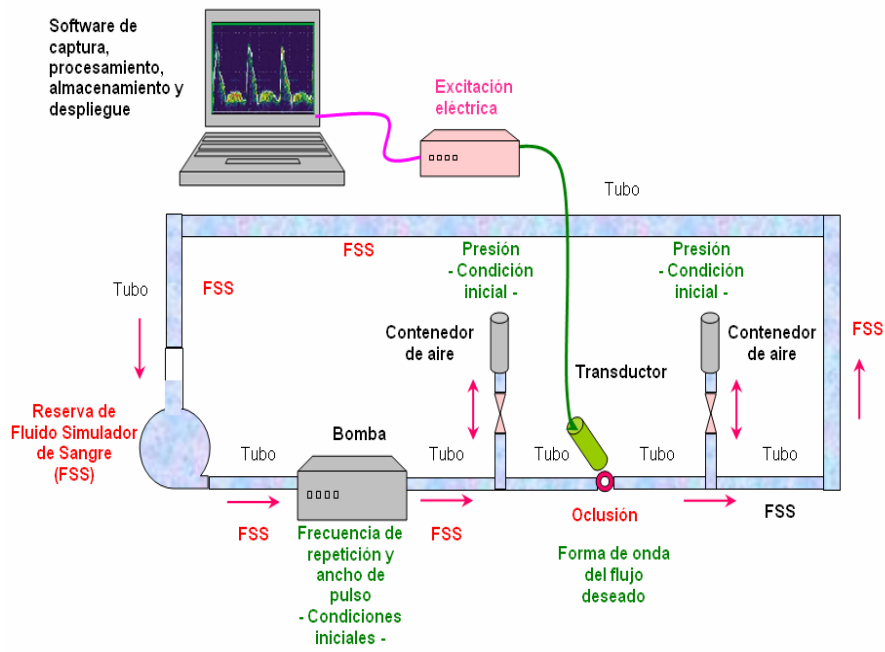


Figura 3. Diagrama esquemático del sistema

El ciclo natural de la bomba que emula la acción del corazón, crea condiciones de pulsatilidad en todas las arterias. Debido a que el flujo sanguíneo es pulsátil las relaciones presión-flujo varían con el tiempo y

están en función de la viscosidad y la elasticidad de la sangre.

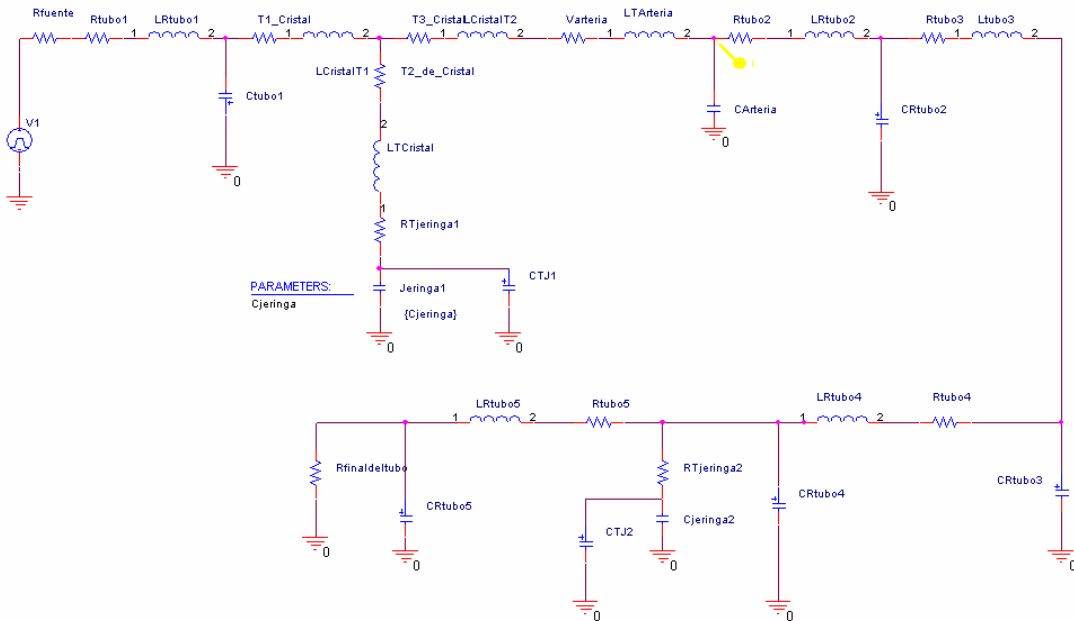


Figura 4. Modelo circuital propuesto para una simulación de la respuesta temporal de la arteria carótida, en el marco Pspice.

