

# MEDICIÓN DE FLUJO MEDIANTE UN EMULADOR DE CIRCULACIÓN SANGUÍNEA POR EL MÉTODO DE TIEMPO DE TRÁNSITO

R. Ortega-Palacios<sup>1</sup>, E. Moreno<sup>2</sup>, W. Coelho<sup>3</sup>, L. Leija<sup>1</sup>, y A. Vera<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Centro de Investigación y de Estudios Avanzados del IPN

Av. Instituto Politécnico Nacional 2508 Col. San Pedro Zacatenco

<sup>2</sup>Instituto de Cibernética Matemática y Física. ICIMAF

Calle 15 No. 551 entre C y D, Vedado, Habana 10400, Ciudad de La Habana, CUBA

<sup>3</sup>Universidad Federal de Rio de Janeiro Programa de Ingeniería Biomédica

68510 Rio de Janeiro, Brazil

Tel. 5747 3800, lleija@cinvestav.mx; arvera@cinvestav.mx

**Resumen:** Se presenta la metodología para realizar la validación de un medidor de flujo sanguíneo por el método de tiempo de tránsito mediante un emulador de circulación sanguínea que consta de una bomba de flujo continuo, una bomba peristáltica y agua bidestilada desgasificada como fluido. El medidor de flujo está compuesto eléctricamente por ocho etapas, que permiten convertir el tiempo de tránsito en tensión eléctrica proporcional al flujo. Se realizaron mediciones de flujo en un intervalo de 3 ml/min a 566 ml/min a 26 °C para la bomba de flujo constante y de 31 ml/min a 352 ml/min a 25,5 °C para la bomba peristáltica. En ambos casos la relación entre la tensión eléctrica y el flujo presentó un comportamiento lineal.

## 1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en México y a nivel mundial. La insuficiencia coronaria es el tipo más común de las enfermedades cardiovasculares [1]. La insuficiencia coronaria es un trastorno fisiológico que se debe a la acumulación de grasas como colesterol, células musculares lisas y células de tejido conjuntivo en las paredes de las arterias que provocan la disminución de la luz de las arterias [2] generando a su vez una disminución del flujo coronario. Las arterias coronarias presentan un diámetro del orificio coronario izquierdo de  $(4,87 \pm 0,78)$  mm y un diámetro del orificio coronario derecho de  $(4,36 \pm 0,83)$  mm [3].

Una de las soluciones a este problema es la colocación de un bypass que consiste en restituir con un nuevo vaso el área dañada de la arteria. El injerto crea una nueva ruta o derivación alrededor de la sección obstruida o dañada de la arteria [4]. Un flujo mayor a 27 ml/min, en el nuevo vaso, se considera normal y cuando el flujo es menor a 5 ml/min, se considera insuficiente y el injerto debe ser revisado. Durante años, los cirujanos se valieron de la palpación digital para la evaluación de los puentes coronarios, sin embargo, es necesaria una medición cuantitativa para asegurar la calidad del flujo sanguíneo normal y evitar futuras intervenciones quirúrgicas.

Una forma de realizar la medición de flujo sanguíneo de manera cuantitativa es mediante el medidor de flujo ultrasónico basado en el método de tiempo de tránsito. El medidor está compuesto por 8 etapas electrónicas y un sensor ultrasónico.

La evaluación del medidor de flujo sanguíneo se realizó a partir de un emulador de circulación sanguínea utilizando una bomba de flujo continuo y una bomba peristáltica.

### ***Método de Medición del Tiempo de Tránsito Ultrasónico***

Para determinar el flujo a través de un vaso se utiliza el método de tiempo de tránsito ultrasónico, esta medición se realiza utilizando un sensor que cuenta con dos transductores colocados en el vaso a evaluar. El tiempo de tránsito es un método de medición de diferencia de tiempos, consiste en la medición de dos tiempos: la primera medición se realiza cuando un haz ultrasónico viaja del transductor 1 al transductor 2 en contra del flujo a medir (upstream) y la segunda medición se realiza cuando el haz ultrasónico viaja a favor del flujo (downstream) [5].

