

Algoritmo para la detección de puntos clínicos de interés de la onda de pulso arterial

Algorithm for the detection of clinical points of interest of the arterial pulse wave

Ramón Carrazana-Escalona^I
Beatriz Taimy Ricardo-Ferro^{II}
Reinier Ramón Fernández-de la Vara Prieto^{II}
Miguel Enrique Sánchez-Hechavarría^I

^I Facultad de Medicina 1. Universidad de Ciencias Médicas de Santiago de Cuba. Santiago de Cuba. Cuba. E-mail: miguel.sanchez@sierra.scu.sld.cu

^{II} Centro de Biofísica Médica. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba. Cuba.

RESUMEN

Introducción: La aplicación de métodos para la detección de puntos clínicos de interés de la onda de pulso permite la obtención de parámetros como el índice de rigidez vascular y el de reflexión que facilitan la evaluación de los efectos vasculares del envejecimiento, la hipertensión y la aterosclerosis. Por esto es necesaria la adecuada localización del inicio, pico sistólico, incisura dicota y el pico diastólico de la onda de pulso arterial. **Objetivo:** Desarrollar un algoritmo para la localización del inicio, pico sistólico, incisura dicota y el pico diastólico de la onda de pulso arterial. **Método:** El algoritmo presentado utiliza la primera derivada unido a condicionales móviles para eliminar puntos no deseados, al igual que intervalos no confiables. El algoritmo fue evaluado utilizando la anotación de un experto, con 5 registros de onda de pulso arterial de 5 minutos (5236 anotaciones) y contaminadas a diferentes relaciones señal ruido (15, 12 and 9 dB). **Resultados:** Cuando se comparó con las anotaciones de un experto el algoritmo detectó estos puntos fiduciales con una sensibilidad promedio, predictividad positiva y exactitud del 100% y mostró errores menores de 10ms. En señales de onda de pulso arterial contaminadas con ruido en ambos casos el error relativo fue menor que 2% respecto a un periodo de muestreo de 800ms. **Conclusiones:** el algoritmo provee una simple pero precisa detección de los puntos clínicos de interés de la onda de

pulso arterial, robusto a ruido y artefactos de movimiento que pudiera ser utilizado en la evaluación del índice de rigidez y de reflexión vascular

Palabras clave: onda de pulso arterial, inicio, pico sistólico, dicrotismo, pico diastólico, algoritmo de detección.

ABSTRACT

Introduction: The application of methods for the detection of clinical points of interest of the pulse wave allows obtaining parameters such as the index of vascular rigidity and reflection that facilitate the evaluation of the vascular effects of aging, hypertension and atherosclerosis. For this reason, the appropriate localization of the onset, systolic peak, dicrotic notches and the diastolic peak of the arterial pulse wave is necessary. **Objective:** To develop an algorithm for the localization of the onset, systolic peak, dicrotic notches and the diastolic peak of the arterial pulse wave. **Method:** The presented algorithm uses the first derivative linked to mobile conditionals to eliminate unwanted points, as well as unreliable intervals. The algorithm was evaluated using the annotation of an expert, with 5 records of arterial pulse wave of 5 minutes (5236 annotations) and contaminated at different signal-to-noise ratios (15, 12 and 9 dB). **Results:** When compared with the annotations of an expert, the algorithm detected these fiducial points with an average sensitivity, positive predictivity and 100% accuracy and showed errors of less than 10ms. In arterial pulse wave signals contaminated with noise in both cases the relative error was less than 2% with respect to a sampling period of 800ms. **Conclusions:** the algorithm provides a simple but accurate detection of the clinical points of interest of the arterial pulse wave, robust to noise and movement artifacts that could be used in the evaluation of the stiffness index and vascular reflection

Key words: arterial pulse wave, onset, systolic peak, dicrotic, diastolic peak, detection algorithm.

