

Artículo original

Implementación en lógica reconfigurable de un sistema para medir flujo sanguíneo, basándose en el método de tiempo de tránsito ultrasónico, para la evaluación de implantes coronarios

Implementation in reconfigurable logic of a system to measure blood flow, based on the ultrasonic transit time method, for the evaluation of coronary implants

Ernesto Carrillo Barroso^{1,3,5}* <u>https://orcid.org/0000-0002-9500-659X</u> Jesús Enrique Chong Quero² <u>https://orcid.org/0000-0002-3192-1238</u> José Antonio Vólquez Pérez³ <u>https://orcid.org/0000-0001-9030-5921</u> Lorenzo Leija Salas⁴ <u>https://orcid.org/0000-0001-8437-6520</u> Arturo Vera Hernandez⁴ <u>https://orcid.org/0000-0001-6258-154X</u> Natalia Vega Sanchez⁵ <u>https://orcid.org/0000-0002-3488-1788</u>

¹Dpto. Física Aplicada. Instituto de Cibernética, Matemática y Física, La Habana, Cuba.

²Depto. de Mecatrónica, Escuela de Ingeniería y Ciencias, Tecnológico de Monterrey, Estado de México, México.

³Universidad Tecnológica de Santiago (UTESA), Santo Domingo, República Dominicana.

⁴Departamento de Ingeniería Eléctrica, Sección Bioelectrónica. CINVESTAV, Ciudad México, México.



⁵Universidad Nacional Evangélica (UNEV), Av. Miraflores, Santo Domingo, R. Dominicana.

*Autor para la correspondencia: ernesto@icimaf.cu

RESUMEN

Introducción: Para realizar derivaciones coronarias, se utilizan tramos de otros vasos del paciente (vena safena, arteria mamaria y arteria radial). Por lo tanto, el método de medición del flujo de tiempo de tránsito (TTFM) es la técnica más efectiva utilizada para evaluar su calidad antes de la implantación en la periferia cardíaca.

Objetivo: Proponer el diseño e implementación de un medidor de flujo de tiempo de tránsito ultrasónico basado en un FPGA y un transductor ultrasónico.

Método: Durante el proceso de investigación se desarrolló, se implementó y evaluó una tecnología capaz de producir sensores ultrasónicos piezoeléctricos basados en el método TTFM, con campo acústico homogéneo, mayor intensidad acústica y una incertidumbre inferior a 5 ml/min.

Se determinó el error estándar de la medición para cada sensor en ml/min. Siendo para los tres sensores evaluados de 1,765, 1,738 y 2,359 ml/min respectivamente, con una incertidumbre inferior a 5 ml/min, con mejores características de los sensores de la firma Medi-Stim, único fabricante en el mundo de este tipo de equipamiento médico.

Se empleó un *Phantom* y un instrumento medidor de flujo que sirve como patrón de referencia.Se hace un estudio estadístico de los valores medidos en diferentes



circunstancias, lo cual da como resultado el análisis de incertidumbre del sistema de medición.

Resultados: Se creó y calibró un espectro de flujo para evaluar el medidor de flujo. Se construyeron y probaron tres transductores ultrasónicos con el medidor de flujo. Los valores del error estándar de la regresión inversa y el error estándar de la predicción inversa fueron inferiores a 5,3 ml / min; que resultó ser significativamente reducido (p = 0.05).

Conclusiones: El sistema diseñado para medir el valor de flujo sanguíneo basado en el método TTFM resultó en un sistema de bajo costo, robusto y fácil de usar. Los valores de los errores obtenidos garantizan su confiablidad para la evaluación de la permeabilidad del injerto.

Palabras clave: Flujo sanguíneo, tiempo de tránsito, transductor ultrasónico, FPGA.

ABSTRACT

Introduction: To perform coronary bypasses, stretches of other vessels of the patient (saphenous vein, mammary artery, and radial artery) are used. Therefore, Transit Time Flow Measurement method (TTFM) is the most effective technique used to evaluate their quality before implantation in the cardiac periphery.

