

Método para el estudio de la actividad auricular en el electrocardiograma

R. I. González
Instituto Central de Investigación Digital
Calle 202 #1704 entre 17 y 19, Playa. La Habana, Cuba.
E-mail: rigonzalez@icid.edu.cu

RESUMEN

El presente artículo describe un nuevo método diseñado para la detección de las ondas P, F y f representativas de la actividad auricular en el electrocardiograma de reposo (ECG). Una función de energía es calculada en dos sentidos con el fin de identificar la onda P, a partir de su simetría, en la zona de ritmo cardiaco más estable en la derivación II. Si se detecta una onda P, ésta es usada como un patrón para buscar el resto de las ondas de este tipo presentes a lo largo de la derivación II. La zona más estable del ECG es estudiada en cada derivación para detectar la onda P, si esta onda no está presente en la derivación II, un umbral de energía es empleado para identificar otros tipos de actividad auricular, es decir, las ondas f y F. El método propuesto fue evaluado con 104 ECGs y todas las ondas P asociadas las zonas más estables fueron detectadas; no hubo falsos positivos. Todos los eventos de fibrilación auricular fueron detectados y tampoco hubo falsos positivos.

Palabras clave: onda P, fibrilación auricular, flutter auricular.

ABSTRACT

This paper is about a new computerized method designed for the detection of P, F and f waves in the rest ECG. A bidirectionally-computed energy function is used to identify P waves across the most stable TQ interval in lead II. The detected P wave is used as a pattern to find out the same waves presents in the whole lead II. The most stable ECG zone is studied lead by lead. If the P wave is not detected in lead II, a energy threshold is used to detect the atrial activity. The proposed method was tested with 104 digital ECGs and all the P wave present in the most stable zones were detected; false positives were not present. The atrial fibrillation events were detected and false positives were not present.

Keywords: P wave, atrial fibrillation, atrial activity

1. INTRODUCCIÓN

Las ondas P, Q y R constituyen la representación electrocardiográfica de la actividad auricular [1]. En todos los casos son ondas de bajo voltaje que aparecen comúnmente entre el final de la onda T y el principio del próximo complejo QRS, aunque existen casos excepcionales como la onda P retrógrada que puede aparecer al final del complejo QRS.

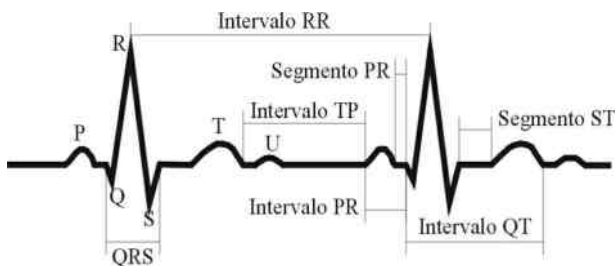


Figura 1. Eventos electrocardiográficos

La onda P se asocia a los ritmos cardíacos más comunes, pudiendo no estar presente, ser positiva, negativa o bifásica. La identificación y medición de esta onda es imprescindible para el estudio de patologías auriculares como la hipertrofia auricular y los bloqueos de conducción entre aurículas y ventrículos. Por otra parte, la presencia y polaridad de esta onda es un elemento a tener en cuenta en la clasificación del ritmo cardíaco.

La onda f es la representación de la fibrilación auricular que es una de las arritmias de mayor incidencia en la población [1][8]. Estas ondas son sumamente difíciles de identificar pues tienden a confundirse con el ruido que puede estar presente en la línea base del electrocardiograma (ECG). La onda F está asociada a un trastorno menos común que es conocido como flutter o aleteo auricular. En ambos casos son trastornos que no son mortales, pero que producen un grado significativo de malestar e invalidez en los pacientes [8].

