

DISEÑO Y PRUEBAS REALIZADAS EN SENSORES PIEZOELÉCTRICOS TTFM PARA LA MEDICIÓN DE FLUJO SANGUÍNEO EN IMPLANTES CORONARIOS

DESIGN AND TESTS CARRIED OUT ON TTFM PIEZOELECTRIC SENSORS FOR BLOOD FLOW MEASUREMENTS IN CORONARY IMPLANTS

E. CARRILLO^{a†}, M. MONTERO^a, A. JIMÉNEZ^a, J. E. PORTELLES-CHONG^b, J. A. OTERO^b

a) Instituto de Cibernética Matemática y Física (ICIMAF), CITMA, La Habana, Cuba; ernesto@icimaf.cu

b) Escuela de Ingeniería y Ciencias, Tecnológico de Monterrey, Estado de México, México.

† autor para la correspondencia

Recibido 9/03/2020; Aceptado 30/5/2020

PACS: Usos médicos del ultrasonido (medical uses of ultrasound), 87.50.yt; dispositivos piezoeléctricos (piezoelectric devices), 85.50.-n; flujo en sistemas cardiovasculares (flow in cardiovascular systems), 47.63.Cb.

La oclusión de vasos sanguíneos constituye uno de los trastornos cardiovasculares más graves y comunes, tanto en el mundo como en Cuba [1]. Cuando el paciente presenta un grado avanzado de la enfermedad, se suele aplicar la cirugía de trasplante coronario [2]. Al concluir esta, se hace necesario verificar la calidad del trasplante coronario realizado [3]. El método de medición de flujo, basado en el tiempo de tránsito ultrasónico (TTFM), es el más empleado actualmente para realizar dicha verificación, presentando alta precisión, rápida aplicación, facilidad de uso y excelente reproducibilidad [4].

El método TTFM se basa en los tiempos que tarda la señal ultrasónica en propagarse a favor y en contra, respecto al sentido de movimiento de la sangre que viaja por un vaso sanguíneo. Cuando se transmite un pulso ultrasónico desde un elemento piezoeléctrico transmisor del sensor, este viaja a través del medio líquido y a continuación, es recibido por otro elemento piezoeléctrico en dicho sensor. Seguidamente, el elemento transmisor pasa a ser receptor y el elemento receptor pasa a ser transmisor, repitiéndose el ciclo. Entonces, el tiempo que demora el ultrasonido en viajar de un sensor a otro a favor del flujo, se designa como t_d y el tiempo en contra como t_i . La diferencia de ambos tiempos $\Delta t = (t_i - t_d)$ depende únicamente de la velocidad del flujo volumétrico y no depende de la velocidad de propagación del ultrasonido en el medio, ver Fig. 1 [4].

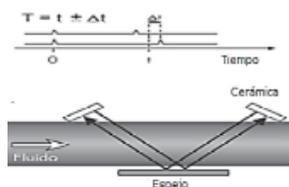


Figura 1. Principio del Método de TTFM. El rectángulo gris ancho por el que fluye la sangre representa un vaso sanguíneo.

Este trabajo presenta el diseño de un sistema de medición de flujo sanguíneo, capaz de verificar la calidad de los

implantes coronarios; es de bajo costo, de diseño propio, robusto y portátil. Se basa en la implementación y evaluación de sensores piezoeléctricos TTFM, acoplados a un módulo electrónico, logrando cuantificar el flujo sanguíneo medio a través de una arteria con una incertidumbre ± 5 ml/min, siendo una herramienta útil para la evaluación de la permeabilidad del injerto [5].

El diagrama de bloques básico del sistema de medición se muestra en la Fig. 2.

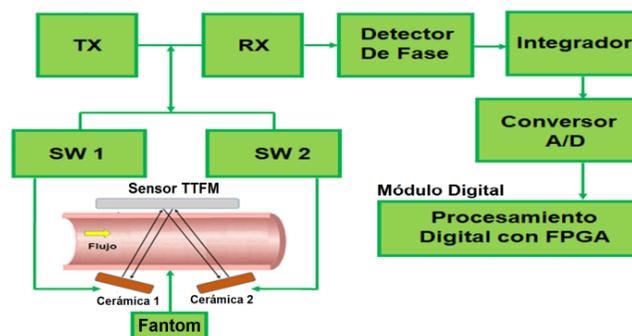


Figura 2. Diagrama de bloques simplificado del sistema TTFM.