Para determinar la diferencia de tiempos es necesario conocer el tiempo de upstream y el tiempo de downstream, como se muestra en las ecuaciones 1 y 2 respectivamente.

$$t_u = \frac{d}{c - v} \quad (1)$$

$$t_d = \frac{d}{c + v}, \quad (2)$$

donde  $d$  es la distancia que recorre el haz ultrasónico,  $c$  es la velocidad del ultrasonido en el medio y  $v$  es la velocidad del fluido.

La diferencia de tiempos se determina con la resta del tiempo que tarda el haz ultrasónico en ir de un primer emisor (transductor 1) a un primer receptor (transductor 2) menos el tiempo que tarda en regresar del segundo emisor (transductor 2) al segundo receptor (transductor 1), como se muestra en la ecuación 3.

$$\Delta t = t_u - t_d = \frac{2dv}{c^2 - v^2}, \quad (3)$$

dado que  $c \gg v$  se llega a la ecuación 4.

$$\Delta t = \frac{2dv}{c^2} \quad (4)$$

Para determinar la velocidad del fluido es necesario conocer los ángulos de incidencia del haz ultrasónico  $\theta_1$  y  $\theta_2$ , la distancia recorrida y los tiempos de tránsito.

$$v = \frac{d\Delta t}{t_u t_d (\cos \theta_1 + \cos \theta_2)} \quad (5)$$

Sabiendo que el flujo es igual a la velocidad por el área, la velocidad se determina con la ecuación 6.

$$v = \frac{q_v}{a}, \quad (6)$$

donde  $q_v$  es el flujo volumétrico y  $a$  el área.

Con las ecuaciones anteriores se determina la diferencia del tiempo de tránsito.

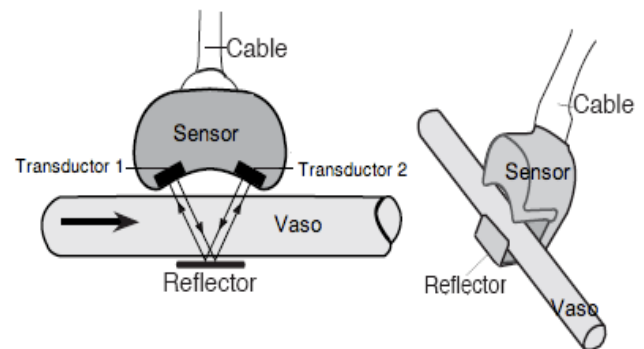
$$\Delta t = \frac{2d}{c^2} \cdot \frac{q_v}{\pi \cdot r^2}, \quad (7)$$

Para un flujo de 5 ml/min siendo la distancia que recorre el haz ultrasónico de aproximadamente 6 mm, una velocidad de 1500 m/s y un radio del vaso de 1,5 mm se tiene un  $\Delta t = 62,87 \mu s$ .

### Sensor Ultrasónico

El sensor utilizado consiste de un reflector y dos transductores piezoeléctricos, que trabajan a una frecuencia de 2 MHz, separados una distancia de 2 mm.

Los transductores se encuentran montados sobre el vaso al cual se le realiza la medición y, opuesto a los transductores existe un pequeño reflector metálico, como se observan en la Figura 1. El reflector permite que el ultrasonido emitido por el elemento piezoeléctrico transmisor llegue al elemento piezoeléctrico receptor [6]. Cada transductor produce un pulso ultrasónico que cubre todo el espesor del vaso y es captado por el transductor opuesto. Los elementos piezoeléctricos y el reflector forman un ángulo respecto al eje del vaso (dirección del flujo), que genera una componente axial de velocidad ultrasónica en dirección del flujo.



**Fig. 1** Constitución del sensor ultrasónico y la posición del vaso o manguera dentro del sensor.

Algunas de las características que deben tomarse en cuenta en el diseño del sensor ultrasónico para lograr un buen funcionamiento del medidor de flujo son:

- La longitud del elemento piezoeléctrico, deberá ser mayor que el diámetro exterior del vaso para garantizar que éste sea cubierto completamente por el campo ultrasónico y que todo el perfil del

líquido que atraviesa el vaso contribuya en la medición del flujo volumétrico.