Objective: Propose the design and implementation of an ultrasonic transit time flowmeter based on an FPGA and an ultrasonic transducer.

Methods: During the research process, it was developed, a technology capable of producing piezoelectric ultrasonic sensors based on the TTFM method was implemented and evaluated, with a homogeneous acoustic field, greater acoustic intensity and an uncertainty of less than 5 ml/min.



The standard error of the measurement was determined for each sensor in ml/min. Being for the three sensors evaluated 1,765, 1,738 and 2,359 ml/min respectively, with an uncertainty of less than 5 ml/min, with better characteristics of the sensors of the Medi-Stim firm, only manufacturer in the world of this type of medical equipment.

Development and analysis of experimental results during system calibration, using a Phantom and a flow meter instrument that serves as a reference pattern. A statistical study of the values measured in different circumstances is made, which results in the uncertainty analysis of the measurement system.

Results: A flow phantom was created and calibrated in order to evaluate the flow meter. Three ultrasonic transducers were constructed and tested with the flow meter. Values of the standard error of the inverse regression and the standard error of the inverse prediction were below 5.3 ml/min; which turned out to be significantly reduced (p = 0.05).

Conclusions: The system designed to measure the flow level based on the TTFM method resulted in a low-cost, robust and easy-to-use system. The error values obtained guarantee their reliability for the evaluation of graft patency.

Keywords: blood flow, transit time, ultrasonic transducer, reconfigurable logic.

Recibido: 04/04/2023 Aprobado: 14/04/2025

Introducción



Las enfermedades cardiovasculares son una de las principales causas de muerte en todo el mundo.⁽¹⁾ Esto se debe principalmente a la oclusión de los vasos sanguíneos coronarios que se conectan al corazón. Uno de los tratamientos médicos más efectivos es la cirugía de revascularización coronaria (CABGS).⁽²⁾ Consiste en conectar una arteria o vena sana a la arteria coronaria obstruida. El exceso de colesterol y los altos niveles de triglicéridos en la sangre son las principales causas de estas obstrucciones. Otros factores de riesgo son el tabaquismo, el alcoholismo y un estilo de vida sedentario. CABGS permite aumentar la esperanza de vida en personas con alto riesgo de infarto.

La calidad del implante se evalúa midiendo el flujo sanguíneo a través del vaso injertado. Entonces, la capacidad de evaluar con precisión el flujo sanguíneo coronario garantiza el éxito del proceso quirúrgico.^(3, 4) Se han empleado diferentes técnicas de medición de flujo para este propósito. El método de medición del flujo de tiempo de tránsito (TTFM) presenta alta precisión, aplicación rápida, facilidad de uso y excelente reproducibilidad.⁽⁵⁾

El principio del método TTFM se basa en el hecho de que un haz ultrasónico que viaja de un transmisor a un receptor tendrá un retraso en el tiempo. Dos cerámicas piezoeléctricas acopladas a un soporte, con un ángulo correspondiente y un reflector son las partes principales de la sonda de flujo. El injerto coronario se coloca entre la cerámica y el reflector (fig. 1). Ambas cerámicas pueden actuar como transmisores y receptores. Se mide el tiempo que tarda un pulso de ultrasonido en viajar desde el transductor proximal al transductor distal a través del reflector. Luego, se mide el tiempo que tarda un pulso de ultrasonido en viajar desde el transductor proximal a través del reflector. La diferencia de ambos tiempos es proporcional al valor del flujo sanguíneo en la arteria. TTFM es una técnica muy precisa que no depende del diámetro de la arteria a medir; solo depende de la diferencia horaria de ambas señales.





Fig. 1- Principio del método TTFM.

