

# Evaluación de Método de Medición de Presión Sanguínea Arterial

*Alejandro M. Pérez Taillacq, Rubén Orozco-Morales*

## RESUMEN / ABSTRACT

La automatización de la medición de la presión arterial (PSA) sigue siendo un reto permanente. En un trabajo reciente, se presenta una propuesta para automatizar la medición de la PSA basada en el tiempo de tránsito del pulso o (PTT), medido entre los picos R del electrocardiograma (ECG) y los picos de máxima pendiente de la señal oscilométrica. En esta investigación se evaluó el método; notando la pérdida de información respecto a la amplitud del pulso, el aumento de la distorsión de la envolvente y el aumento del sistema de medición. Sin embargo, proporciona una referencia a la señal de ECG. Por lo que se propone integrar con otros métodos de medición de PSA con mayor grado de robustez a los artefactos de movimiento como el método CITLO como marca fiducial.

Palabras claves: PSA, PTT, ECG, artefactos de movimiento, método CITLO.

*Automating the measurement of arterial blood pressure (ABP) remains an ongoing challenge. In a recent paper, a proposal is presented to automate the measurement of PSA based on the pulse transit time or (PTT), measured between the electrocardiographic (ECG) R-peaks and the peaks maximum slope of the oscillometric signal. In this research the method was evaluated; noticing loss of information regarding the pulse amplitude, increased distortion of the envelope and rising measurement system. However, it provides a reference to the ECG signal so that it is proposed to integrate with other methods of measuring PSA greater degree of robustness to motion artifacts such as CITLO method as fiducial mark.*

**Keywords:** ABP, PTT, ECG, motion artifacts, CITLO method

*Evaluation Method of Measurement of Arterial Blood Pressure.*

## 1.- INTRODUCCIÓN

La automatización de la medición de la Presión Sanguínea Arterial (PSA) sigue siendo un reto actual; debido a los métodos que utilizan las diferentes propuestas [8, 14]. Entre estos se encuentra el método oscilométrico, cuyas debilidades son evidentes ante artefactos de movimiento, que alteran la forma de la envolvente de dicha señal [4]. La medición automatizada de la PSA en los equipos comerciales emplea, más usualmente, dicho método. Este método es no invasivo, basado en la colocación e inflado de un brazalete hasta una presión superior a la PSA sistólica del sujeto; y su posterior desinflado gradual a razón constante hasta por debajo de la PSA diastólica. Actualmente la comunidad científica internacional enfoca sus esfuerzos cada vez más, en métodos no invasivos que presenten robustez ante artefactos de movimiento [1]. Incursionando en el uso de diferentes marcas fiduciales que sostengan métodos fiables para la medición automatizada de presión arterial [1, 5, 7].

En un trabajo reciente, se presenta una propuesta para automatizar la medición de la PSA basada en el tiempo transcurrido entre el complejo QRS del electrocardiograma (ECG) y la máxima pendiente en la onda oscilométrica, denominándose *tiempo de tránsito del pulso* o PTT (por sus siglas en inglés, *pulse transit time*) [1]. Este método sugiere información que puede delimitar mejor los patrones para determinar los instantes sistólicos, diastólicos y de presión media, con el uso de la

señal oscilométrica; y a su vez introduce el uso del ECG como referencia. Como consecuencia, se obtiene una envolvente en función del tiempo PTT.

Otro trabajo reciente para automatizar la medición de la PSA se basa en el tiempo de retraso transcurrido entre el pico R del complejo QRS del electrocardiograma (ECG) y el pulso de la onda oscilométrica [2]. La envolvente en este método se obtiene a partir de cálculos de la media y la desviación estándar de la velocidad de propagación del pulso. Resaltando el valor de una referencia temporal al ECG, sin la necesidad de una medición continúa. No obstante, no cuenta con una referencia a la amplitud del pulso ni ofrece un criterio para pacientes no sanos [12].

Con la finalidad de lograr un sistema de medición robusto de la presión arterial, se desarrolló en el Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información (CEETI) el método de Contornos de la Imagen Tiempo-Latido Oscilométrico (CITLO) [10]. Este método comprende la adquisición de señales, la obtención de la Imagen Tiempo-Latido Oscilométrico (ITLO), el procesamiento bidimensional de la ITLO y la estimación de los instantes sistólico y diastólico, a partir de indicadores basados en los contornos de la ITLO.