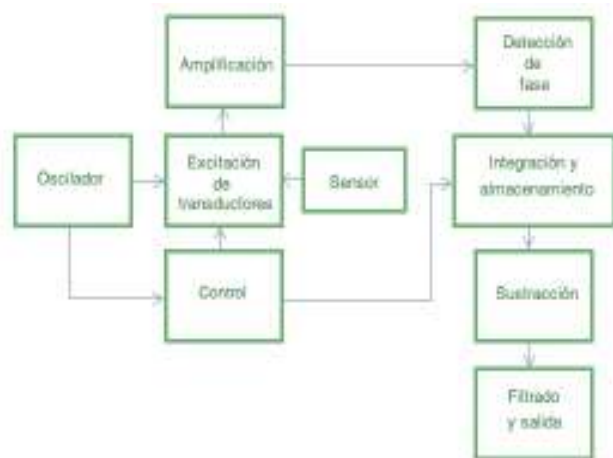
- El flujo es atravesado por el ultrasonido dos veces con ángulos iguales respecto a la dirección del flujo, pero de signos contrarios. Como la componente axial de velocidad ultrasónica en el vaso sanguíneo depende del valor del ángulo de incidencia, se logra que la velocidad y flujo medidos no dependan fundamentalmente de movimientos del vaso en la dirección axial y de la geometría de éste, ya que ocurre una compensación en cuanto a los ángulos de las componentes de velocidad [7].

Para acoplar el sensor ultrasónico al vaso, se puede utilizar ya sea un gel con propiedades similares a las del agua o directamente sumergir el sensor en el líquido.

## 2. METODOLOGÍA

### Medidor de Flujo Sanguíneo

El medidor de flujo sanguíneo está basado en el método de medición del tiempo de tránsito ultrasónico. Su diseño consta de 8 etapas: oscilador, control, excitación de transductores, amplificación, detección de fase, integración y almacenamiento, sustracción, filtrado y salida. En la Figura 2 se muestra el diagrama a bloques del medidor de flujo sanguíneo.



**Fig. 2** Diagrama a bloques de las etapas que componen el medidor de flujo ultrasónico.

El oscilador genera una señal de 2 MHz y 5 V de amplitud a partir de un transistor de efecto de campo y un flip-flop tipo D.

La etapa de control está constituida por las señales que permiten la sincronización entre la transmisión y la recepción con una frecuencia de repetición de 2 kHz, así como las señales que permiten la integración y el almacenamiento.

La excitación de los transductores se realiza a partir de la señal generada por el oscilador amplificada para obtener una señal de 2 MHz y 15 V. Esta señal es enviada al transductor mediante un switch analógico (un switch para cada transductor) en donde se obtienen las señales de transmisión y recepción.

Una vez obtenida la señal que contiene la transmisión y la recepción de los respectivos transductores, la señal debe ser amplificada y lograr la saturación en la señal de transmisión para tener 5 V de amplitud a la salida de la etapa de amplificación para ambas señales.

En la detección de fase se separa la señal de transmisión de la de recepción, mediante el principio de la compuerta XOR, para trabajar únicamente con la señal de recepción y encontrar la diferencia de tiempos.

La señal de recepción obtenida del detector de fase se integra, esto con la finalidad de obtener una tensión eléctrica a la salida, proporcional a la fase de la señal. Esta señal se muestrea y se mantiene hasta que se obtiene la tensión eléctrica proporcional de recepción para el otro transductor.

Ya que se tienen ambas señales, se restan los valores de tensión eléctrica utilizando un amplificador operacional de bajo ruido. Esta señal de tensión eléctrica es proporcional al flujo que circula en la manguera.

Por último la señal es filtrada mediante un filtro pasa bajas de 10 Hz obteniendo la salida proporcional en volts al flujo en el vaso.

A la entrada del medidor de flujo sanguíneo, en la etapa de la excitación de los transductores, se conecta el sensor ultrasónico. A la salida del medidor de flujo, después del filtro pasa bajas, se conecta el osciloscopio para observar y almacenar la señal de salida de tensión eléctrica.

### Emulador de Flujo Sanguíneo

El sistema de flujo sanguíneo utilizado para las mediciones consta de una manguera de plástico de 3 mm de diámetro interno, por la cual fluye agua bidestilada desgasificada y una bomba para generar el flujo.