Este documento presenta el diseño e implementación de un medidor de flujo de tiempo de tránsito de bajo costo, con su propio diseño, robusto, portátil y fácil de usar. Este medidor de flujo fue diseñado específicamente para la evaluación de injerto intraoperatorio en CABGS. Se basa en un transductor TTFM, un módulo analógico electrónico, un módulo digital implementado en un FPGA y un software que se ejecuta en una PC. Nuestro sistema es capaz de cuantificar el flujo sanguíneo medio a través de una arteria con una incertidumbre <5,3 ml/min, siendo una herramienta útil para la evaluación de la permeabilidad del injerto.^(6, 7, 8)

Métodos

- Sistema Propuesto

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





Fig. 2- Diagrama de bloques simplificado del sistema TTFM que consiste en un simulador de flujo (*Fhantom*), un transductor ultrasónico, el sistema electrónico (conformado por un módulo analógico y digital) y una computadora personal (PC) donde se presenta la medición de flujo al usuario. ^(9, 10, 11)

- Transductor TTFM

El transductor diseñado fue construido como se muestra en la figura 3, que consiste en:

- · Dos cerámicas piezoeléctricas.
- Soporte de rexolite.
- Elemento reflector
- Cuerpo del transductor.

Las cerámicas piezoeléctricas son de forma rectangular, que resuenan en modo de espesor a una frecuencia de 2 MHz. Ambas cerámicas están montadas de forma angular, con el propósito de transmitir y recibir señales ultrasónicas. Ambos elementos se comportan como transmisores y receptores alternativamente, cumpliendo con el principio del método de Tiempo de tránsito.





Fig. 3- Transductor TTFM: (a) Transductor bajo prueba; (b) Elementos del transductor.

Como se muestra en la figura 4, tanto la cerámica piezoeléctrica como el reflector están montados sobre un soporte de cuña rexolite. Esta configuración permite que si la cerámica 1 transmite una onda ultrasónica, esta onda viajará a lo largo del soporte de rexolite y a través del tubo de flujo; entonces la onda ultrasónica se refleja en el reflector, viajando nuevamente a través del tubo y el soporte antes de ser recibida por la cerámica 2. De esta manera, es posible medir el tiempo de tránsito de la onda ultrasónica. Las dimensiones de los elementos del transductor que se muestran en la figura 4 son: P = 6.53 mm, h = 3.00 mm, h1 = 7.00 mm, d = 3.00 mm, L = 24.59 mm y θ = 40 °.





Fig. 4- Diagrama para la solución geométrica de las dimensiones de la cuña del transductor TTFM hecho con rexolite.

- Módulo Analógico.

El módulo analógico es la etapa que permite transmitir y detectar la onda ultrasónica con la que se mide el flujo sanguíneo. Las partes principales contenidas en este módulo se pueden ver en la figura 5.

El transmisor (TX) está compuesto por dos transistores *push-pull* (IRF 710). Dos trenes de 15 pulsos (provenientes del módulo FPGA) en *push-pull* a una velocidad de 2 MHz y un nivel lógico de 3.3 V lo manejan. El transmisor proporciona una amplificación de 5dB con baja impedancia de salida. El receptor (RX) detecta las señales de eco recibidas. La señal de excitación se transfiere alternativamente a cada transductor a través de dos interruptores analógicos (SW1 y SW2).⁽¹²⁾





Fig. 5- Diagrama de bloques simplificado del Módulo Analógico.

El control de SW1 y SW2 asegura que mientras una cerámica está emitiendo, la otra está recibiendo e inversamente. El receptor está compuesto por dos etapas amplificadoras. La primera etapa se basa en el circuito integrado (IC) MAX4107 de Maxim ⁽¹³⁾ y la segunda etapa se basa en el IC AD603 de Analog Devices.⁽¹⁴⁾

Después de obtener la señal RX, se aplica al detector de fase, que está constituido por un *flip-flop* TTL tipo D 74HCT74.⁽¹⁵⁾ Compara las fases del tren de pulsos de 2 MHz de la señal detectada con la señal de referencia de 2 MHz (oscilador maestro), obteniendo en su salida un tren de pulsos que contiene la diferencia de fase entre las dos señales. Esta señal se envía a un integrador de precisión (ACF2101) ⁽¹⁶⁾ que convierte la diferencia de fase en voltaje. Este nivel de voltaje se envía a un convertidor A / D (AD669) ^(17, 18) que envía la conversión al FPGA para calcular el valor del caudal medido. Todo el proceso de generación, control y procesamiento de señales se realiza desde un dispositivo lógico programable (FPGA) explicado en la siguiente sección.