INTRODUCCIÓN

Las enfermedades cardiovasculares constituyen una de las primeras causas de muerte en Cuba¹ y a nivel mundial. El registro de la Onda de Pulso(OP) es una técnica de bajo costo y simple que puede ser usada para medir los cambios en el volumen y/o presión de la sangre en las arterias periféricas. De esta señal se pueden obtener marcadores diagnósticos relevantes tales como el tiempo de tránsito de pulso y la velocidad de la onda de pulso.² Estos parámetros brindan información de la propagación de la onda de pulso en el sistema vascular, ofreciendo así indicadores que son utilizados para evaluar la rigidez arterial, la frecuencia cardíaca, la respiración, el ritmo cardíaco, la presión sanguínea³. Este método no invasivo sirve para el monitoreo de diferentes enfermedades cardiovasculares que tienen como base la aterosclerosis y la disfunción vascular, constituyendo la medición de la OP una prueba aceptable para el público en general por sus facilidades en el proceso de medición y por no requerir gel conductor. Para el cálculo de estos marcadores es necesaria la localización de puntos en el contorno de la onda de pulso en un ciclo cardíaco. Los puntos que más se utilizan son: el

inicio de la onda de pulso (pie), el pico sistólico, la incisura dicota y el pico diastólico.⁴

El proceso utilizado para detectar estos puntos de la OP es complicado debido a que estos factores generan varios tipos de artefactos aditivos que pueden estar contenidos dentro de las señales de OP. La morfología de la OP también está influenciada por algunas condiciones fisiológicas y procesos de enfermedad que en algunos casos pueden conducir a la insuficiente claridad para la determinación de los puntos de interés clínico de la OP.

Existen diferentes métodos para la detección del pie y el pico de la onda de pulso que incluyen umbrales adaptativos, la extracción de características,⁵ el filtrado basado en ordenador,⁶ la intersección de una y dos líneas tangentes⁷ cálculo de derivadas,⁸ aprendizaje automatizado,⁹ redes neuronales¹⁰ y la transformada de Hilbert.¹¹ Resultan a su vez insuficientes los utilizados en la de los otros puntos de la onda de pulso (incisura dicota y pico diastólico),^{8,9} no estando los mismos validados para una detección robusta a ruidos y artefactos de movimiento. En este contexto un algoritmo para la detección de puntos de interés de la onda de pulso es desarrollado.

MATERIAL Y MÉTODO

A pesar de que el contorno de la onda de pulso es menos complicado que otras señales fisiológicas como el ECG y EEC, no está libre de ruidos de alta frecuencia y baja frecuencia, derivados de la respiración, del movimiento o del equipo mismo de medición. El algoritmo propuesto (ver figura 1) utiliza la primera derivada unido a condicionales móviles para eliminar puntos no deseados, al igual que intervalos no confiables.