Ambos trabajos [1, 10] aportan individualmente información que puede delimitar mejor los patrones para determinar los instantes sistólicos, diastólicos y de presión media, con el uso de la señal oscilométrica. En la presente investigación se presenta una comparación de las bondades y límites entre dichos métodos. Remarcando el empleo del PTT como referencia temporal, como sugieren otros trabajos investigativos actuales [2,4]; y el uso de la envolvente oscilométrica en la estimación de la presión arterial [8-13]. Con la finalidad de ofrecer los fundamentos para implementarlo en un algoritmo de medición automatizada y ambulatoria de PSA.

## **2.- MATERIALES Y MÉTODOS**

El método Puntos de Identificación de Parámetros (PIP) será el punto de partida del análisis [5-9], debido a que básicamente es la línea que sigue el método en cuestión. Este se basa fundamentalmente en la obtención de la posición de cada latido o pulso y en función de ello, determinar la envolvente de la señal oscilométrica detectando los instantes en que ocurren los momentos sistólicos y diastólicos [5-9].

### **2.1.- DESCRIPCIÓN DE LA BASE DE DATOS EMPLEADA**

La base de señales utilizada contiene un total de 99 capturas a 33 sujetos, tomando tres mediciones de cada uno. Estas se extrajeron al azar de un conjunto original formado por 108 totales a la que se le agregó 66 como resultado de tomar cada una de las 33 y contaminarla con artefactos de movimiento en dos ocasiones [5]. Se parte de la consideración de que para un sujeto con frecuencia cardiaca de 1Hz (60 pulsaciones/s), ello representa alrededor de 0,5 s con frecuencia de muestreo 500 muestras/s, lo que resulta un valor representativo del pulso, incluso si la frecuencia cardiaca variara entre los valores máximos y mínimos estadísticamente reconocidos de 0,5 a 3,5 [9-10]. Esta base de datos está conformada por las siguientes señales: presión del brazalete, señal de latidos de oscilometría, sonidos de Korotkoff y señal electrocardiografía (derivación II). Además de contar con la medición de referencia, dada por dos expertos respecto a las marcas de los instantes sistólicos (ts1 y ts2) y diastólicos (td1 y td2) como muestra la Fig. 1.

### **2.2.- ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS**

Para detectar los complejos QRS de la señal ECG se seleccionó el algoritmo de Pan y Tompkins [2]. Este incluye un filtro pasabanda (pasoalto y pasobajo en cascada), que aísla la energía predominante en el QRS, centrada en 10 Hz, y atenúa las otras componentes ECG, el ruido electromiográfico y las interferencias de la línea de potencia. Posteriormente realiza una diferenciación para encontrar las pendientes altas que normalmente distinguen los complejos QRS de otras ondas del ECG, y seguidamente una potenciación al cuadrado, punto a punto. Después, la señal resultante de los pasos anteriores pasa a través de un integrador de ventana móvil de 150 ms, lo cual abarca todo el complejo QRS sin superposición con la onda T. Esto permite el uso de umbrales, justo encima de los niveles de ruido máximos, por encima de los cuales se tendrán los picos R correspondientes al complejo QRS como el punto máximo de dichos picos, otorgando adicionalmente la posibilidad de localizar las ondas Q y S en complejos de este tipo que tengan duración normal.