- Módulo Digital para el Control y Procesamiento.



El módulo digital es responsable de generar las señales de control y realizar el procesamiento del sistema. Se implementa en una plataforma de desarrollo *FPGA XILINX SPARTAN 6*, desarrollada por *CESYS Company*.^(19, 20) El software utilizado para programar el FPGA fue la plataforma *XILINX 14.3 ISE*.

Este módulo se basa en la arquitectura *Wishbone* para el desarrollo de diferentes módulos IP debido a su versatilidad y fácil manejo.⁽²¹⁾ Se encargará de conectar todas las señales de E / S entre el módulo *Wishbone* y los diferentes módulos desarrollados para la generación de las señales de control y las adquisiciones del convertidor A / D. Un diagrama de bloques simplificado del módulo digital se muestra en la figura 6.



Fig. 6- Diagrama de bloques simplificado del Módulo Digital.

La interfaz *"Wishbone_Slave: unit_ttfm_Controlador"* se encarga de generar y controlar todas las señales necesarias para el funcionamiento del módulo analógico. Esta interfaz utiliza la señal de reloj del oscilador maestro (48 MHz) para



obtener una señal de 2 MHz aplicando divisores de frecuencia. Luego, la explosión ultrasónica se construye con la señal de 2 MHz. Se compone de 15 pulsos de 2 MHz con una frecuencia de repetición de 2 KHz. Se eligió este número de pulsos ya que se obtiene una mayor transmisión de energía y una mejor resolución de la onda reflejada. Esta señal (Señal *Burst* Contra Fase TX) se envía desde el FPGA al transmisor (TX) del módulo analógico.

Durante el ciclo de transmisión, se envía una señal de habilitación a SW1 (señal del Conmutador-TxRx), manteniendo SW2 deshabilitado (señal conmutadora_RxTx). Una vez finalizada la transmisión, SW1 se deshabilita y SW2 se habilita para detectar la señal ultrasónica que viajó aguas arriba o aguas abajo. El tiempo que tarda en recibir la señal (controlador_Recepción) es de 50 µs.

La señal detectada pasa a través de un detector de fase, que se controla con una señal de habilitación (Demora_Controlador). El detector de fase compara la señal detectada con la señal de 2 MHz del FPGA y luego obtiene una diferencia de fase que es proporcional al tiempo que tarda la señal ultrasónica en propagarse aguas arriba o aguas abajo. Esta diferencia de fase se envía a un integrador de precisión, que la convierte en niveles de tensión. Este proceso de integración se habilita con la señal *Reset_time* (duración de 10.5 μ s). El tiempo de integración se establece con la señal *Hold_time* (duración de 3.5 μ s) y la señal *Sample_gate* administra el tiempo para iniciar una nueva integración después de que la última integración haya finalizado (duración de 20.5 μ s).

Después de que el integrador convierte las diferencias de fase en niveles de voltaje, estos niveles de voltaje se envían a un convertidor analógico a la digital (A / D) para procesar estas señales analógicas con el FPGA. El módulo de adquisición de señal controla el proceso de adquisición de las señales del módulo analógico.



Finalmente, el módulo de máquina de estado gestiona el convertidor A / D, envía la señal adquirida a un filtro de paso bajo (controlador de filtro) y luego envía la información a una computadora personal a través del puerto USB para la visualización de la señal de flujo.

- Simulador de Flujo

La validación del sistema se realizó con la ayuda de un dispositivo 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 un tubo de silicona que simula la arteria a medir. En la figura 7, se muestra un diagrama del dispositivo.