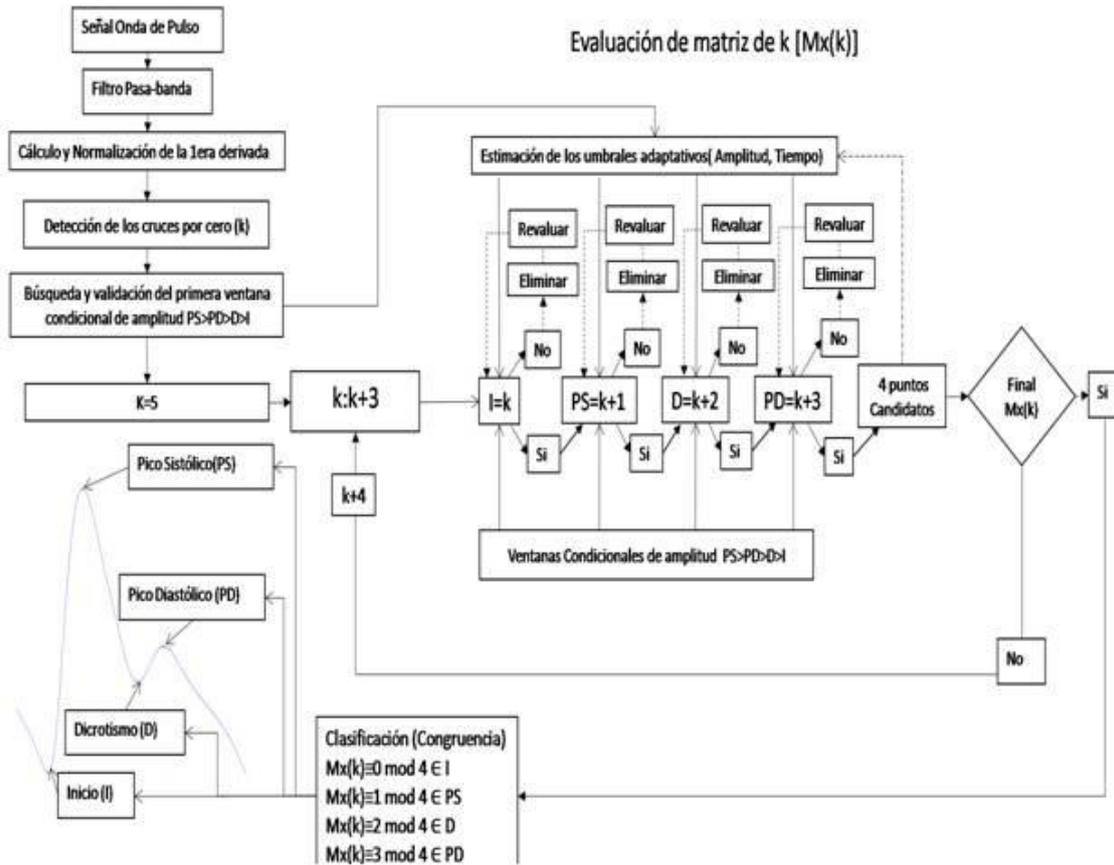


Figura 1: Algoritmo propuesto para la detección de puntos clínicos de interés de la onda de pulso arterial

Condicionamiento de la señal

Este paso consta de la implementación de un filtro digital para la cancelación de los ruidos de alta frecuencia y la eliminación de la línea de base. El filtro digital es construido usando un filtro pasa banda Butterworth de segundo orden con un ancho de banda [1 Hz-15 Hz].

A. Detección de los puntos.

Se utilizó la primera derivada para encontrar los máximos y mínimos locales de la señal. La diferenciación de la señal de onda de pulso filtrada es implementado como $d[n] = f[n+ 1] - f[n]$ (1)

Después de la diferenciación se normaliza la primera derivada por

$$\tilde{d}[n] = \frac{d[n]}{\max_{n=1}^N (d[n])} \quad (2)$$

Los puntos a identificar son cuatro: el pie, pico sistólico, incisura dicrótica y el pico diastólico. En un intervalo deben ser identificados estos cuatro puntos. Por tanto la idea central del método es utilizar condicionales móviles que se desplacen de un intervalo al otro identificando los puntos arriba señalados. Desplazándose en bloques de cuatro posibles puntos por toda la señal eliminando cualquier punto que no cumpla con las condiciones.

Estas condiciones se describen a continuación.

Los puntos a identificar deben cumplir con un orden de condiciones de amplitud:

$$PS > PD > D > P \quad (3)$$

Donde PS corresponde al pico sistólico, PD al pico diastólico, D a la incisura dicrótica y P al inicio de la onda de pulso (pie). De no ser así se elimina el primer punto. Esto ocurrirá de esta forma si la señal no tiene picos espurios. Por tanto

existe un paso crucial a la hora de escoger el bloque de cuatro puntos a analizar. Si se determina un intervalo de la onda de pulso por dos inicios consecutivos los máximos y mínimos locales determinan cuatro segmentos. Ahora bien, sabido esto, se puede clasificar a los picos espurios a partir de su localización en los segmentos mencionados. Pues para cada tipo de picos espurios existe un procedimiento específico. Por tanto existen picos espurios en los segmentos de tiempo P-PS, PS-D, D-PD y PD-P. Estos cuatro segmentos se dividen en dos tipos los ascendentes (P-PS, D-PD) y los descendentes (PS-D, PD-P), diferenciándose los segmentos dentro de un grupo en la clasificación de los extremos. Desde el inicio de la señal de onda de pulso se comienza en el extremo del primer segmento y se asciende buscando el otro extremo, este es el punto donde el pico que continua en la señal es menor que él, por tanto si se encuentra en este segmento un pico donde el pico sucesor es mayor que él, es eliminado junto con su incisura correspondiente, de la misma forma para el otro segmento ascendente.