2.3 Estimadores Frecuenciales

Para propósitos del estudio experimental presentado en este trabajo, se ha utilizando la Transformada Discreta de Fourier. Los resultados comparativos con otros métodos de estimación espectral está fuera del alcance del presente artículo.

Definición. La transformada discreta de Fourier $X(k)$ con ventana $h(n)$ de una señal $x(n)$ de longitud N , con $n = 0, \dots, N-1$, se define como [16]:

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} h(n)x(n)\exp\left(\frac{-j2\pi kn}{N}\right) \quad (7)$$

con $k = 0, \dots, N-1$.

La frecuencia media pseudoinstantánea (PIMF, pseudo instantaneous mean frequency) se define como:

$$PIMF = \frac{\sum_{k=0}^{N/2} k \cdot |X(k)|^2}{\sum_{k=0}^{N/2} |X(k)|^2} \quad (8)$$

El ancho de banda RMS (RMS Bandwidth) se define como:

$$RMSB = \frac{\sum_{k=0}^{N/2} (k - PIMF)^2 \cdot |X(k)|^2}{\sum_{k=0}^{N/2} |X(k)|^2} \quad (9)$$

3. Resultados y análisis

Mediante el uso del "phantom de flujo sanguíneo" descrito, se emuló el flujo teórico presente una arteria Carótida sana (flujo pulsátil y unidireccional). En el cuerpo humano, durante la sístole cardiaca (contracción), la velocidad promedio del flujo sanguíneo en dicha arteria aumenta; mientras que en la diástole (relajación), disminuye.

La velocidad promedio del flujo se estima, calculando la frecuencia media pseudoinstantánea (PIMF, pseudo instantaneous mean frequency) de una señal discreta Doppler ultrasónica producida con el "phantom de flujo sanguíneo". La señal Doppler es generada a través de un Sistema

Doppler pulsado Bi-direccional que emplea un transductor ultrasónico de 8 MHz, donde es acondicionada para posteriormente ser adquirida por una Interfaz Gráfica de Usuario especialmente desarrollada para mostrar los parámetros clínicos relevantes: como gasto, índice de pulsatilidad e índice de resistencia, entre otros, así como el espectrograma asociado.

Considerando que la velocidad promedio de la señal Doppler es proporcional a la frecuencia media pseudoinstantánea, se calcula el espectrograma de la señal Doppler utilizando la transformada discreta de Fourier (eq. 7), la frecuencia media pseudoinstantánea (eq. 8) y el ancho de banda RMS (eq. 9).

Se realizaron tres experimentos. El primero de ellos, fue la adquisición de señales correspondiente a una arteria sin estenosis, para su análisis y estimación del flujo. Las figuras 5, 6 y 7 muestran tres ciclos de la señal Doppler, frecuencia media pseudoinstantánea y el ancho de banda RMS, donde se obtienen las formas de onda típicas asociadas a una arteria Carótida sana.

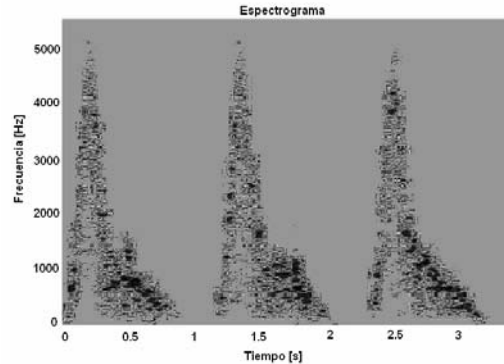


Figura 5. Espectrograma en prueba sin estenosis.

En el segundo experimento se incrementó gradualmente el grado de estenosis utilizando para ello un mecanismo especialmente diseñado para generar estenosis controladas. Se analizaron arterias sintéticas con diferentes grados de estenosis (30%, 40% y 50%), realizando las mediciones a 0.5 cm del final de la estenosis. Las gráficas de las figuras 8 y 9, muestran la frecuencia media pseudoinstantánea y el ancho de banda RMS para los diferentes grados de estenosis evaluados.

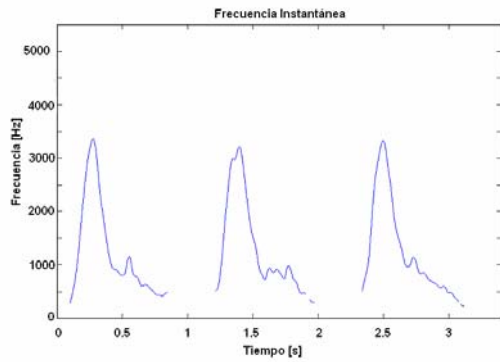


Figura 6. Frecuencia media pseudoinstantánea en prueba sin estenosis.