El fluido utilizado fue agua destilada a temperatura ambiente. Los puntos de medición están compuestos por tres tubos con diámetros internos de 2, 3 y 4 mm con un espesor de pared de 0.2 mm y una longitud de 14 cm. Cuando la bomba está funcionando, 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 ^(22, 23, 24).



Fig. 7- Diagrama esquemático del flujo *Phantom*. Las flechas indican la dirección del movimiento del fluido.

(cc) BY-NC Esta obra está bajo una licencia: <u>https://creativecomons.org/licenses/by-nc/4.0/deed.es_ES</u>

- Procedimiento Experimental

ecimed

Se realizó un procedimiento de calibración para el flujo fantasma. Se aplicaron diferentes niveles de voltaje (n = 22) a la bomba de flujo en un intervalo de 20 V a 220 V, luego se registró el flujo volumétrico (Φ) correspondiente a cada nivel de voltaje (Y). Se calculó una regresión lineal para establecer la relación entre el voltaje y el flujo en el espectro. El error estándar de la regresión (SEREG) se determinó utilizando (1) y también se determinó el intervalo de confianza del 95 % .^(25, 26, 27)

SEREG =
$$\sqrt{\frac{S_{\Phi\Phi} - S_{\Upsilon\Phi}^2 / S_{\Upsilon\Upsilon}}{n-2}}$$
, (1)

Donde

$$S_{\rm YY} = \sum_{i=1}^{n} (Y_i - \overline{Y})^2, \quad \overline{Y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} Y_i, \tag{2}$$

$$S_{\phi\phi} = \sum_{i=1}^{n} (\Phi_i - \bar{\Phi})^2, \qquad \bar{\Phi} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} \Phi_i,$$
 (3)

$$S_{\gamma\phi} = S_{\phi\gamma} = \sum_{i=1}^{n} (Y_i - \bar{Y})(\phi_i - \bar{\phi}), \qquad (4)$$

Una vez que se calibró el espectro, se emplearon tres transductores ultrasónicos con el medidor de flujo para determinar el error estándar de la regresión inversa (SEIREG) y el error estándar de la predicción inversa (SEIPRED) empleando un intervalo de confianza del 95 %. Cada uno de los transductores se identificó por el color del tallo: transductor azul claro (LBT), transductor gris (GT) y transductor azul oscuro (DBT). Se midió el voltaje a la salida del integrador (módulo analógico), obteniéndose dos mediciones para cada sensor a 10 niveles de flujo diferentes. ^(28, 29, 30)



Resultados

- Resultados obtenidos de la medida de caudal del *Phantom*.

Como se puede ver en la figura 8, 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 Φ = 0.066564 Y + 0.37003, como se muestra en la figura 8. 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 2 Δ de ± 0.1549 ml/min.



Fig. 8- Diagrama de regresión de la bomba de flujo (Φ) a diferentes voltajes aplicados (Y).

- Resultados de la medición de flujo con tres sensores.

Los resultados obtenidos de las mediciones de voltaje (Y) en la salida del integrador (módulo analógico) frente al flujo volumétrico (Φ) para los tres transductores se presentan en las figuras 9, 10 y 11. Para cada uno, se determinó



una regresión lineal La ecuación obtenida de la regresión lineal para los transductores LBT, GT y DBT son: Y = $0.014516 \Phi - 0.049562$, Y = $0.013475 \Phi - 0.056192 \text{ y}$ Y = $0.014035 \Phi - 0.11727$.

También se determinó el intervalo de confianza del 95% y el valor medio de 2 Δ obtenido para los transductores LBT, GT y DBT fueron ± 0.0537 V, ± 0.0491 V y ± 0.0694 V, respectivamente.



Fig. 9- Diagrama de regresión de la salida del integrador en el módulo analógico (Y) usando el transductor azul claro versus el fantasma de flujo (Φ). Las líneas discontinuas indican los intervalos de confianza del 95 % para la línea de regresión.