Lo contrario para los segmentos descendientes donde para eliminar un pico, el pico sucesor tiene que ser menor que él. Esto ligado al tiempo entre el primer punto y los otros tres puntos y las amplitudes de dichos puntos, los cuales se mueven en un intervalo adaptativo, garantiza una gran precisión a la hora de eliminar puntos.

B. Datos de los pacientes

La base de datos está compuesta por señales de cinco voluntarios, quienes participaron en el protocolo experimental expresando su consentimiento informado de acuerdo con la política institucional y de los principios de Helsinki. Cada sujeto permaneció en reposo durante cinco minutos en posición decúbito supino. La señal del sensor de tonometría del equipo Power lab ® se digitalizó a una frecuencia de muestreo de 1000 muestras/s, ancho de banda de 0.5-16 Hz en el paquete de software Lab Chart del 2012 ambos de producción australiana por la compañía AD Instruments.

C. Validación del método

Los registros obtenidos durante el protocolo experimental, para validar la robustez al ruido se usó la metodología propuesta por Kazanavicius y cols ⁷. Cada señal de la base de datos fue contaminada por diferentes relaciones señal ruido blanco gaussiano (RSR) 15, 12 y 9 dB. Después a cada realización se le aplicó el método para detectar los inicios, fue calculado el error promedio y la desviación estándar de la posición de los puntos detectados de las señales de OP contaminadas respecto a las señales sin contaminar. Para evaluar la exactitud y precisión del algoritmo, los registros obtenidos durante el protocolo experimental fueron anotados por un observador experto ciego al algoritmo. El experto anotó la localización correcta del inicio de la onda de pulso, el pico sistólico, la incisura dicrótica y el pico diastólico usando un software diseñado para visualizar y editar (agregar, mover y eliminar puntos fiduciales) señales de OP. Fueron hechas un total de 5236 anotaciones. La concordancia de las anotaciones de los observadores, así como la exactitud y precisión de la nueva aplicación se evaluaron mediante el análisis del error absoluto, la desviación estándar y el método de Bland-Altman. En orden de calificar el rendimiento del algoritmo, fueron determinadas la sensibilidad (SE), especificidad (E) predictibilidad positiva (P+), tasa de detección de error (TDE) usando las ecuaciones siguientes:

$$SE = \frac{VP}{VP+FN} \times 100 \quad (4)$$

$$TDE = \frac{FP+FN}{VP} \times 100 \quad (5)$$

$$E = VP * (VP + FP + FN) \times 100$$

(6)

$$E = VP * (VP + FP + FN) \times 100$$

(7)

Donde(VP) son los verdaderos positivos cuando: pie, picos sistólicos, incisurasdicróticas, picos diastólicos son detectados por el algoritmo correctamente,(FN) los falsos negativos cuando los puntos fiduciaros detectados son falsos y(FP) los falsos positivos cuando picos de ruido son detectados como picos sistólicos o diastólicos y artefactos de movimiento son detectados como algunos de los puntos a detectar. Las ecuaciones (4)–(7) son las mismas que las ecuaciones (10)–(13) de la Ref.¹² respectivamente.

RESULTADOS y DISCUSIÓN

El método presentó 0 falsos negativos, 0 falsos positivos y 0 razón de detección de error para un total de 5236 detecciones tanto de inicios como de picos sistólicos. El método muestra un promedio de exactitud del 100%, sensibilidad del 100% y predictibilidad positiva del 100% en ambos casos. Los resultados son similares a los obtenidos por Ricardo-Ferro ¹¹. La Figura 2 muestra gráficos de Bland–Altman obtenidos, se muestran el análisis del grado de concordancia entre las localizaciones del inicio, pico sistólico, incisura dicrótica y pico diastólico determinadas por el observador y el método. El observador entrenado selecciona como pie el comienzo de la onda incidente; como pico sistólico el pico de la onda incidente; como incisura dicrótica la muesca entre el primer pico (sistólico) y el segundo pico (diastólico); como pico diastólico el segundo pico luego de la incisura dicrótica. Más del 99% de las detecciones de los puntos de la onda de pulso efectuadas por el método propuesto, tiene un error menor que 10 ms con respecto al observador entrenado.

