

Método para la Delineación de Ondas P en el ECG Basado en Modelado Gaussiano

F. González Molina¹, R. Alcaraz Martínez², J.J. Rieta Ibáñez¹

¹BioMIT.org, Dep. de Ingeniería Electrónica, Universitat Politècnica de Valencia, España, {fgmolina, jjrieta}@upv.es

²Grupo de Inv. en Electrónica, Telecom. y Bioingeniería, Univ. de Castilla-La Mancha, España, raul.alcaraz@uclm.es

Resumen

El estudio de la onda P en el electrocardiograma es fundamental para caracterizar posibles defectos de conducción que anticipen patologías cardíacas como la fibrilación auricular. Por ello, es necesario el desarrollo de métodos fiables que, de forma automática, detecten y delinee este tipo de ondas. Siguiendo este propósito, en los últimos años se han propuesto muchas estrategias de delineación diferentes. Sin embargo, todas ellas comparten el mismo principio de suavizado agresivo de las ondas para facilitar su delineación, lo cual puede provocar alteraciones morfológicas sustanciales que impliquen una delineación imprecisa. Como alternativa, el método que se presenta en este trabajo opta por un acondicionamiento menos agresivo de la señal y la generación de modelos Gaussianos para cada onda. Así, estos modelos ejercen como asistentes para la delineación de las ondas P, que se realiza mediante la diferenciación de éstas y el establecimiento de un umbral de pendiente adaptativo que tiene en cuenta información sobre el histórico de las ondas previamente delineadas. Este método se validó haciendo uso de los registros de la base datos anotada QT de Physionet. Los resultados de la delineación automática, comparados con las anotaciones, reportaron una sensibilidad del 100 % y un error medio y desviación típica para inicio, pico máximo y final de las ondas P de 4.71 ± 9.59 ms, 2.82 ± 6.69 ms y 0.60 ± 9.79 ms, respectivamente. Estos resultados muestran que la estrategia seguida proporciona una delineación precisa y estable, mejorando otros métodos presentes en la literatura.

1. Introducción

La onda P en el electrocardiograma (ECG), siendo la representación de la actividad eléctrica auricular, se considera la fuente de información no invasiva más fiable sobre la conducción eléctrica en esta región del corazón [1]. Algunas características morfológicas de esta onda, como su duración o dispersión, entre otras, se han asociado con una mayor incidencia y recurrencia de la fibrilación auricular, la arritmia sostenida más frecuente [2]. Sin embargo, la falta de una técnica estándar de medición, así como de un consenso claro acerca de la localización exacta de los límites de estas formas de onda, hacen que delimitar las ondas P sea una tarea compleja. Además, la delineación manual requiere de mucho tiempo y los resultados de la misma pueden variar considerablemente en función de factores diversos como la experiencia del cardiólogo, su grado de cansancio y concentración o la presencia de ruido en la señal [3]. Como respuesta a ello, se han desarrollado una gran variedad de métodos automáticos de delineación de ondas P basados en diferentes estrategias, que van desde el uso de transformadas matemáticas, como la transformada fasorial [4] o la transformada Wavelet [3, 5], hasta la dife-

renciación de la señal del ECG [6], entre otras. El método que en este estudio se presenta está basado en la diferenciación de la señal, tomando como referencia el propuesto por Laguna et al. [6], pero con diferencias significativas, como son el cálculo de un umbral de pendiente adaptativo teniendo en cuenta las características morfológicas de las anteriores ondas P delineadas o la creación de un modelo Gaussiano para cada onda P que ayude a su delineación. De esta manera, se ha diseñado un algoritmo capaz de detectar y delinear con precisión una amplia variedad de ondas P, siendo más respetuoso con las diferentes morfologías de las ondas y más estable que otros métodos previos.