Fig. 10- Diagrama de regresión del voltaje de salida del integrador en el módulo analógico
 (Y) usando el transductor gris versus el espectro de flujo (Φ). Las líneas discontinuas indican los intervalos de confianza del 95 % para la línea de regresión.



Fig. 11- Gráfico de regresión de la salida del integrador en el módulo analógico (Y) utilizando el transductor azul oscuro versus el flujo (Φ) fantasma. Las líneas discontinuas indican los intervalos de confianza del 95 % para la línea de regresión.



Con respecto al cálculo de SEIREG y SEIPRED, si la regresión lineal de cada transductor se describe como (5), entonces SEIREG y SEIPRED se calculan como (6) y (8).

$$\Upsilon = \beta_1 \Phi + \beta_2,\tag{5}$$

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:

$$SEIREG = \frac{SEREG}{\beta_1},$$
 (6)

donde SEREG es el error estándar de la regresión dada por (7).

SEREG =
$$\sqrt{\frac{S_{YY} - S_{\Phi Y}^2 / S_{\Phi \Phi}}{n-2}}$$
, (7)

donde las expresiones S_YY, S_ $\Phi\Phi$ y S_ Φ Y están dadas por las ecuaciones (2), (3) y (4).

El error estándar de la predicción inversa se determina con (8).

SEIPRED =
$$\frac{SEREG}{\beta_1} \sqrt{1 + \frac{1}{n} + \frac{(\Upsilon_{\text{test}} - \overline{\Upsilon})^2}{\beta_1 S_{\Phi\Phi}}}$$
, (8)

donde Y_test es la tensión de prueba.

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

LBT Transductor	GT Transductor	DBT Transductor	
SEIREG (ml/min)	SEIREG (ml/min)	SEIREG (ml/min)	
1.765	1.738	2.359	

Tabla 1- SEIREG obtenido para los tres transductores



Test Tensión	SEIPRED	SEIPRED	SEIPRED
(V)	LBT	GT	DBT
	(ml/min)	(ml/min)	(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
0.95	± 1.894	± 1.916	± 2.618

 Tabla 2- SEIPRED obtenido para los tres transductores a diferentes voltajes de prueba

Conclusiones

Se diseñó, desarrolló e implementó un módulo analógico, encargado de crear la señal básica de medida del flujo volumétrico sanguíneo que se desea cuantificar. Dividido en cuatro módulos principales, transmisor, receptor, detector de fase e integrador, permitiendo obtener la señal de flujo sanguíneo en niveles de tensión, eliminado las dificultades de capturar señales del orden de las decenas de picosegundos.

Se diseñó, desarrolló e implementó un módulo digital para el control, sincronismo y procesamiento de las señales del sistema. Implementado en una plataforma de desarrollo FPGA XILINX SPARTAN 3E (EFM01), de la empresa CESYS, que aporta grandes ventajas funcionales y de reconfiguración. El software utilizado para programar dicha FPGA fue la plataforma el ISE de XILINX 14.3. Este módulo está basado en arquitectura Wishbone para el desarrollo de los diferentes módulos IP, por su versatilidad y fácil manejo, posibilitando la disminución de la vibración de fase y del reloj.



El sistema diseñado para medir el nivel de flujo basado en el método TTFM resultó en un sistema 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⁾ Las principales ventajas de usar un FPGA para nuestro diseño en comparación con una implementación tradicional son la posibilidad de reconfigurar el sistema por software, la reducción de las dimensiones del dispositivo y un menor afecto debido a la obsolescencia de los componentes electrónicos.

Teniendo en cuenta los resultados obtenidos, sugerimos que el dispositivo sea 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.