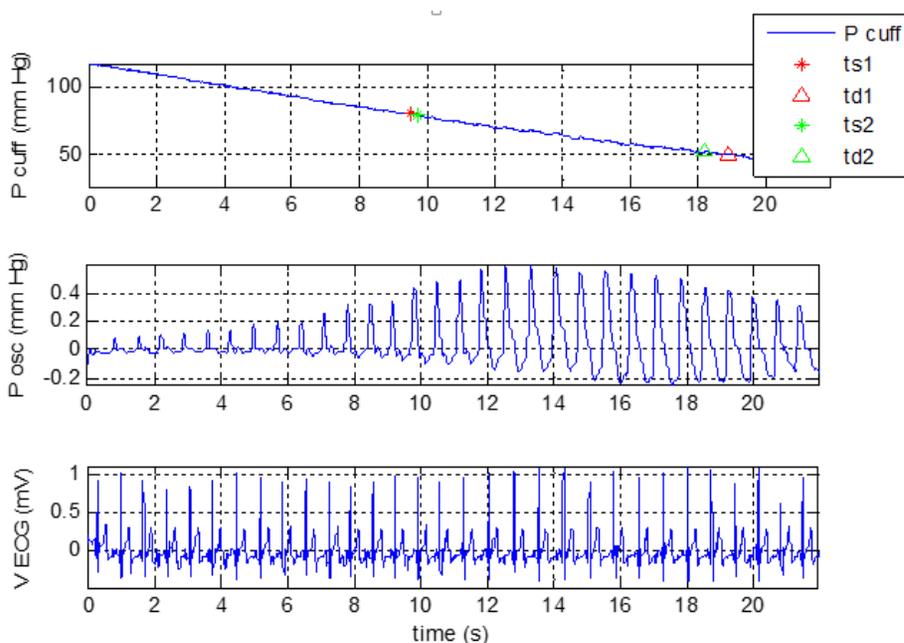


Figura 1

Gráfica de las señales ECG, oscilométrica y de presión del brazalete, obtenidas simultáneamente, así como las marcas de los expertos sobre los instantes sistólicos y diastólicos

## 2.3.- ALGORITMO DE DETECCIÓN DEL PULSO OSCILOMÉTRICO

Para detectar las marcas fiduciaras en la señal oscilométrica, se deriva esta señal y se buscan las localizaciones y amplitudes de los picos máximos, excluyendo los que estén por debajo de la media. Se comprueba que el ancho de los pulsos (a cierta amplitud umbral) sea mayor que 10 muestras, para discriminar ruido. Encontrando los valles en la señal oscilométrica se determina la máxima pendiente.

## 2.4.- CONFORMACIÓN DE ENVOLVENTE OSCILOMÉTRICA Y DEL PTT

La envolvente oscilométrica se obtiene buscando los máximos de la señal oscilométrica delimitados por los dos picos consecutivos del ECG (onda R) y los mínimos en dicha señal, pero en esta ocasión entre los dos picos consecutivos de la propia onda oscilométrica. La sustracción de estos será el valor de máxima pendiente que marcará cada pulso [5-10].

Por su parte, la envolvente del PTT se conforma mediante la determinación del tiempo transcurrido desde el pico de la onda R (ECG) y el máximo valor de la derivada de la señal oscilométrica, acotada igualmente entre los dos picos consecutivos de la onda R.

## 3.- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En la Fig. 2 se contrasta la variabilidad descrita por la envolvente conformada mediante las consideraciones tradicionales del método PIP (máximos oscilométricos) y las de máxima pendiente (empleada en el método PTT para evaluar resultados). Mientras en la Fig. 3 se representan de manera simultánea para ofrecer un primer contraste entre las envolventes obtenidas por cada método.

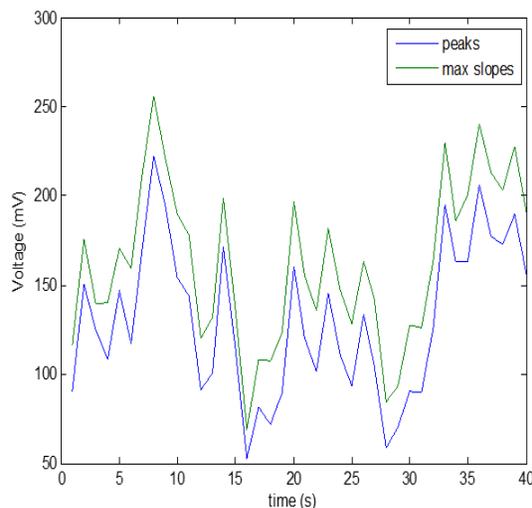


Figura 2

Evaluación de la variabilidad de la envolvente descrita mediante los máximos oscilométricos y la de máxima pendiente