Se realizaron dos tipos de pruebas: la primera con una bomba de flujo continuo, regulando el flujo con una válvula y la segunda con una bomba peristáltica regulada por tensión eléctrica. La segunda tiene un flujo similar al funcionamiento del corazón. A la salida de la manguera se tiene una probeta graduada con una resolución de 1 ml sobre una báscula con una resolución de 0,1 g que permite determinar el flujo promedio. El flujo se obtiene a partir de la ecuación 8:

$$q_v = \frac{V}{t}, \quad (8)$$

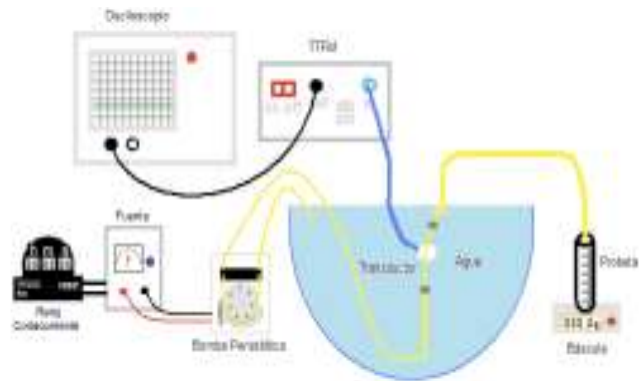
donde  $q_v$  es el flujo volumétrico,  $V$  el volumen y  $t$  el tiempo.

Para determinar el flujo a partir de la ecuación 2 se deja fluir a través de la manguera agua bidestilada y desgasificada durante 20 s y mediante la probeta graduada y la báscula, se obtiene el volumen del agua. La medición del volumen se realiza con ambos instrumentos para disminuir la incertidumbre. Para asegurar el tiempo durante el cual fluye el líquido se utilizó un reloj cortacorriente, conectado a la fuente de tensión eléctrica en el caso de la bomba peristáltica, y directamente a la bomba de flujo continuo.

#### Montaje para la medición del Tiempo de Tránsito Ultrasónico

En la entrada del medidor de flujo por el método de tiempo de tránsito (TTFM, por sus siglas en inglés) se conecta el sensor ultrasónico, y éste a su vez se sitúa en el vaso o manguera por la cual circula el fluido.

En la figura 3 se observa la forma de conexión de los elementos que constituyen el emulador de flujo sanguíneo con la bomba peristáltica.



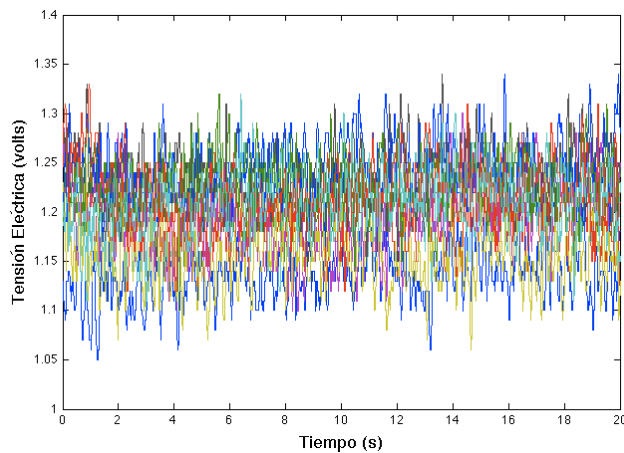
**Fig. 3** Elementos conectados en el emulador de flujo sanguíneo utilizando la bomba peristáltica.

### 3. RESULTADOS

Se realizaron mediciones teniendo como fluido agua bidestilada desgasificada, además, se utilizó una bomba de flujo continuo y una bomba peristáltica. La validación del instrumento se basó en el protocolo para la caracterización de flujo sanguíneo de la norma ANSI Std. N42.17A-2003 [8].