En la actualidad, la identificación de las ondas auriculares mediante métodos computarizados no es un problema que se considere resuelto pues los algoritmos desarrollados hasta el momento no logran resultados satisfactorios al tomar como referencia a especialistas experimentados en la interpretación del ECG [6]. Esta situación, unida a la importancia que tiene el estudio de la actividad auricular, hace que en el campo del procesamiento de señales biológicas se dediquen importantes esfuerzos a mejorar los resultados obtenidos en el estudio de las ondas auriculares. El objetivo del presente trabajo es exponer un método desarrollado en esta línea de trabajo y los resultados obtenidos al evaluarlo con señales adquiridas en condiciones reales.

2. METODOLOGÍA

Se estudiaron 104 casos seleccionados de forma aleatoria de una base de datos anotada (mediciones y diagnósticos realizados por tres especialistas experimentados con ayuda de programas con interfaz gráfico para medir las señales) creada a partir de electrocardiogramas (ECG) hechos con equipos CARDIOCID, electrocardiógrafos diseñados y producidos en Cuba. En estos ECG las ocho derivaciones independientes (I, II, V1, V2, V3, V4, V5, y V6) fueron adquiridas simultáneamente y filtradas durante ocho segundos a una frecuencia de 500 Hz. Las derivaciones dependientes (III, aVR, aVL y aVF) fueron calculadas a partir de las expresiones clásicas [9].

Las señales adquiridas fueron filtradas digitalmente con versiones del filtro propuesto por Ligtenberg y Murat [7]. La expresión de este filtro es la siguiente:

$$y(k) = \frac{1}{K^2} \sum_{m=k-K+1}^k \sum_{n=m-K+1}^m x(n) - \frac{1}{L^2} \sum_{m=k-L+1}^k \sum_{n=m-K+1}^m x(n)$$

donde:

$x(n)$: Señal de entrada

$y(k)$: Señal filtrada en el instante k

K, L : Constantes asociadas a las frecuencias de corte

Esta expresión actúa como un filtro pasabanda digital y las frecuencias de corte dependerán de los valores de las constantes K y L. Los valores de estas constantes fueron fijados de forma tal que se lograran frecuencias de corte de 0,6 y 37 Hz; este proceso se realizó de forma experimental a partir de una relación hallada entre la frecuencia de corte, la constante en cuestión y la frecuencia de muestreo. Con estas frecuencias de corte se minimiza la influencia de la respiración (se modela como una señal sinusoidal de 0,5 Hz) en la línea base del ECG y la presencia del ruido electromiográfico asociado a componentes de frecuencia por encima de los 40 Hz [9]. Además, se aplicó un filtro notch de tipo IIR con el fin de cancelar la interferencia de 60 Hz;

En ambos filtros se garantizó que la respuesta de fase fuera lineal en la banda de frecuencia estudiada pues así se evita la distorsión de la señal original [5].

El método propuesto consta de las siguientes etapas:

1. Detección de todos los complejos QRS y cálculo de los intervalos RR.
2. Detección del final de cada onda T.
3. Selección de la zona con ritmo cardiaco más estable.
4. Identificación de la onda P
5. Identificación de las ondas f y F.

La detección del complejo QRS se realiza en todo el ECG, o sea, a través de los ocho segundos de señal adquiridos. Este proceso se basa en el cálculo de la Función de Velocidad Espacial (FVE) para cada una de las muestras y de umbrales de detección establecidos en trabajos anteriores del propio autor [2][3]. Se establece un umbral que divide la señal en dos grandes zonas, una que pertenece a complejos QRS con total certeza y otra en la que se combinan tramos de ECG que no pertenecen al complejo QRS con las zonas cercanas a sus instantes de inicio y final.. Precisamente, el segundo umbral se utiliza para identificar el inicio y el final de cada uno de los complejos detectados. La expresión de la FVE es la siguiente:

$$y(k) = \sum_{i=1}^C [x(i, k) - x(i, k+1)]^2$$

donde:

y(k): Función de Velocidad Espacial

x(k): Señal de entrada

C: Cantidad de derivaciones

La detección de todos los complejos QRS es imprescindible para delimitar los intervalos TQ (tramos de ECG comprendidos entre el final de una onda T y el inicio del siguiente complejo QRS) que son las zonas en las que el método propuesto intentará identificar la presencia de actividad eléctrica auricular.