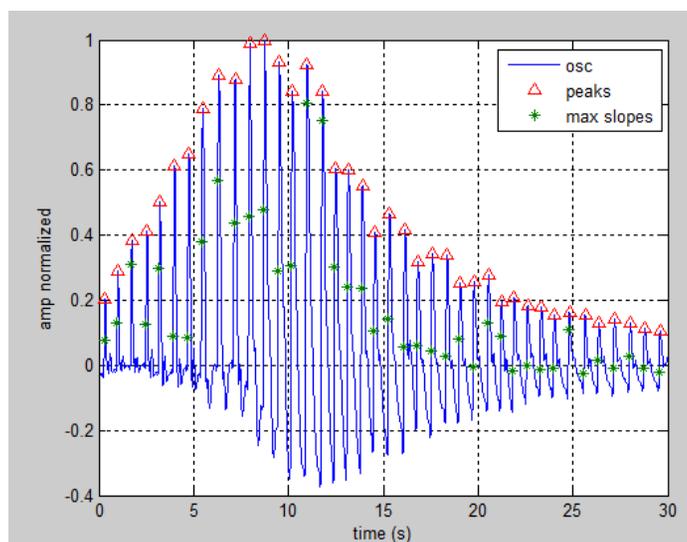


Figura 3

Señal oscilométrica graficada simultáneamente con las marcas de los máximos de cada pulso (rojo) y los instantes de sus máximas pendientes (verde)

Para una mejor apreciación de este efecto se ilustran los resultados independientes por el método PIP bajos sus consideraciones tradicionales y empleando el PTT en las Fig. 4 y 5. El inconveniente fundamental del método PIP es que, en cualquiera de sus variantes, el cálculo de la presión sistólica y diastólica es dependiente de la envolvente de los pulsos oscilométricos, que puede variar en función de artefactos de movimiento del sujeto objeto de la medición.

Evaluando la efectividad de este último método en la determinación de los instantes sistólicos y diastólicos; se encuentra que en el primer caso no existen dificultades (significación asintótica es mayor que 0.005, Sig. 0.078), pero en la determinación de la presión diastólica, contrastado con el estándar dorado, existen diferencias significativas en cuanto a su valor medio entre ellos, (significación asintótica es menor que 0.005, Sig. 0.000) ver Tablas 1, 2, 3 y 4. Dicha evaluación se realiza mediante pruebas no paramétricas pues la serie de datos no sigue una distribución normal (observando el estadístico de Shapiro – Wilk, ver Tablas 5 y 6, pues las muestras tienen 99 observaciones); más específicamente, la prueba de rangos con signo de Wilcoxon.

**Tabla 1 Rangos negativos y positivos resultantes del contraste de las variables**

**Rangos**

		N	Rango promedio	Suma de rangos
Ps PIP - Ps OBS	Rangos negativos	40 <sup>a</sup>	49,25	1970,00
	Rangos positivos	59 <sup>b</sup>	50,51	2980,00
	Empates	0 <sup>c</sup>		
	Total	99		

a. Ps PIP < Ps OBS    b. Ps PIP > Ps OBS    c. Ps PIP = Ps OBS

**Tabla 2 Estadísticos de contraste**

	Ps PIP - Ps OBS
Z	-1,763 <sup>a</sup>
Sig. asintót. (bilateral)	,078

a. Basado en los rangos negativos. b. Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon

**Tabla 3 Rangos negativos y positivos resultantes del contraste de las variables.**

**Rangos**

		N	Rango promedio	Suma de rangos
Pd PIP - Pd OBS	Rangos negativos	23 <sup>a</sup>	34,65	797,00
	Rangos positivos	76 <sup>b</sup>	54,64	4153,00
	Empates	0 <sup>c</sup>		
	Total	99		

a. Pd PIP < Pd OBS    b. Pd PIP > Pd OBS    c. Pd PIP = Pd OBS

**Tabla 4 Estadísticos de contraste de las variables**

**Estadísticos de contraste**

	Pd PIP - Pd OBS
Z	-5,858 <sup>a</sup>
Sig. asintót. (bilateral)	,000

a. Basado en los rangos negativos. b. Prueba de los rangos con signo de Wilcoxon

**Tabla 5 Prueba de normalidad de las variables (instante sistólico)**

	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Ps OBS	,113	99	,003	,907	99	,000
Ps PIP	,082	99	,096	,961	99	,005

