

# Algoritmo para identificar y cuantificar cuadros arrítmicos utilizando Matlab.

Fernando Vega L.<sup>1</sup>, Ángel Guillermo Cadena H.<sup>1</sup>, Sebastián Larraza R.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Estudiantes de séptimo semestre del programa de Ingeniería Biomédica, Universidad de Monterrey, Nuevo León, México.

<sup>2</sup>Profesor del programa de Ingeniería Biomédica, Universidad de Monterrey, Nuevo León, México

**Resumen** – El desarrollo de arritmias es elevado en la población mexicana, además éstas pueden ser fatales o requerir de una intervención quirúrgica. Por esta razón, un diagnóstico rápido de las arritmias es necesario. En este artículo proponemos un algoritmo simple para identificar arritmias, mediante la localización de los picos de las ondas P, Q, R y S de un ECG.

**Palabras clave**—Arritmia, Bloqueo Sinusal, Electrocardiograma, Latidos Adicionales Prematuros, Matlab, onda P

## I. INTRODUCCIÓN

El Electrocardiograma (ECG) es un recurso usado para registrar la actividad eléctrica del corazón, el cual es utilizado para determinar la existencia de arritmias. El ECG está compuesto por las ondas P, Q, R, S, T. La forma del ECG depende de la posición electrodo de referencia que se utiliza para medir la actividad eléctrica, a partir de este electrodo de referencia se tienen 5 derivaciones del ECG (v1, v2, v3, v4, v5). La derivación v5 se caracteriza por tener una onda P con amplitud positiva [1], por esta razón fue elegida para esta investigación.

En la figura 1 se muestra un ECG típico. El intervalo PR marca la despolarización auricular con valores entre 0.12-0.20 s. El complejo QRS es un conjunto de ondas que corresponden a la despolarización ventricular con valores entre 0.06-0.10 s. Por último, la onda T corresponde a la repolarización ventricular. El intervalo PP Y RR en cada ciclo marcan el pulso cardiaco. Cuando el nódulo sinoauricular (SA) no descarga, se registra un intervalo diferente al previo y se presenta con una asincrónica de la siguiente onda P [11]. En particular, el pico de la onda P permite identificar latidos auriculares prematuros (LAP), bloqueos sinusales (BS), o el requerimiento de un marcapaso ectópico. Por otra parte, las anomalías en el complejo QRS se denominan latidos ventriculares prematuros.

En México 25 por ciento de individuos mayores de 50 años de edad desarrollará algún tipo de arritmia.

Además, anualmente se realizan en promedio 300 intervenciones quirúrgicas a causa de estas cardiopatías. También se indica que las arritmias aumentan cinco veces la probabilidad de tener una embolia y se duplica el riesgo de muerte. [2].

Por lo tanto, el objetivo del presente trabajo consiste en investigar diferentes métodos para identificar arritmias

y proponer un algoritmo que ayude a identificar al menos los tres tipos de arritmias mencionadas anteriormente.

## II. METODOLOGÍA

El algoritmo desarrollado consiste principalmente de dos fases: la localización de los puntos máximos de las ondas P, Q, R y S; e identificar arritmias de acuerdo a criterios establecidos previamente. En las siguientes subsecciones, se describen las fases del algoritmo.

El algoritmo desarrollado se utilizó para analizar señales de ECG, las cuales se obtuvieron de la Arrhythmia DataBase, del MIT - BIH, disponible en <https://www.physionet.org/>. [3]. Las señales utilizadas corresponden a la derivación V5 de ECG las cuales fueron obtenidas con una velocidad de muestreo de 360 Hz. [4].