El sensor TTFM fue construido como se muestra en la Fig. 3, y consiste en dos cerámicas piezoeléctricas, un soporte de material Rexolite, y un reflector.

Como se muestra en la Fig. 3, tanto las cerámicas piezoeléctricas como el reflector están montados sobre un soporte de cuña, cumpliendo con el principio TTFM, permitiendo medir el tiempo de tránsito de la señal ultrasónica. Las dimensiones de los elementos del sensor que se muestran en la Fig. 3 son: $P = 6.53$ mm, $h = 3.00$ mm, $h1 = 7.00$ mm, $d = 3.00$ mm, $L = 24.59$ mm y $\theta = 40^\circ$.

El módulo analógico y el módulo digital, son las etapas básicas que permiten la operación del sistema [4].

En el módulo analógico, el transmisor (TX) genera un tren de 15 pulsos de 10 V. pico-pico, de frecuencia 2 MHz, a partir de señales digitales de amplitud 3.3 V, provenientes del módulo digital.

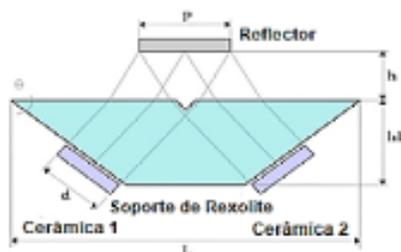


Figura 3. Diagrama para la solución geométrica de las dimensiones de la cuña del sensor TTFM hecho con rexolite.

El propio módulo digital genera además las señales que manejan los interruptores (SW1 y SW2), encargados de asegurar que, mientras una cerámica está emitiendo, la otra está recibiendo y viceversa. También genera las señales que manejan al detector de fase y al integrador.

El receptor (RX) amplifica las señales de eco provenientes del sensor, las digitaliza, y a continuación se aplican al detector de fase, que está constituido por un multivibrador TTL tipo D, el cual compara la fase del tren de pulsos recibido de 2 MHz con una señal de referencia de 2 MHz (oscilador maestro), obteniendo en su salida un tren de pulsos que contiene variaciones de fase proporcionales a la magnitud y el sentido del flujo volumétrico.

Este tren de pulsos variable se envía a un integrador de precisión en el módulo analógico, que convierte las variaciones de fase (tiempo) en variaciones de voltaje, con una incertidumbre de 2 ν V, las que se aplican a un convertidor A/D. La precisión de los valores de tiempo medidos está determinada por la gran resolución del convertidor A/D de 24 bit empleado en el sistema (20 bit confiables). Además, se efectúa una medición del caudal cada 1 ms, por tanto, se logra una gran promediación de datos, todo lo cual garantiza una lectura final muy confiable.

El código de salida del A/D se envía a un elemento reprogramable del tipo FPGA, ubicado en el módulo digital, donde se calcula el valor del caudal y además, se generan las señales de control del módulo analógico. Los valores de flujo pueden observarse en una laptop mediante el programa LabView, después de haber aplicado una calibración previa [4].

La validación del sistema se realizó con la ayuda de un fantom de flujo constante que simula la circulación sanguínea en una arteria. Este dispositivo consiste en una bomba peristáltica, dos columnas de calibración de 1,000 ml de capacidad y tres tubos de silicona que simulan las arterias a medir, con diámetros internos de 2, 3 y 4 mm respectivamente con una longitud de 14 cm. El fluido utilizado fue agua destilada a temperatura ambiente. Se extrae el fluido de la columna 1 para colocarlo en la columna 2, lo que provoca una caída vertical, pudiendo cuantificar cuántos mililitros pasan a través de la arteria simulada en un momento dado.