Referencias bibliográficas

1. Finegold JA, Asaria P, Francis DP. Mortality from ischaemic heart disease by country, region, and age: statistics from World Health Organisation and United Nations. Int J Cardiol. 2013 Sep 30;168(2):934-45.

https://doi.org/10.1016/j.ijcard.2012.10.046

2. Weinstein MC, Stason WB. Cost-effectiveness of coronary artery bypass surgery. Circulation. 1982 Nov;66(5 Pt 2):III56-66.

https://doi.org/10.1097/00000658-199809000-00003.

3. Beldi G, Bosshard A, Hess OM, Althaus U, Walpoth BH. Transit time flow measurement: experimental validation and comparison of three different systems. Ann Thorac Surg. 2000 Jul;70(1):212-7. <u>https://doi.org/10.1016/s1010-7940(00)00332-8</u>

4. Beldi G, Bosshard A, Hess OM, Althaus U, Walpoth BH. Transit time flow measurement: experimental validation and comparison of three different



systems. Ann Thorac Surg. 2000 Jul;70(1):212-7.<u>https://doi.org/10.1016/s0003-</u> 4975(00)01246-7

5. Dr. Sonia Bess Constantén, Dr. Ismell Alonso Alomá, Dr. Elvira Sánchez Sordo,

Dr. Libia Margarita López Nistal, Anuario Estadístico de Salud, Ministerio de Salud Pública, Dirección de Registros Médicos y Estadísticos de Salud, La Habana, 2020. ISSN: versión electronica 1561-4433

6. United States Regulatory Commission, Protecting People and the Environment, ALARA "As Low As Reasonably Achievable", 20.1003 Definitions, December 02, 2017.

7. Medistim MiraQ System User Manual, MQ1990GB Rev D – Software Version

4.1, 2019. Available online: http://medistim.com/wp-

content/uploads/2016/01/mq1990gb-revd_miraq-user-manual_web-version.pdf accessed on 01 April 2019.

8. Transonic, "Flow-Based Intraoperative Coronary Graft Patency Assessment", Catálogo informative, 2018. <u>https://www.transonic.com > cardiothoracic-surgery</u>

9. Carrillo E, Montero M, Jimenez A, Portelles-Chong JE, Otero JA. Diseño y pruebas realizadas en sensores piezoeléctricos TTFM para la medición de flujo sanguíneo en implantes coronarios. Revista Cubana de Física. 2020; 40(1). Disponible en:

https://link.gale.com/apps/doc/A762573393/IFME?u=anon~d2065c09&sid=site map&xid=1199ed60

10. Ramos A, Calas H, Diez L, Moreno E, Prohías J, Villar A, et al. Improvements in Low-cost Ultrasonic Measurements of Blood Flow in "by-passes" Using Narrow & Broad Band Transit-time Procedures. Phys Procedia [Internet]. 2016;87:42–7. https://doi.org/10.1016/j.phpro.2016.12.008



11. Transonic® Clinical Flow probes. Available online:

https://www.transonic.com/resources/cardiothoracic/tech-notes/clinical-

flowprobe-specifications/ (accessed on 01 May 2019).

12. Maxim. MAX312: 10Ω, Quad, SPST, CMOS Analog Switches. Available online:

https://www.maximintegrated.com/en/products/analog/analog-switches-

multiplexers/MAX312.html (accessed on 01 April 2019).

13. Maxim. MAX4107: 350MHz, Ultra-Low-Noise Op Amps. Available online:

https://www.maximintegrated.com/en/products/all-

roducts/archive/MAX4107.html (accessed on 01 April 2019).

14. Analog Devices. AD603: Low Noise, 90MHz Variable-Gain Amplifier. Available online: <u>https://www.analog.com/en/products/ad603.html#product-overview</u> (accessed on 01 April 2019).

15. ON Semiconductor. MM74HCT74: Dual D Flip-Flop with Preset and Clear.

Available on: https://www.onsemi.com/products/standard-logic/d-and-jk-flip-

flops/mm74hct74 (accessed on 01 March 2019).

16. Texas Instruments. ACF2101: Low Noise, Dual Switched Integrator. Available

on: http://www.ti.com/product/ACF2101 (accessed on 01 March 2019).