Una vez que los complejos QRS han sido detectados y han sido identificados el instante de inicio y final de cada uno, se toma la derivación II para el cálculo de los intervalos RR y de su valor promedio. Para ello, se busca el máximo absoluto del ECG entre el inicio y final de cada complejo QRS y se toma esta muestra como punto fiducial o de referencia; la duración de cada intervalo RR se calculará como la distancia entre estos puntos y así se obtiene la duración del intervalo RR previo y posterior de cada complejo QRS. Además, se calcula el valor promedio de este intervalo.

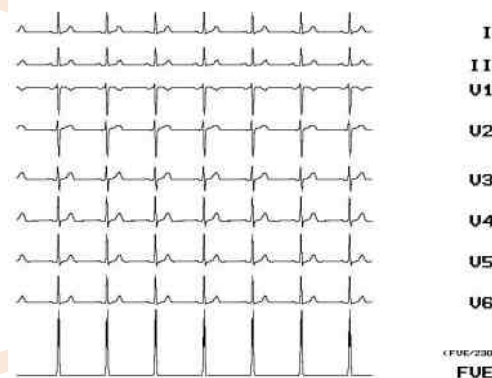


Figura 2. Función de Velocidad Espacial para las ocho derivaciones independientes

Para la identificación del final de la onda T, se desarrolló un algoritmo que básicamente consiste en seguir, a partir del pico de la onda, el contorno de la señal en busca del instante en que esta deja de acercarse a la línea base durante al menos 10 ms. Para realizar este proceso se establecieron los siguientes convenios:

- El pico de la onda T siempre estará entre el final del segmento ST y el final esperado de la onda T si la duración del intervalo QT (medido desde el inicio del complejo QRS hasta el final de la onda T) fuera normal para el valor promedio del intervalo RR en el ECG estudiado. Existen tablas en las que se relacionan los valores normales del intervalo QT para diferentes valores del intervalo RR [2].
- El final del segmento ST se asociará a la muestra que esté separada del punto J (final del complejo QRS) por la sexta parte de la duración promedio del intervalo RR [2][4]. Este convenio se establece con el fin de fijar una relación inversamente proporcional entre la duración del segmento ST y la del intervalo RR
- La línea base será estimada como el promedio de las muestras correspondientes a los 10 ms anteriores al inicio del complejo QRS.

La zona de ritmo cardíaco más estable es identificada a partir del estudio de los complejos QRS agrupados en tríos. Para cada trío, se calcula la diferencia entre el intervalo RR anterior y posterior al complejo QRS central y se establece que el trío con menor diferencia estará ubicado en la zona de ritmo cardíaco más estable.

Una vez que el final de cada onda T y el inicio de cada complejo QRS han sido identificados, se puede pasar al estudio de las ondas auriculares.

El estudio de la onda P se divide en dos fases: en la primera fase se busca la onda P en el segundo complejo QRS del trío asociado a la zona de ritmo cardíaco más estable. En la segunda etapa se busca la onda P a lo largo de la derivación II pues esta información es de utilidad para la clasificación del ritmo cardíaco. Primeramente, se normaliza el intervalo TQ a estudiar, o sea, a todas las muestras se le resta el valor de la línea base con el fin de corregir los desplazamientos que hayan podido quedar a pesar del filtrado del ECG y simplificar las operaciones que se realizarán en los pasos siguientes. Posteriormente, se eleva al cuadrado el valor de cada una de las muestras con el fin de acentuar las diferencias entre ellas y a las muestras de esta nueva señal digital se le calcula la energía en ambos sentidos pues en caso de existir una onda P existirá una marcada diferencia en cuanto a la energía asociada a la onda P al resto del segmento TQ. Para el cálculo de la energía se emplea una ventana de 80 ms pues es un valor de duración típico para esta onda y se calcula en ambas direcciones con el fin de estimar el inicio y final de la zona de ECG candidata a ser considerada una onda P. La expresión para el cálculo de la energía es la siguiente:

$$E(i) = \sum_{j=i-N}^i d(j)^2$$

donde:

E(i): valor de energía para el instante i.