a. Corrección de la significación de Lilliefors

**Tabla 6 Prueba de normalidad de las variables (instante diastólico)**

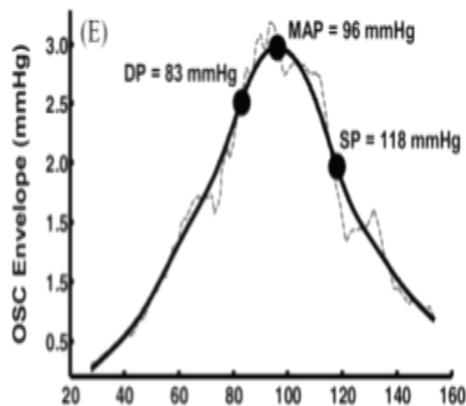
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
Pd OBS	,067	99	,200*	,981	99	,172
Pd PIP	,102	99	,013	,970	99	,025

a. Corrección de la significación de Lilliefors

\*. Este es un límite inferior de la significación verdadera.

En el caso del PTT, puede apreciarse en la Fig. 5, que no se logra un óptimo resultado (en líneas discontinuas se representa la envolvente real obtenida). Considérese que para la obtención del PTT se emplea la derivada del pulso oscilométrico lo cual acentuará el ruido de alta frecuencia introducido; afectando negativamente el resultado final.

Al graficarse simultáneamente, puede ser apreciado cómo se pierde información respecto a la amplitud del pulso (Fig. 6); además de que se distorsiona la envolvente oscilométrica (Tabla 7). Obsérvense los valores de varianza y medias.



**Figura 4**

**Conformación de la envolvente siguiendo las consideraciones del método PIP**

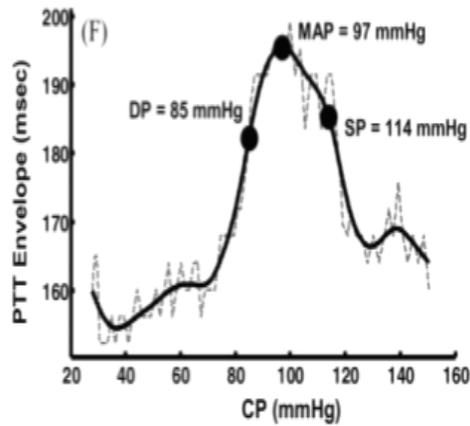


Figura 5

Conformación de la envolvente siguiendo las consideraciones del método PTT

En la envolvente obtenida mediante el método PTT la dispersión de las muestras es significativa. Por lo tanto, aunque dicho método ofrece una referencia temporal al ECG, conlleva un procesamiento posterior de la envolvente obtenida que degrada la fidelidad de la información respecto a la amplitud que esta aporta. Sin embargo, en la Fig. 7, puede observarse cómo la referencia a la señal ECG que ofrece el PTT, puede ser muy válida para análisis posteriores si se emplea en colaboración con la envolvente oscilométrica obtenida siguiendo las consideraciones del método PIP.

Tabla 7

Cuantificación estadística de las envolventes PIP y PTT respectivamente.

	N	Mínimo	Máximo	Media	Desv. típ.	Varianza
Envolvente PIP	312	0,08133	31,449	14,9357	8,66781	75,131
Envolvente PTT	312	-82,50	222,50	52,7195	73,6153	5419,2
N válido (según lista)	312					