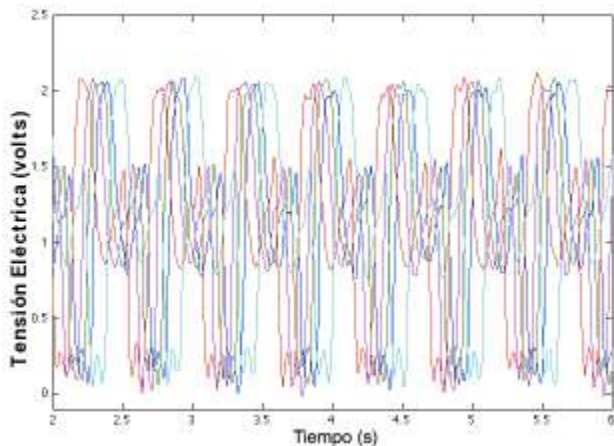
El funcionamiento del medidor de flujo fue validado realizando las mediciones primero con flujo cero, es decir, sin la bomba funcionando, y una vez que se adquiría la señal, se encendía el reloj corta corriente y se guardaba la señal en volts proporcional al flujo en el osciloscopio, para su posterior procesamiento.

Las mediciones se realizaron en un intervalo de 3 ml/min a 566 ml/min con una temperatura del líquido de 26 °C para la bomba de flujo constante y de 31 ml/min a 352 ml/min con una temperatura del agua de 25,5 °C para la bomba peristáltica. Se realizaron 10 mediciones para cada cambio de flujo con la bomba de flujo continuo y 5 mediciones con la bomba peristáltica.



**Fig. 4** Gráfica de la salida de tensión eléctrica con un flujo de 100 ml/min generado por la bomba de flujo continuo, con una variación de  $\pm 0,1$  volt.

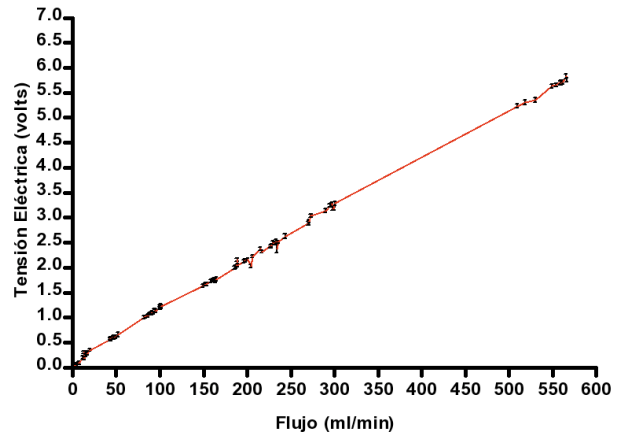
La Figura 4 muestra las 10 mediciones realizadas con la bomba de flujo continuo con un flujo de 100 ml/min. La Figura 5 muestra las 5 mediciones realizadas con la bomba peristáltica a un flujo promedio de 100 ml/min.



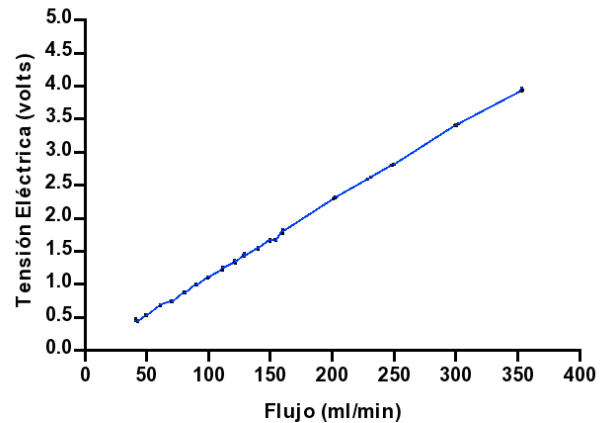
**Fig. 5** Gráfica de la salida de tensión eléctrica con un flujo promedio de 100 ml/min generado por la bomba peristáltica.

En la Figura 6 se observan los cambios de tensión eléctrica a la salida del medidor de flujo sanguíneo con relación a la variación del flujo utilizando la bomba de flujo continuo regulada por medio de una válvula. En la Figura 7 se presenta la tensión eléctrica promedio a la salida del instrumento con relación al promedio del flujo obtenido mediante la

bomba peristáltica regulada por tensión eléctrica.