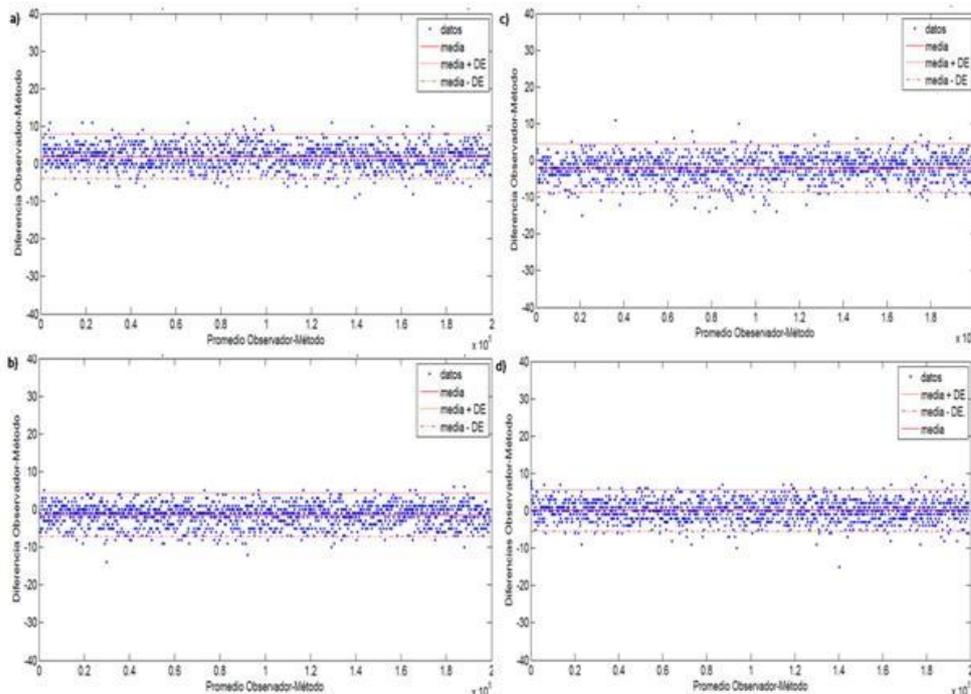


Figura 2: Gráficos de Bland–Altman para evaluar la concordancia entre observador experto y el método propuesto en la localización de: a) pie, b) pico sistólico, c) dicrotismo, d) pico diastólico de la onda de pulso

Este error promedio expuesto en la tabla 1, oscila entre 2.3213 a 3.0015 ms con leves variaciones entre cada tipo de detección, es similar al encontrado por varios autores con diferentes métodos⁵⁻¹⁰ en la búsqueda del pie y el pico sistólico. Solo superado en la precisión de la detección la utilización de la Transformada de Hilbert propuesto por Ricardo-Ferro ¹¹, con un error promedio con respecto a observadores de 0.08 y 0.23ms para el pie y el pico. Sin embargo estos métodos se caracterizan por una elevada complejidad metodológica y computacional, así como no están implementados, ni validados para la detección de la incisura dicrótica y el pico diastólico como otros puntos de interés de la onda de pulso. En el algoritmo propuesto todos los tipos de detección del error medio son cercanos a cero, lo cual demuestra la alta concordancia y sugiere que estas pueden ser usadas para evaluar con exactitud y precisión los puntos de interés clínico de la onda de pulso.

La evaluación de la robustez al ruido se resume en la tabla 1 y muestra el rendimiento del método para la detección del pie, el pico sistólico, incisura dicrótica y pico diastólico en presencia de diferentes niveles de ruido (RSR9,12 y 15 dB). Reportando errores que van desde 1.7517 ±1.6517 ms en la detección del pie de la onda de pulso con ruidos 15dB hasta 11.6239± 9.9142 ms en la detección del pico diastólico con ruido de 9 db en la señal. En todos los casos el método puede ser usado como indicador de la frecuencia cardiaca porque el error relativo es menor que el 2% respecto a un periodo de muestreo de 800ms. Esto no difiere de lo encontrado por algunos de los métodos ^{6,8,9,11} en la detección del pie y el pico, más exactos y robustos a ruidos, llegando a tener errores máximos de 10.49 en algunas de sus muestras ¹¹. El error en la detección del pie y del pico sistólico para los tres niveles de ruido es menor que en la detección de la incisura dicrótica y el pico de la onda de pulso; esto puede deberse a la presencia de artefactos o ruido que impiden la correcta detección de los puntos.