Se realizó un procedimiento de calibración del fantom a partir de 22 niveles de voltaje aplicados en la bomba del fantom, en un margen de 2 a 16 V, registrándose los 15 valores de flujo volumétrico correspondientes a cada nivel de voltaje medido. Con estos datos se calculó una regresión lineal para establecer la relación entre el voltaje y el flujo. El error estándar de la regresión (SEREG) se determinó utilizando (1) y también se determinó el intervalo de confianza del 95 % [6].

$$\text{SEREG} = \sqrt{\frac{S_{\phi\phi} - S_{Y\phi}^2/S_{YY}}{n - 2}}. \quad (1)$$

Una vez calibrado el fantom y a partir de este, se calibraron tres sensores ultrasónicos para determinar sus errores estándar aplicando regresión inversa (SEIREG) y el error estándar de la predicción inversa (SEIPRED) empleando un intervalo de confianza del 95 %.

Cada uno de los sensores se identificaron por el color del tallo: sensor azul claro (SAC), sensor gris (SG) y sensor azul oscuro (SAO). Se midió el voltaje a la salida del integrador obteniéndose dos mediciones para cada sensor, para 10 niveles típicos de flujo, medidos en trasplantes coronarios.

Como se puede ver en la Fig. 4, se obtuvo una relación lineal positiva y significativa ($p=0.05$) entre el nivel de flujo volumétrico (Φ) y el voltaje (Y) aplicado a la bomba, con un coeficiente de correlación de Pearson $R = 0.999$. La ecuación obtenida con la regresión lineal fue $\Phi = 0.066564 + 0.37003$. Para esta calibración, el error estándar de la regresión (SEREG) fue de 0.075 ml/min y se determinó un intervalo de confianza del 95 %, obteniendo una media de $\Delta\Delta$ de ± 0.1549 ml/min.

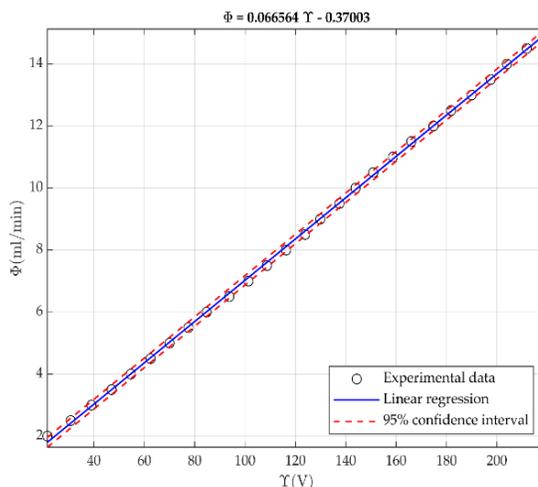


Figura 4. Diagrama de regresión de la bomba de flujo (Φ) a diferentes voltajes aplicados (Y).

Resultados de medición de flujo usando los tres sensores

Los resultados obtenidos de las mediciones de voltaje (Y) en la salida del integrador versus flujo volumétrico (Φ), para el sensor azul claro, se presenta en la Fig. 5. Para cada uno de los tres sensores se determinó una regresión lineal. La ecuación obtenida de la regresión lineal para los sensores SAC, SG y SAO son: $Y = 0.014516\Phi - 0.049562$, $Y = 0.013475\Phi - 0.056192$ y $Y = 0.014035\Phi - 0.11727$, respectivamente.

También se determinó el intervalo de confianza del 95 % y los valores medios de Δ obtenidos para los sensores SAC, SG y SAO fueron ± 0.0537 V, ± 0.0491 V y ± 0.0694 V, respectivamente.

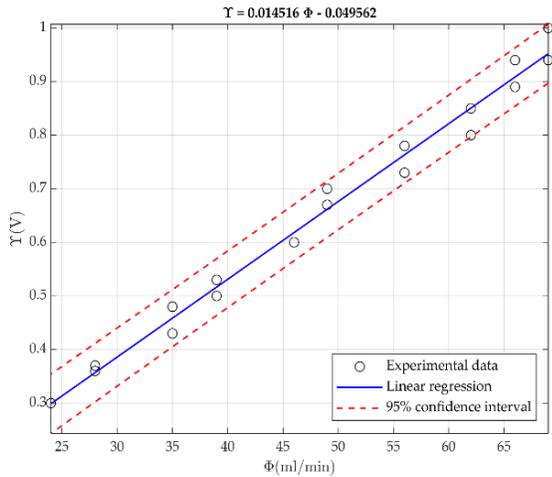


Figura 5. Diagrama de regresión de la salida del integrador (Y) usando el sensor azul claro versus el fantom de flujo (Φ). Las líneas discontinuas indican los intervalos de confianza del 95 % para la línea de regresión.