N: ancho de la ventana de energía (40 muestras)

d: derivada en el punto j.

Para el cálculo de la derivada se utiliza expresión propuesta por Tompkins [9] que está orientada a minimizar la influencia del ruido de alta frecuencia en el valor calculado. La expresión usada es la siguiente:

$$y(nT) = 2x(nT) + x(nT - T) - x(nT - 3T) - 2x(nT - 4T) / 8$$

donde:

$y(nT)$: valor de a derivada en cada instante.

$x(nT)$: señal en cada instante.

Si el máximo valor de energía sobrepasa un umbral, establecido en estudios previos [4], y la zona de señal comprendida entre los valores máximos de energía (esta función fue calculada en ambas direcciones) tiene una duración al menos de 30 ms y una amplitud mayor que 30 μV , se dice que existe una onda P.

Si una onda P fue detectada, se busca en cada uno de los segmentos TQ de la derivación II el tramo de señal que tenga una semejanza de al menos el 85% con la onda identificada en la zona de mayor estabilidad en el ritmo cardíaco y así se detectan todas las ondas a lo largo de los ocho segundos de ECG estudiados.

En caso de no existir onda P, se determina si el máximo valor de la energía cumple con un umbral establecido experimentalmente para detectar la presencia de actividad auricular y si los valores de energía se mantienen establemente al menos para el 80% de cada uno de los segmentos TQ. En caso de que se cumplan ambos criterios, se puede afirmar que hay una actividad auricular que abarca la mayor parte de los segmentos TQ y se debe discriminar entre las ondas f y F. Para ello, se segmenta cada segmento TQ en partes de 100 ms de duración y se haya el pico a pico de cada una. Estos valores son comparados con un umbral que sirve como frontera entre las ondas f y F. Si en la mayor parte de los segmentos el valor pico a pico se mantiene en la zona asociada a las ondas f, se dice que existe fibrilación auricular y en caso contrario se afirma que está presente el flutter o aleteo auricular.

3. RESULTADOS

Se estudiaron 98 ECG con ritmo sinusal, o sea, con presencia de onda P acoplada a cada uno de los complejos QRS. Además, se estudiaron dos casos en los que no estaba identificada ningún tipo de actividad auricular y cuatro casos con fibrilación auricular. No se pudo obtener

ningún caso con flutter auricular. Para la evolución se tomaron como referencia las anotaciones realizadas por los especialistas que revisaron los ECG de la base de datos, o sea, las mediciones y diagnósticos comprobados por estos especialistas. Los principales resultados se resumen en la tabla 1.

Tabla 1: Principales resultados en la evaluación del método propuesto

Aspecto evaluado	Resultado
Casos sin onda P	2
Falsos Positivos (FP) en casos sin P	0
Ondas P estudiadas en la zona más estable de la derivación II	98
Ondas P detectadas en la zona más estable de II	98 (100%)
Ondas P presentes en todas las derivaciones II	1094
Ondas P detectadas en todas las derivaciones II	1041 (95.16%)
Ondas P estudiadas en la zona más estable	1176
Ondas P detectadas en la zona más estable:	1109 (94.30%)

No hubo Falsos Positivos en la detección de la onda P ni en la detección de las zonas con presencia de onda F.