**Fig. 6** Gráfica de la variación de la tensión eléctrica al presentarse cambios en el flujo de agua con la bomba de flujo constante.



**Fig. 7** Gráfica del promedio de la tensión eléctrica a la salida de acuerdo al promedio del flujo mediante la bomba peristáltica.

#### 4. DISCUSIÓN

A la salida del medidor de flujo sanguíneo se obtiene una tensión eléctrica lineal proporcional al flujo en ml/min. Obteniendo una sensibilidad de 0,0101 V por cada ml/min para las pruebas con la bomba de flujo constante y una sensibilidad de 0,0114 V por ml/min con la bomba peristáltica. Las ecuaciones 9 y 10 son las ecuaciones que representan la salida de tensión eléctrica del medidor de flujo sanguíneo, usando la bomba de flujo continuo ó la bomba peristáltica, respectivamente. Las ecuaciones se obtuvieron a partir del método de ajuste por mínimos cuadrados.

$$\text{tensión eléctrica} = 0,0101 * \text{flujo} + 0,1303 \quad (9)$$

$$\text{tensión eléctrica} = 0,0114 * \text{flujo} - 0,258 \quad (10)$$

El equipo es capaz de seguir los cambios de flujo de la bomba peristáltica, lo que nos indica que será apto para realizar la medición de la aplicación prevista. Se tiene una incertidumbre estándar de  $\pm 0,01126$  volts en las mediciones realizadas con la bomba de flujo peristáltico y una incertidumbre estándar de  $\pm 0,01029$  volts para la bomba de flujo constante.

La incertidumbre estándar se obtuvo a partir de la ecuación 11:

$$S = \frac{\sigma}{\sqrt{n}}, \quad (11)$$

donde  $\sigma$  es la desviación estándar y  $n$  es el número de mediciones realizadas.

## 5. CONCLUSIONES

El emulador de flujo sanguíneo permitió la medición de flujo continuo y pulsátil de agua bidestilada desgasificada a través de una manguera de 3 mm de manera controlada.

Se probó el funcionamiento de un equipo para la medición de flujo sanguíneo en agua bidestilada en dos condiciones de flujo. Se continuará trabajando con este equipo en pruebas con emuladores de sangre como fluido y posteriormente con pruebas *in vivo* en animales. El sistema en general presenta un comportamiento lineal. Una vez terminado creemos que será de gran utilidad en las intervenciones quirúrgicas para corroborar el correcto funcionamiento de los implantes de by-pass.

## AGRADECIMIENTOS

Proyecto financiado con fondos CYTED N° de contrato: P505PIC0369

## REFERENCIAS

[1] R. A. Diaz Ríos. Insuficiencia Coronaria, sus consecuencias. Cardiología. 2006.

[2] Merck Sharp & Dohme de España, S.A. Manual Merk de información médica para el hogar. Sección 3 Enfermedades Cardiovasculares Capítulo 26 Aterosclerosis. 2005.

[3] J. Reig, M. Petit, Anatomía Coronaria, En: Síndromes coronarios agudos, ed. Elsevier, Cap 3., p. 35. 2003.

[4] Texas Heart Institute. Heart Information Center. Coronary Artery Bypass. 2009.

[5] J. C. Jaramillo, A. Villegas, M. A. Durán, M. Montoya, G. González, J. D. Montoya, J. A. Zapata, L. Ramírez, L. Galvis, V. Villa, G. Franco, Medición de flujo coronario intraoperatorio por método de medición de tiempo de tránsito, XX Congreso Colombiano de Cardiología, pp. 70-85, Cartagena 2003.

[6] A. Jiménez, E. Carrillo, E. Moreno, D. Torres. Sistema para Medir Flujo Sanguíneo en Vasos empleando la Técnica de Tiempo de Tránsito Ultrasónico. Pan American Health Care Exchanges. ISBN 978-1-4244-6293-3. p. 149-154. Lima, Peru 2010.

[7] C. Drost, "Volume Flow Measurement System", United States Patent No. 4, 227,407, oct. 14, 1980.

[8] ANSI Std. N42.17A-2003, American National Standard for Performance Specifications for Health Physics Instrumentation-Portable Instrumentation for Use in Normal Environmental Conditions, 2003.