Si la regresión lineal de cada sensor se describe como

$$Y = \beta_1 \Phi + \beta_2, \quad (2)$$

donde Y es el voltaje, Φ es el flujo y β_1, β_2 son las constantes de la regresión lineal; entonces el error estándar de la regresión inversa se determina como:

$$\text{SEREG} = \frac{\text{SEREG}}{\beta_1}, \quad (3)$$

donde SEREG es el error estándar de la regresión, y se expresa como:

$$\text{SEREG} = \sqrt{\frac{S_{YY} - S_{\Phi Y}^2 / S_{\Phi\Phi}}{n - 2}}. \quad (4)$$

El error estándar de la predicción inversa se determina mediante:

$$\text{SEIPRED} = \frac{\text{SEREG}}{\beta_1} \sqrt{1 + \frac{1}{n} + \frac{Y_{\text{test}} - Y}{\beta_1 S_{\Phi\Phi}}}. \quad (5)$$

donde Y_{test} es el voltaje de prueba. En las Tablas 1 y 2 se recogen los valores obtenidos para los parámetros anteriormente descritos, correspondientes a los 3 sensores estudiados, a diferentes voltajes de prueba.

Tabla 1. SEIREG obtenido para los 3 sensores.

SAC Sensor SEIREG (ml/min)	SG Sensor SEIREG (ml/min)	SAO Sensor SEIREG (ml/min)
1.765	1.738	2.359

Las Tablas 1 y 2 resumen el SEIREG y el SEIPRED obtenidos a diferentes voltajes de prueba para los tres sensores.

Tabla 2. SEIREG obtenido para los 3 sensores a diferentes voltajes de prueba.

Pruebas de Voltaje (V)	SEIPRED para SAC (ml/min)	SEIPRED para SG (ml/min)	SEIPRED para SAO (ml/min)
0.35	± 1.883	± 1.836	± 2.467
0.45	± 1.841	± 1.799	± 2.429
0.55	± 1.816	± 1.782	± 2.417
0.65	± 1.809	± 1.786	± 2.430
0.75	± 1.820	± 1.810	± 2.469
0.85	± 1.849	± 1.854	± 2.532

Como conclusión, el sistema diseñado para medir el nivel de flujo basado en el método TTFM, resultó de bajo costo, robusto y fácil de usar. Los errores obtenidos fueron inferiores a 5,3 ml/min, lo que es confiable para la evaluación de la permeabilidad del injerto [5].

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos, creemos que el dispositivo es confiable para la medición del flujo sanguíneo para la evaluación de los implantes de derivación quirúrgica, lo que resulta en una herramienta de diagnóstico de bajo costo para garantizar la calidad de estas cirugías.

Se agradece al Abdus Salam ICTP, por el cual el autor E. C. B. recibió una beca. Al Departamento de Ingeniería Eléctrica, CINVESTAV, México D.F. Al cardiólogo J. Prohías del Hospital "Hermanos Ameijeiras" en Cuba, por sus valiosos consejos y ayuda.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] J.A. Finegold, P. Asaria y D.P. Francis, *Int. J. Cardiol* **168**, 934 (2013).
- [2] M.C. Weinstein y W.B. Stason, *Circulation* **66**, III56 (1986).
- [3] D'Ancona, *Heard Surg. Forum.* **4**, 243 (2011).
- [4] A. Jiménez, E. Moreno, E. Carrillo y D. Torres, *Rev. Cubana Fis.* **28**(1), 4 (2011).
- [5] Transonic Clinical Flow probes. (2019). (<https://www.transonic.com/resources/cardiothoracic/tech-notes/clinical-lowprobe-specifications>).
- [6] S. Weisberg, *Applied Linear Regression*, 3rd Ed. (John Wiley & Sons, New York, USA, 2005), pp. 21-35.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution-NonCommercial 4.0 International (CC BY-NC 4.0, <http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0>) license.