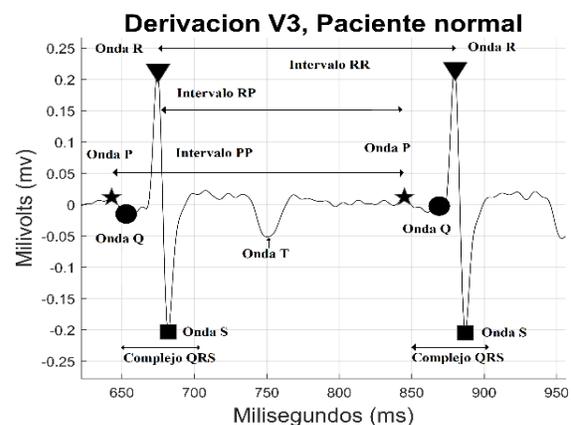


Fig. 1. ECG, sus ondas e intervalos

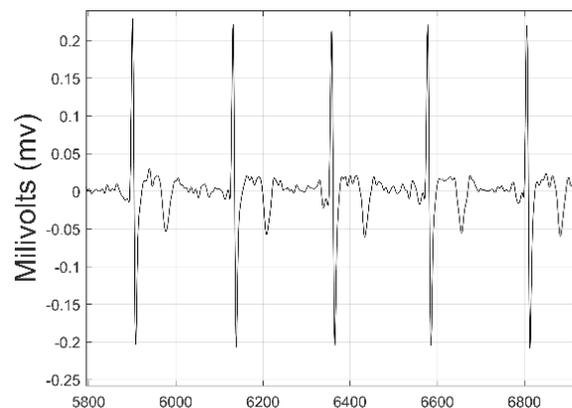


Fig. 2. ECG filtrado y suavizado con las técnicas mencionadas.

## A. Localización de R y S

Para localizar el punto máximo de la onda R, se determinó la primera diferencia de la señal de ECG. Posteriormente, se identificaron los picos de máxima amplitud en intervalos de 200 ms en la señal de ECG. Estos valores se almacenaron en una nueva matriz denominada "Rwave". Para localizar la onda S, primero se multiplicó la primera diferencia de la señal del ECG por "-1", para reflejar la señal. Posteriormente, se identificaron los picos de máxima amplitud de la onda S en intervalos de 200 ms. Finalmente se almacenaron estos valores en una matriz denominada "Swave". [5].

## B. Localización de Q

Para identificar los picos de la onda Q, primero fue necesario usar un filtro de Savitzky–Golay, para suavizar la señal, además de haber localizado los picos de las ondas R y S [9]. El algoritmo identifica el valor mínimo de la señal de ECG, ocurrido después de cada valor de Rwave. Cada valor identificado se almacenó en la variable "Qwave".

## C. Localización de la onda P

Determinar el tiempo en el cual ocurre el punto máximo de la onda P es el principal objetivo de esta investigación. Este punto es difícil de localizar debido a que la amplitud de la onda P es pequeña en comparación a R y S. Para localizar P, por cada tiempo identificado de Qwave, se realiza un barrido de los datos para identificar los puntos máximos ocurridos en los 70 ms previos. El valor máximo se almacena en la matriz "x". Este proceso se ilustra en un diagrama de flujo en la Fig. 3.

En la Fig. 3 "k" es un contador cuyo valor inicial es el tiempo de Q, por ejemplo: Qwave (k=1) =100, entonces Qwave (1)-70=30. Por lo tanto, en la matriz "x" se almacena el valor mínimo de los datos a partir de 30 ms hasta 100 ms. Este proceso se repite para cada valor de Qwave.

Para evitar que el algoritmo, guardara valores de amplitud menores de cero, se aplicó la siguiente condición: si el valor de la amplitud de Qwave en el tiempo medido es menor a 0, el valor no se toma en cuenta.

El valor de "k" se actualiza con la siguiente condición: si el valor de "i" (que va incrementando de 1 en 1) no llega al valor final de "Q", seguirá actualizando el valor de "k" para hacer el siguiente barrido de datos.

## D. Criterios para identificar arritmias.

En la tabla 1 se indican las abreviaciones que se utilizan para describir los intervalos de tiempo entre los diferentes puntos del ECG.

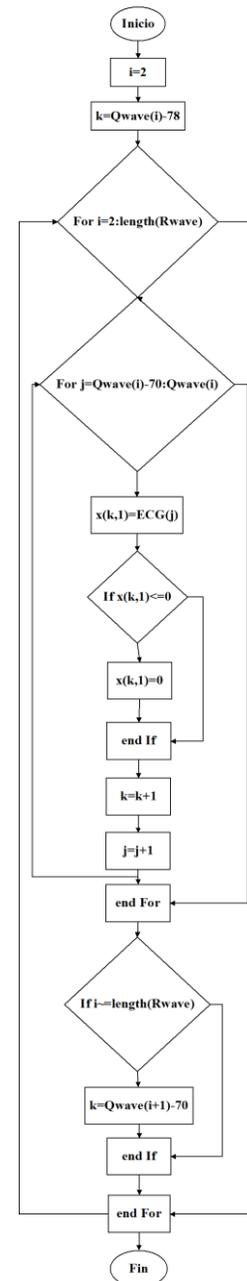


Fig. 3 Resumen a grandes rasgos en diagrama del algoritmo

La frecuencia cardiaca (FC) se estima utilizando el intervalo RR, como se muestra en la Ec. (1).