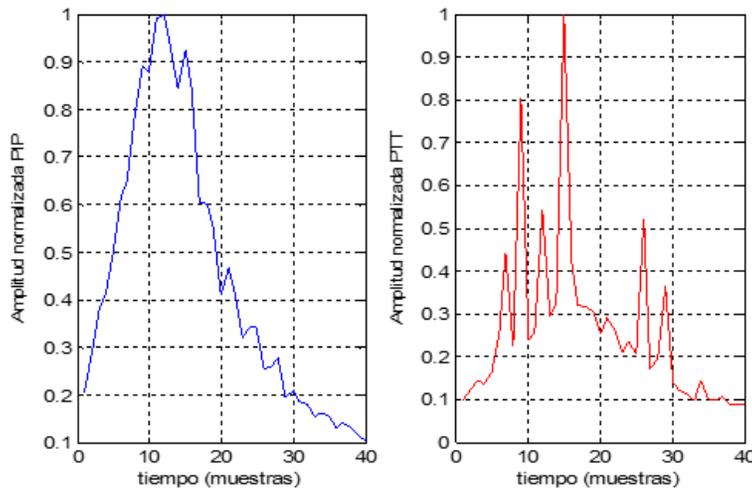


Figura 6

Graficado de las envolventes descritas

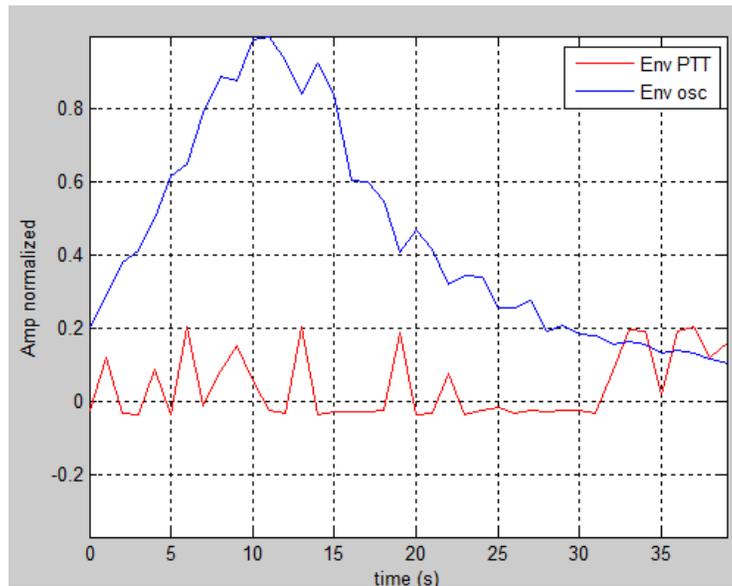


Figura 7

Envoltentes oscilométrica y PTT, con amplitud normalizada

## 4.- CONCLUSIONES

Al evaluar la conformación de la envolvente a través del método PIP y el PTT, se hacen visibles las flaquezas de este último si es empleado exclusivamente en la medición automatizada de presión arterial.

Esta propuesta del empleo del método PTT ofrece una referencia a la señal ECG válida para posteriores análisis, pero muy variable en la conformación de la envolvente de la onda oscilométrica y desestima la información que la amplitud del pulso representa al utilizar procesamientos digitales de señales para la supresión de ruido y aproximar dicha envolvente. Además, encarece y resta movilidad al sistema de medida para la automatización de la medición de PSA.

Por lo tanto, se propone la combinación de la información que el PTT ofrece con otro método de medición de PSA que presente mayor robustez ante artefactos de movimiento como el método CITLO. Se debe evaluar e integrar los criterios ilustrados, para localizar los instantes sistólico y diastólico, así como continuar ampliando la base de datos. Ello permitirá corroborar la utilidad del PTT como marca fiduciaria en la medición de PSA.

En la presente investigación se consideraron las limitantes y bondades de dichos métodos. Además, se propuso un enfoque novedoso para su empleo, obteniéndose una referencia temporal al ECG sin prescindir de la información aportada por la amplitud del pulso oscilométrico.

## AGRADECIMIENTOS

Los autores reconocen en los trabajos del tristemente desaparecido Dr.C. Sergio de J. Rodríguez Arias, la fuente de inspiración para desarrollar este estudio.

## REFERENCIAS

1. Arakawa, T (2018). Recent Research and Developing Trends of Wearable Sensors for Detecting Blood Pressure, *Sensors Journal*, 18(9), 2772.
2. Antsiperov, V., Mansurov, G., & Danilychev, M. (2021). Artery wall stiffness evaluation by new pneumatic sensor using improved method for measuring the pulse wave velocity. *Procedia Computer Science*, 192, 3300-3309.
3. Ding, X., & Zhang, Y. T. (2019). Pulse transit time technique for cuffless unobtrusive blood pressure measurement: from theory to algorithm. *Biomedical Engineering Letters*, 9(1), 37-52.
4. Fiege, E., Houta, S., Bisgin, P., Surges, R., & Howar, F. (2021). Automatic Seizure Detection Using the Pulse Transit Time. arXiv preprint arXiv:2107.05894.