Tabla 1: Error en la localización de los puntos clínicos de interés de la onda de pulso del método contra el observador y con diferentes niveles de ruido

Detecciones de la onda de pulso	Observador	Ruido en la señal de 15 db	Ruido en la señal de 12 db	Ruido en la señal de 9 db
	Error (Media ± DE)	Error (Media ± DE)	Error (Media ± DE)	Error (Media ± DE)
Pie	2.3213 ± 4.7647	1.7517 ± 1.6517	2.4989 ± 2.2516	3.6636± 3.6107
Pico sistólico	2.4851 ± 2.1263	1.9854± 1.6933	2.8914 ± 2.4621	4.0596±3.4176
Dicrotismo	3.0015 ± 2.5143	3.4008 ± 2.8583	4.6802 ± 4.0470	6.7087 ±5.8401
Pico diastólico	2.8493 ± 2.1962	6.3709 ± 5.7044	8.7422± 7.6008	11.6239± 9.9142
DE=Desviación Estándar Error-milisegundos (ms)				

Por otra parte se debe tener en cuenta que la incisura dicrótica y el pico diastólico constituyen los puntos de la señal de onda de pulso con mayor complejidad en su detección, por sus grandes distorsiones ante el ruido y por la gran variedad de tipos de ondas, estos componentes no constituyen dianas fundamentales en el análisis e implementación por parte de la mayoría de los métodos reportados ^{5, 6, 7, 10, 11}. A su vez constituye la falta de validación contra artefactos de movimiento que se producen en los pacientes y alteran el trazado de la señal, una de las limitantes de

muchos de los métodos implementados ^{8,9} en la literatura revisada. El algoritmo propuesto tiene un 100% de precisión en la exclusión de los artefactos de movimiento por el análisis particularizado que se le realiza a los puntos detectados, constituyendo una de las principales fortalezas del mismo que se evidencia en la figura 3.