$$FC = \frac{60}{RR} * Fs \quad (1)$$

Donde Fs es la frecuencia de muestreo en Hz, y FC es la frecuencia cardiaca.

Los valores estimados de FC pueden ser clasificados con condiciones booleanas para determinar las siguientes condiciones: taquicardia o bradicardia, como se indica en la Tabla 2.

Para determinar la presencia de latidos auriculares prematuros (LAP), es necesario conocer los intervalos PP y RP. En la tabla 2 se indican las condiciones booleanas

utilizadas para identificar LAP. De manera similar, para determinar la presencia de latidos ventriculares prematuros (LVP), es necesario conocer el intervalo QRS. En la tabla 2 se indican las condiciones booleanas utilizadas para determinar la presencia LVP. Por otra parte, para identificar un bloqueo sinusal (BS), es necesario conocer PP y FC. En la tabla 2 se indican las condiciones booleanas utilizadas para determinar esta arritmia. [6]

Para identificar las condiciones cuando él o la paciente necesita de un marcapasos electrónico, se necesitan conocer PP, FC y RP, aunque el principal indicador es el índice de frecuencia cardíaca menor o igual a 4. En la tabla 2 se resumen las condiciones booleanas requeridas para esta condición.

Tabla 1  
Abreviaciones con sus explicaciones

Abreviación	Explicación
RR	Duración en tiempo que hay de una onda R a otra onda R.
RP	Duración en tiempo que se encuentra de una onda R a otra onda p
QRS	Duración del tiempo de un complejo QRS
PP	Duración en tiempo que se encuentra de una P a otra onda P
FC	Frecuencia cardíaca obtenida con ayuda de la formula (1)
LVP	Latido Ventricular Prematuro
LAP	Latido Auricular Prematuro
BS	Bloqueo Sinusal
ME	Marcapasos Electrónico

Tabla 2  
Condiciones Booleanas

Arritmia	Condición Booleana
Se considera que el paciente está teniendo una taquicardia	Si $FC(t) > 100$
Se considera que el paciente está teniendo una bradicardia	Si $FC(t) \leq 60$
Si estas tres condiciones simultáneamente se cumplen, es un indicio de que el paciente sufre de un LVP	Si $QRS(t) \geq 390$ & $QRS(t-1) > 0$ & $QRS(t-1) < 5$
Si estas tres condiciones simultáneamente se cumplen, es un indicio de que el paciente sufre de un LAP	Si $PR(t) \leq 400$ & $PP(t) \geq 340$ & $RP(t) \leq 550$
Si ambas condiciones inultamente se cumplen, es un indicio de que el paciente tiene un BS	Si $PP(t) \geq 350$ & $FC(t) \leq 50$
Si estas tres condiciones simultáneamente se cumplen, se puede considerar que el paciente necesita un ME.	Si $PP(t) \geq 350$ & $FC(t) \leq 40$ & $RP(t) \leq 530$