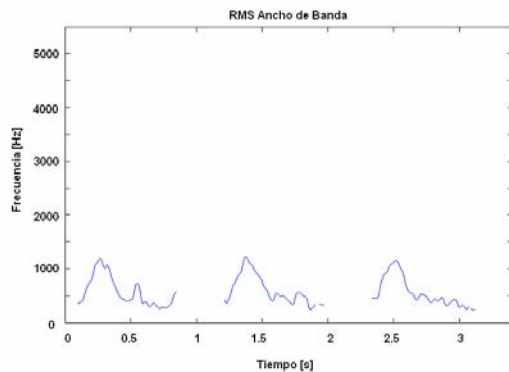


Figura 7. Ancho de Banda RMS en prueba sin estenosis.

En la figura 8 se observa un aumento de la velocidad del flujo sanguíneo como consecuencia de la disminución del área transversal de la arteria en estudio. Lo anterior bajo condiciones de gasto constante.

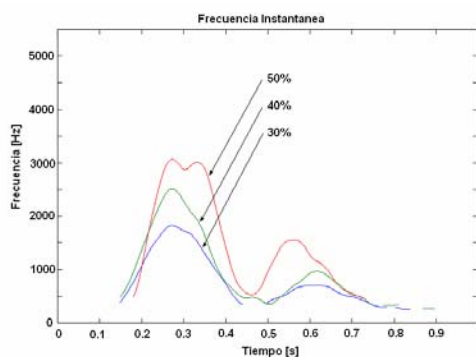


Figura 8. Frecuencia media pseudoinstantánea en pruebas con estenosis del 30%, 40% y 50% (mediciones realizadas a 0.5 cm después de la estenosis).

En la figura 9, se observa también que cuando la frecuencia media pseudoinstantánea aumenta se incrementa el ancho de banda RMS. Esto se debe a que conforme aumenta la velocidad del flujo

sanguíneo, este se vuelve más turbulento y el ancho de banda se incrementa.

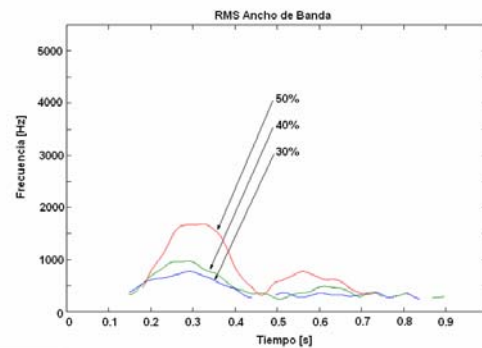


Figura 9. Ancho de banda RMS en pruebas con estenosis del 30%, 40% y 50% (mediciones realizadas a 0.5 cm después de la estenosis).

En el tercer experimento se realizaron estimaciones de frecuencia media pseudoinstantánea variando para ello la distancia a la cual es llevada a cabo la medición. Lo anterior para observar el efecto de la distancia sobre la turbulencia del flujo sanguíneo provocada por los diferentes grados de estenosis. Se llevaron a cabo mediciones a 0.5 cm, 1 cm y 2.5 cm de una estenosis de 70% del área transversal. En la figura 10 se observa que la estenosis influye de manera importante en el perfil de velocidad del flujo sanguíneo. El efecto es claramente observado para una distancia de 0.5 cm y en la medida que la señal adquirida está más alejada del punto de la estenosis, el perfil de flujo laminar se recupera, es decir a 2.5 cm se observan perfiles de velocidad parecidos a aquellos sin estenosis.

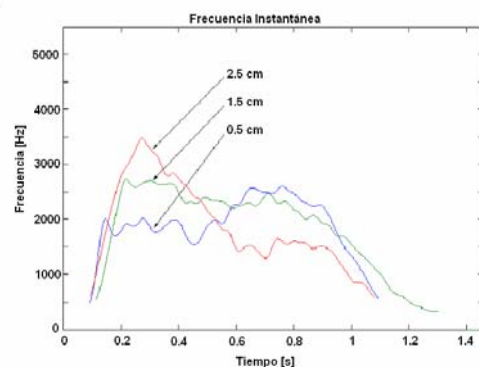


Figura 10. Frecuencia media pseudoinstantánea en pruebas con oclusión a 0.5 cm, 1.5 cm y 2.5 cm después del término de la oclusión (mediciones con oclusión al 70%).