4. DISCUSIÓN

Debe destacarse la detección de todas las ondas P presentes en la zona de ritmo cardíaco más estable pues esta información es muy útil para el diagnóstico de patologías auriculares que se manifiestan en el ECG mediante la morfología de la onda P y la duración del intervalo PR. Al estudiar esta misma zona de ritmo estable en el resto de las derivaciones, se detectaron más del 95% de las ondas presentes, lo que constituye un resultado de alto valor para el diagnóstico.

Al no existir ni Falsos Positivos ni Falsos Negativos en la detección de la onda P en los casos estudiados se puede afirmar que el método propuesto fue muy preciso en la identificación de la actividad auricular que con mayor frecuencia aparece en cualquier población.

Los casos de fibrilación auricular estudiados fueron pocos, pero todos fueron identificados correctamente. Internacionalmente se plantea que entre en 5 y el 8% de la población padece de fibrilación auricular [5], por lo que la cantidad de casos estudiados con esta patología está cerca de la media mundial si se toma como población la suma de los casos utilizados para evaluar el método propuesto.

En el caso del flutter auricular no fue posible estudiar ni siquiera un caso pues es una patología mucho menos común, pero debe destacarse que no se produjeron falsas identificaciones de ondas F. No obstante, debe continuarse el estudio de este fenómeno.

Como se puede apreciar en la descripción del método propuesto, todas las operaciones utilizadas son de aritmética entera, por lo que la ejecución de este método es rápida y requiere de poca potencia de cómputo, lo que lo hace ideal para equipos de bajo costo.

5. CONCLUSIONES

Se desarrolló un método para el estudio de la actividad auricular a partir del ECG de reposo que reportó resultados satisfactorios en su primera evaluación.

En todos los casos en que hubo algún tipo de actividad auricular se realizó una detección efectiva de la misma y no se produjeron falsos positivos.

Las operaciones utilizadas en el método son sencillas, lo que garantiza la rapidez de su ejecución y la poca exigencia en cuanto a potencia de cómputo.

El método propuesto debe probarse con un mayor número de casos, pero constituye un nuevo aporte en el estudio de la actividad auricular mediante métodos computadorizados.

REFERENCIAS

1. Bermúdez, F., *Electrocardiografía Diagnóstica*, Editorial Mc Graw Hill Interamericana de Venezuela, 1998
2. González, R. I., "A Spatial Study of the ST Segment" *Proc. Eng. in Med. and Biol. Soc. 25th Annual Intern. Conf.*, Cancún México, 2003, pp. 2610-2614
3. González, R. I., Morejón A. M., Rodríguez J. A., Ramírez M.M, "Preprocesamiento de señales electrocardiográficas en tiempo real", *Ing. Electr., Autom. y Telecom.*, 13(3): 89-94, 1991.
4. González R. I., Rivero M.M., Fernández R., "Evaluación de un programa para la interpretación automática de electrocardiogramas", *Primer Congreso Virtual de Cardiología*. Enero, 2000.
5. International Standard IEC 60601-2-51, *Medical electrical equipment Part 2-51: "Particular requirements for safety, including essential performance, of recording and analyzing single and multichannel electrocardiographs"*, First Edition 2003-02
6. R. Lepage1, J. M. Boucher, J. J. Blanc, J. C. Cornilly *ECG Segmentation and P-wave Feature Extraction: Application to patients Prone to Atrial Fibrillation.. Proceedings 23rd Annual Conference IEEE/EMBS Oct.25-28, 2001, Istanbul, Turkey.*
7. Ligtenberg, A. Murat, K. "A Robust Digital QRS-Detection Algorithm for Arrhythmia Monitoring". *Computing and Biomedical Research* 16. 273-286, 1983.
8. S. Poli, V. Barbaro, P. Bartolini, G. Calcagnini, F. Censi. "Prediction of atrial fibrillation from surface ECG: review of methods and algorithms". *Ann Ist Super Sanità* 2003;39(2):195-203.
9. W. Tompkins, "Biosignal Digital Processing", *IEEE Jnal. Of E.lect. Dev.*, vol. ED 245, pp-13-21, 2000.