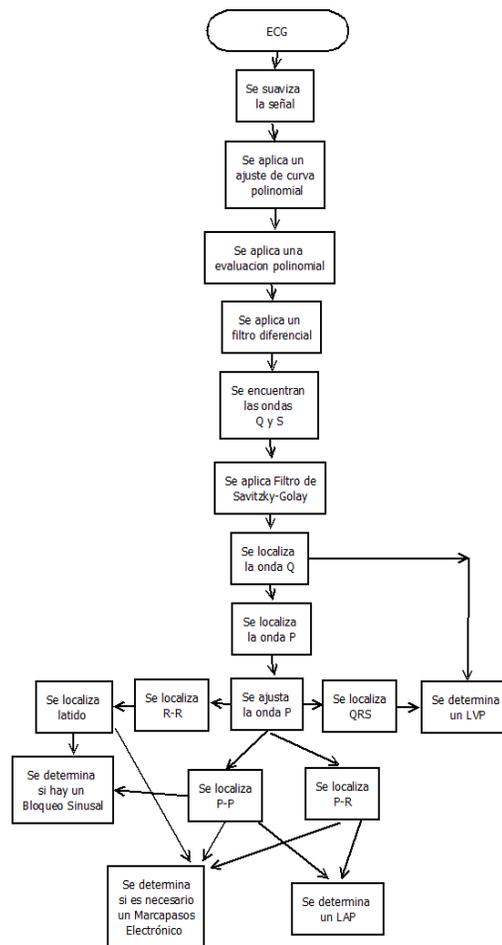


Fig. 4. Diagrama de flujo del algoritmo desarrollado para analizar ECG e identificar arritmias.

En la Fig. 4. Se muestra un diagrama que resume todos los pasos que se llevaron a cabo para realizar este algoritmo.

### III. RESULTADOS

En la figura 5 se muestra la localización adecuada de los puntos P, Q, R y S. Se utilizan 4 símbolos diferentes (pentagrama, círculo, triángulo y cuadrado) para identificar los puntos P, Q, R y S, respectivamente. Adicionalmente, en la figura 5 se observa un LAP. El LAP se identificó adecuadamente en el latido con un incremento del intervalo PP, indicado en la Fig. 5 con una flecha.

En la Fig. 6 se muestra la localización de los puntos P, Q, R, y S. Adicionalmente, se muestra la identificación de un LVP, indicado con una estrella. El LVP se caracteriza por una deformación del complejo QRS, el cual tiene una duración menor a 5ms (indicado con una flecha en la figura 6).

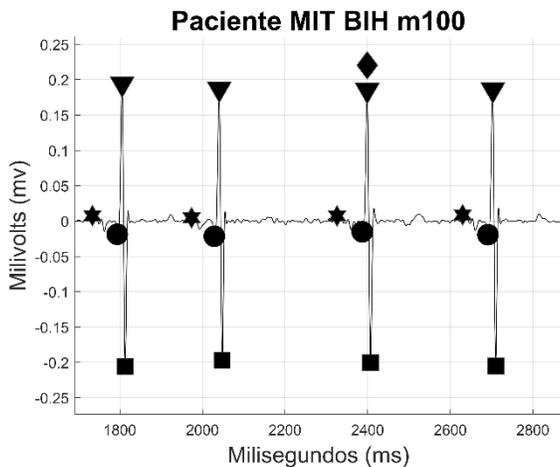


Fig. 5. Detección de un LAP, donde el intervalo RP se alarga indicado con un diamante.

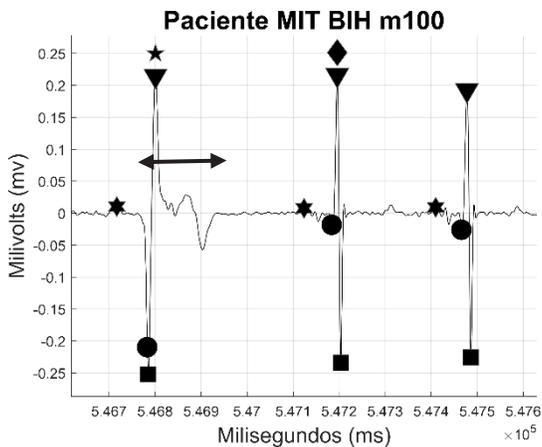


Fig. 6. Un LVP, donde el complejo QRS es deformado

#### IV. DISCUSION

El algoritmo desarrollado identifica los puntos P, Q, R, y S de manera adecuada. Identificar estos puntos es importante para cuantificar los intervalos PP, RP, RR, QRS los cuales son necesarios para detectar arritmias. La detección oportuna de arritmias es necesaria ayudar a los médicos y profesionales de la salud a diagnosticar al paciente.

Además del método utilizado en el algoritmo, existen otros métodos para localizar los puntos P, Q, R, S y T. Por ejemplo, en [7] se adapta gradualmente un filtro transversal, para eliminar los complejos QRS y ondas T con el objetivo de mantener las ondas P.