5. Haga, Y. Wearable Blood Pressure Sensor Using Ultrasonic Sonar Array Sheet. Available online: [http://sendai-cyber.icr-eq.co.jp/project/development/files/development\\_05\\_052.pdf](http://sendai-cyber.icr-eq.co.jp/project/development/files/development_05_052.pdf) (accessed on 19 July 2018). (In Japanese)
6. J. Pan and W. J. Tompkins, "A real-time QRS detection algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, No. 3, pp. 230-236, 1985.
7. Lee, J., Sohn, J., Park, J., Yang, S., Lee, S., & Kim, H. C. (2018). Novel blood pressure and pulse pressure estimation based on pulse transit time and stroke volume approximation. *Biomedical Engineering Online*, 17(1), 1-20.
8. Muntner, P., Shimbo, D., Carey, R. M., Charleston, J. B., Gaillard, T., Misra, S., & Wright Jr, J. T. (2019). Measurement of blood pressure in humans: a scientific statement from the American Heart Association. *Hypertension*, 73(5), e35-e66.
9. Nippon Keizai Shinbun. Tohoku University Started an Experiment of Measuring Blood Pressure by Ultrasonic Sonar. Available online: <https://www.nikkei.com/article/DGKKZO26839810T10C18A2TCN000/> (accessed on 19 July 2018). (In Japanese)
10. S. de J. Rodríguez-Arias, "Método robusto de medición de la Presión Sanguínea Arterial en niños " Tesis presentada en opción al grado científico de Doctor en Ciencias Técnicas., Santa Clara: Universidad Central "Marta Abreu" de las Villas., Santa Clara, 2008.
11. Sharman, J. E., Tan, I., Stergiou, G. S., Lombardi, C., Saladini, F., Butlin, M. & Parati, G. (2022). Automated 'oscillometric' blood pressure measuring devices: how they work and what they measure. *Journal of Human Hypertension*, 1-8.
12. Saffarpour, M., Basu, D., Radaei, F., Vali, K., Adams, J. Y., Chuah, C. N., & Ghiasi, S. (2021, November). Dicrotic Notch Identification: A Generalizable Hybrid Approach under Arterial Blood Pressure (ABP) Curve Deformations. In 2021 43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC) (pp. 4424-4427). IEEE.
13. Sahu, M. L., Atulkar, M., Ahirwal, M. K., & Ahamad, A. (2022). Vital sign monitoring system for healthcare through IoT based personal service application. *Wireless Personal Communications*, 122(1), 129-156.
14. Sidhu, E., & Groza, V. (2018). Comparison of artificial intelligence based oscillometric blood pressure estimation techniques: a review paper. In 17th International Conference on Intelligence Systems and Applications (pp. 14-23).
15. Stergiou, G. S., Palatini, P., Parati, G., O'Brien, E., Januszewicz, A., Lurbe, E., & Kreutz, R. (2021). 2021 European Society of Hypertension practice guidelines for office and out-of-office blood pressure measurement. *Journal of Hypertension*, 39(7), 1293-1302.

## CONFLICTO DE INTERESES

Ninguno de los autores manifestó la existencia de posibles conflictos de intereses que debieran ser declarados en relación con este artículo.

## CONTRIBUCIONES DE LOS AUTORES

**Alejandro Manuel Pérez Taillacq** contribuyó en la conceptualización, curación de datos, análisis formal, software y redacción original.

**Rubén Orozco-Morales** contribuyó con la metodología, supervisión y revisión.

## AUTORES

**Alejandro Manuel Pérez Taillacq**. ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-3515-4053>. Ingeniero Biomédico (2013) por la Universidad Central "Marta Abreu" de Las Villas (UCLV), Santa Clara, Cuba, Master en Señales y Sistemas (2016) por la UCLV. Facultad de Matemática, Física y Computación, UCLV, [ataillacq@uclv.cu](mailto:ataillacq@uclv.cu).

**Rubén Orozco-Morales**. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6240-1569>. Ingeniero en Electrónica (1982) por la UCLV, Máster en Sistemas y Redes de Telecomunicaciones (1994) por la Universidad Politécnica de Madrid, España. Doctor en Ciencias Técnicas (1998), Director del Centro de Investigación en Métodos Computacionales y Numéricos en la Ingeniería (CIMCNI), UCLV. [rorozco@uclv.edu.cu](mailto:rorozco@uclv.edu.cu).



Esta revista se publica bajo una [Licencia Creative Commons Atribución-No Comercial-Sin Derivar 4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)