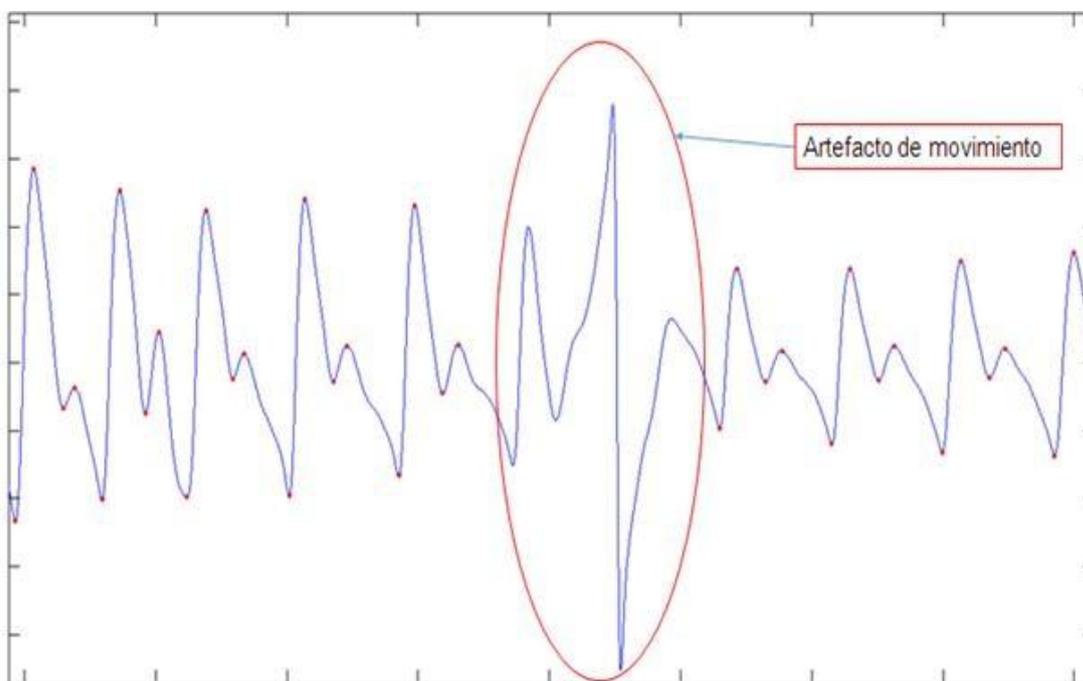


Figura 3: Robustez del algoritmo de detección propuesto frente a los artefactos de movimiento en la señal de onda de pulso

El método propuesto tiene buena exactitud frente a ruido en todos los casos debido a la posibilidad de reducir las interferencias causadas por ruido o distorsiones de la línea base con el propio diseño de las condicionales móviles para eliminar puntos no deseados, al igual que intervalos no confiables.

CONCLUSIONES

Se presenta un algoritmo que utiliza la primera derivada unido a condicionales móviles para eliminar puntos no deseados, para la detección automática del pie, pico sistólico, incisura dicrótica y del pico diastólico en señales de onda de pulso, con baja complejidad metodológica y muy bajo costo computacional. Este método también muestra baja tasa de error para la detección estos puntos fiduciales para diferentes niveles de ruido, demostrando que tiene una buena exactitud frente a ruido y artefactos de movimiento. El método logra un promedio óptimo de sensibilidad, predictibilidad positiva y la precisión máxima en todas las detecciones.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Dirección de Registros Médicos y Estadísticas de Salud del Ministerio de Salud Pública de Cuba. (2016) Anuario Estadístico de Salud. 2015. La Habana.

2. Allen J, Murray A. Age-related changes in peripheral pulse timing characteristics at the ears, fingers and toes. *J. Hum. Hypertens.* 2002; 16: 711-717.
3. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement, *Physiol. Meas. Top. Rev.* 2007; 28: 1-39.
4. Pascau A, Fernandez JE, Allen J. Nuevos modelos conceptual y matemático para el contorno de la onda de volumen de pulso arterial. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas* 2011; 30 (4): 487-500.
5. Xu P, Bergsneider M, Hu X. Pulse onset detection using neighbor pulse-based signal enhancement. *Med. Eng. Phys* 2009; 31: 337-345.
6. Jang DG, Park S, Hahn M. A real-time pulse peak detection method for the photoplethysmogram. *Int. J. Electron. Electr. Eng* 2014; 2:(1).
7. Kazanavicius E, Gircys R, Vrubliauskas A, Lugin S. Mathematical methods for determining the onset point of the arterial pulse wave and evaluation of proposed methods. *Inform. Technol. Control* 2005; 34 (1): 29-36.
8. Elgendi M. On the analysis of fingertip photoplethysmogram signals. *Current Cardiology Reviews* 2012; 8: 14-25.
9. Grabovskis A, Marcinkevics Z, Rubenis O, Rubins U, Lusa V. Photoplethysmography system for blood pulsation detection in unloaded artery conditions. *Proc. of SPIE Vol. 8427 84270L-1*. En línea: doi: 10.1117/12.922649 Consultado: 14 jun 2016.
10. Orjuela AD, Delisle D, López A, Fernandez RR, Cuadra MB. Onset and peak pattern recognition on photoplethysmographic signals using neural networks. Ruiz-Shulcloper E, Sanniti di Baja G. Editores. *Progress In Pattern Recognition, Image Analysis, Computer Vision, and Applications. Volume 8258* ed. Berlin: Springer-Verlag; 2013. p. 543-550.
11. Ricardo BT, Ramírez A, Fernández RR. Automated detection of the onset and systolic peak in the pulse wave using Hilbert Transform *Biomedical Signal Processing and Control* 2015; 20: 78-84.
12. Sabarimalai M, Soman K.P. A novel method for detecting R-peaks in electrocardiogram (ECG) signal. *Biomedical Signal Processing and Control* 2011; 7 (2):118-128.

Recibido: 20 de enero de 2018.

Aprobado: 15 de marzo de 2018.