Para identificar P, se asume que la amplitud del complejo QRS es mayor que la de P. Sin embargo, cuando las ondas P, tienen un valor de amplitud muy cercano al complejo QRS, el número de complejos QRS es similar al número de ondas P, y no se identifica Q. [8]. Por consiguiente, el

algoritmo desarrollado presenta al menos una deficiencia i.e. la onda P puede depender de la amplitud de la onda R, o de la posición de la onda Q. Consecuentemente, si ambas ondas no son identificadas, es imposible encontrar P. Por lo tanto, una oportunidad de mejora sería desarrollar un algoritmo más robusto, capaz de identificar de manera independiente P, Q y R.

#### V. Conclusión

Las arritmias pueden ser detectadas mediante algoritmos que cuantifiquen y comparen diferentes intervalos de tiempo entre los puntos del ECG. Cuando estos intervalos de tiempo son anormales, no hay una sincronización entre las aurículas y ventrículos del corazón. Por lo tanto, el corazón no es capaz de hacer circular la sangre de manera adecuada al resto del cuerpo.

Dentro de los planes a futuro, se tiene planeado optimizar el código optimizar para personas que llevan un estilo de vida atlético, es decir, personas con un esfuerzo cardiaco mayor al promedio. Además de poder adecuarlo a pacientes con un ritmo cardíaco por debajo de lo normal, y que no solamente se necesitan muestras con una frecuencia cardiaca normal [11]. De forma adicional, dentro del algoritmo se pueden incluir condiciones para incluir la identificación de la onda T. Esta onda puede ser de utilidad para identificar infartos, atrofas o hipertrofias.

#### BIBLIOGRAFIAS

- [1] Hall, J. E., & Guyton, A. C. (2016). *Tratado de fisiología médica*. Barcelona: Elsevier. pp. 139-173
- [2] DEMOS, Desarrollo de Medios, S.A. de C.V. (n.d.). Las arritmias, primera causa de atención en urgencias. Rescatado Julio 25, 2017
- [3] M. (n.d.). MIT-BIH Arrhythmia Database Directory. Rescatado en Julio 24, 2017, de <https://www.physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/records.htm#100>
- [4] Goldberger AL, Amaral LAN, Glass L, Hausdorff JM, Ivanov PCh, Mark RG, Mietus JE, Moody GB, Peng CK, Stanley HE. PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: Components of a New Research Resource for Complex Physiologic Signals. *Circulation* 101(23):e215-e220 [Circulation Electronic, sitio web; <http://circ.ahajournals.org/content/101/23/e215.full>]; 2000 (Junio 13). PMID: 10851218; doi: 10.1161/01.CIR.101.23.e215
- [5] Rahman, M., & Nasor, M. (2011). An algorithm for detection of arrhythmia. 2011 1st Middle East Conference on Biomedical Engineering. doi:10.1109/mechbme.2011.5752111. Rescatado: Julio 25, 2017
- [6] Pallares, D. S. (2010). *Electrocardiografía clínica: análisis deductivo*. México: Méndez Editores. Rescatado: Julio 20, 2017
- [7] N. V. Thakor y Y. S. Zhu, "Applications of adaptive filtering to ECG analysis: Noise cancellation and arrhythmia detection", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 38, núm. 8, pp. 785-798. Rescatado: Julio 22, 2017
- [8] Lee, K. Jeong, J. Yoon, y M. Lee, "A simple real-time QRS detection algorithm", *Proc. 18th Annu. Int. Conf. IEEE Eng. Med. Biol. Soc.*, núm. Enero 1996, pp. 1396-1398, 1996. Rescatado: Julio 25, 2017
- [9] Hargittai, S. (s/f). Savitzky-Golay Least-Squares Polynomial Filters in ECG Signal Processing. Recuperado a partir de <http://www.cinc.org/archives/2005/pdf/0763.pdf>
- [10] Forunta, Rivera, Roldán, Fierro, Mendoza, Pizaña, & Navarro. (2008). *Protocolo de atención del paciente grave*. Querétaro, México: Panamericana.
- [11] Wesley, K. (2012). *Interpretación del ECG: Monitorización y 12 derivaciones*. Barcelona, España: Elsevier.