17. BURR-BROWN, Low Noise, Dual SWITCHED INTEGRATOR, ACF2101, 2019.

https://datasheetspdf.com/pdf/156262/Burr-BrownCorporation/ACF2101/

18. Analog Devices. AD669: Monolithic 16-Bit DACPORT. Available on:

https://www.analog.com/en/products/ad669.html#product-overview (accessed on 01 April 2019).

19. Shawki Areibi, Tutorial on Using Xilinx ISE Design Suite 14.6: Desing Entry using Schematic Capture "Desing of Half-Adder Circuit", May 13, 2019.

20. Xilinx. Digital Clock Manager (DCM) Module. Available on:

https://www.xilinx.com/products/intellectual-property/dcm_module.html (accessed on 01 March 2019).



21. EFM-02, Spartan-6LX FPGA module with USB 3.0. Available on:

https://www.cesys.com/en/our-products/fpga-boards/efm-02.html (accessed on 01 February 2019).

22. Scorza A, Conforto S, D'Anna C, Sciuto SA. A Comparative Study on the Influence of Probe Placement on Quality Assurance Measurements in B-mode Ultrasound by Means of Ultrasound Phantoms. Open Biomed Eng J. 2015 Jul 31;9:164-78. <u>https://doi.org/10.2174/1874120701509010164</u>

23. Grice JV, Pickens DR, Price RR. Technical Note: A new phantom design for routine testing of Doppler ultrasound. Med Phys. 2016 Jul;43(7):4431. doi:

https://doi.org/10.1118/1.4954205

24. Yazdi SG, Geoghegan PH, Docherty PD, Jermy M, Khanafer A. A Review of Arterial Phantom Fabrication Methods for Flow Measurement Using PIV Techniques. Ann Biomed Eng. 2018 Nov;46(11):1697-1721. doi:

https://doi.org/10.1007/s10439-018-2085-8

25. Kenichi FunamotoOsamu Yamashita, Toshiyuki Hayase, Poly(vinyl alcohol) gel ultrasound phantom with durability and visibility of internal flow, Med Ultrasonics

42:17-23, 2015. <u>https://doi.org/10.1007/s10396-014-0560-x</u>

26. Kenwright DA, Laverick N, Anderson T, Moran CM, Hoskins PR. Wall-less flow phantom for high-frequency ultrasound applications. Ultrasound Med Biol. 2015 Mar;41(3):890-7. <u>https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2014.09.018</u>

27. Zeqiri B, Hodnett M. Measurements, phantoms, and standardization. Proc Inst Mech Eng H. 2010;224(2):375-91.<u>http://dx.doi.org/10.1243/09544119JEIM647</u>

28. D. F. Cardona, Javier Leonardo González, Inferencia estadística. Módulo de

regression lineal simple. Universidad del Rosario, Colombia 2013, No. 147.

http://editorial.urosario.edu.co

29. G. Cavada CH. Bioestadística, Concordancia Parte II: El método de Bland-ALTMAN, Universidad de los Andes, Chile, 2013. <u>http://dx.doi.org/10.4067/S0717-</u> <u>75182021000100118</u>

30. Weisberg, S. Applied Linear Regression. 3rd ed.; John Wiley & Sons. USA, 2005; pp. 21-35. <u>http://dx.doi.org/10.1002/0471704091</u>

Conflicto de Intereses

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses.

Contribuciones de los autores

Conceptualización, metodología, software, validación, recursos, redacción, preparación, revisión, edición y administración de proyectos: Ernesto Carrillo Barroso. Conceptualización, metodología, validación, recursos, redacción, preparación, revisión, edición y administración de proyectos: Jesús Enrique Chong Quero. Software, redacción: José Antonio Vólquez Pérez. Software, revisión: Lorenzo Leija Salas. Software, revisión: Arturo Vera Hernández. Metodología, redacción, preparación, revisión: Natalia Vega Sanchez.