4. Conclusiones

El estudio del efecto causado en el perfil de velocidad del flujo sanguíneo al pasar por una estenosis, reviste de particular importancia para el desarrollo de un Sistema Doppler cuyo objetivo es medir la calidad del flujo que pasa a través de vasos sanguíneos. El desarrollo de un sistema que pueda medir en forma controlada estos efectos ha sido el objetivo del presente trabajo. Se ha observado que el grado de estenosis afecta de diferente manera la calidad del flujo. La frecuencia pseudoinstantánea presenta variaciones significativas debido al incremento de la velocidad al disminuir el área transversal del vaso. Asimismo se ha observado un incremento en el ancho de banda de la señal debido a la riqueza de frecuencias producidas por las turbulencias que se generan al paso del flujo por la estenosis. Un resultado importante en este estudio ha sido también el demostrar que al alejarse de la estenosis el flujo recupera sus características previas a la estenosis, se considera que este efecto es dependiente de las características del fluido emulador de sangre utilizado. Este resultado indica las distancias mínimas y máximas de observación del efecto causado por una estenosis sobre el flujo sanguíneo vascular.

Los resultados descritos en este trabajo, representan un estudio inicial que demuestran que el Sistema Doppler Ultrasónico puede ser empleado para valorar el grado de estenosis en arterias. No obstante existe trabajo futuro importante por desarrollar que incluye una modelación más precisa del "phantom de flujo sanguíneo", el diseño del control de dicho "phantom" considerando las variables más representativas del sistema y que incorporen la dinámica de la sangre y de los vasos sanguíneos.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Proyecto PAPIIT IN115007 y al Proyecto Consorciado CYTED No. P506PIC0295, por el apoyo financiero, así como al Lic. Alián Hernández Mateo y al Lic. Juan Antonio Contreras Arvizú por el desarrollo del software de captura y diagnóstico clínico y la base de datos.

Referencias

- [1] David H. Evans. W. Norman McDicken "Doppler Ultrasound. Physics, Instrumentation and Signal Processing". Second Edition., John Wiley and sons, Ltd. 2000.

- [2] T.R. Nelson¹ and D. H. Pretorius, The Doppler Signal: Where Does It Come From and What Does It Mean?.. AJR. Vol. 151, pp. 439-447 Sep 1998
- [3] Roberto Burattini, Lorenzo Montanari, Lawrence J. Mulligan, Marvin s. Cannon, and David R. Gross. Evaluation of hypercholesterol diet-induced changes in Viscoelastic properties of carotid circulation in pigs. The American Physiological Society. Pp. H1919-H1926, 1992.
- [4] Flandrin Patrick. "Time-Frequency and Time-Scale Analysis". Academic Press 1999
- [5] ATS Laboratories, Inc. www.atlabs.com.
- [6] Quality Assurance Products and Services for Diagnostic Imaging and Radiation Oncology. www.gammex.com.
- [7] Computerized Imaging Reference Systems, Inc. Tissue Simulation and Phantom Technology. www.cirsinc.com.
- [8] Dansk Fantom Service. Danish Phantom Design Producer of ultrasound Phantoms. www.fantom.suite.dk.
- [9] Shelley Medical Imaging Technologies. www.simutec.com
- [10] Pereira, W. C. A. ; Caprihan, A. ; Panerai, R. B. Componentes Principais Aplicadas ao Sinal Doppler Ultra-Sônico de Fluxo Sanguíneo. Revista Brasileira de Engenharia. Caderno de Engenharia Biomédica, v. 2, n. 1, p. 25-44, 1984.
- [11] K. Rammnarine, et. al. Validation of a New Blood-Mimicking Fluid for Use in Doppler Flow Test Objects", , Ultrasound in Medicine & Biology, Vol. 24. No. 3, pp.454.
- [12] [IEC document 1685 Flow Doppler Phantom](#)
- [13] García-Nocetti, Fabián; Solano-González, Julio; Fuentes-Cruz, Martín, Moreno-Hernández, Eduardo; Villar-Inclán, Alejandro; Prohías-Martínez, Juan. Doppler Ultrasound Blood Flow Measurement System. 19th International Congress on Acoustics. Madrid, España, september 2007.
- [14] García-Nocetti, Fabián; Solano-González, Julio; Fuentes-Cruz, Martín. Design of a Pulsed Wave Doppler Ultrasound Blood Flow Detector for Cardiovascular Applications. 19th International Congress on Acoustics. Madrid, España, september 2007.
- [15] Rajendra Singh, Krishnaswamy Srinivasan Fluid System Dynamics. Notes For The Course Me 482, System Dynamics And Electromechanics. Extracted From: Notes From The Course Me 675 Design Of Fluid Power Systems. Edited January 2005.
- [16] Leon Cohen. "Time-frequency Analysis". Prentice Hall 1995, ISBN0-13-594532-1.
- [17] Medical Encyclopedia, <http://www.nlm.nih.gov/MEDLINEPLUS/ency/imagepages/18020.htm>