2. Método

2.1. Preprocesado

Antes de aplicar a la señal de ECG el algoritmo de delineación en sí, ésta debe pasar por un proceso previo de acondicionamiento. En esta etapa, inicialmente, la señal es remuestreada, si no lo estaba ya, a 1 kHz. Seguidamente, la línea base se elimina mediante la substracción de su envolvente y la componente de frecuencia correspondiente al ruido provocado por la red eléctrica se anula mediante filtrado adaptativo. A continuación, el ruido de alta frecuencia procedente de la actividad eléctrica muscular se reduce, aplicando un método basado en la transformada Wavelet y un filtrado bidireccional paso bajo cuya frecuencia de corte se ha establecido en 70 Hz, un valor bastante superior a los tomados por otros métodos comparables [3, 6]. La selección de este filtrado, menos agresivo de lo habitual en otros delineadores, está justificada por la deseable reducción de los transitorios que se produce en la cercanía del complejo QRS y la demostrada existencia, en la onda P, de componentes de frecuencia mayor de los que normalmente se contemplan [7]. Para finalizar el preprocesado de la señal, se realiza una localización supervisada de los picos R a lo largo de ella [8].

2.2. Algoritmo de delineación adaptativo

En el método propuesto, las ondas P a delinear no son tratadas de forma independiente, sino que ciertos parámetros calculados a partir de aquellas anteriormente delineadas son usados para guiar la localización de los puntos fiduciales de cada nueva onda. Entre estos parámetros se incluyen la distancia aproximada entre el pico R correspondiente y la onda P (dPR); la duración aproximada de ésta (durP),

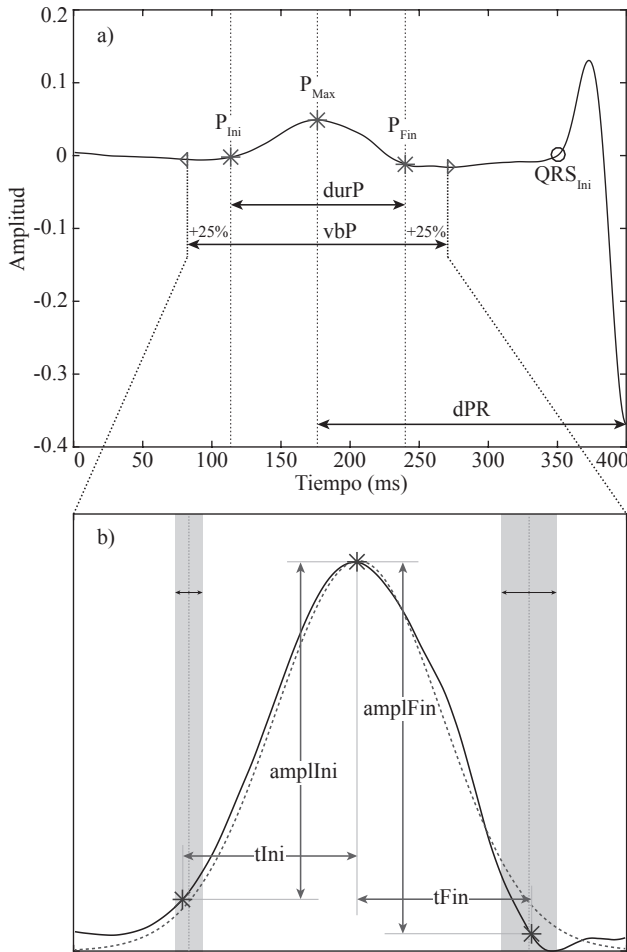


Figura 1. (a) Señal de referencia sobre la que se muestran, con un círculo, la posición estimada del inicio del complejo QRS (QRS_{Ini}) y, con asteriscos, los puntos fiduciales de la onda P. Además, se exhiben la distancia entre onda P y pico R (dPR) y la duración de la onda P ($durP$) junto con el de la ventana de búsqueda (vbP), calculada a partir de ella. (b) La misma onda P de (a) expandida (línea continua) y los parámetros morfológicos de la misma. También se muestran, sombreados, los intervalos de búsqueda de las posiciones de inicio y final de onda centrados en los homólogos del modelo Gaussiano (línea discontinua).

que define una ventana de búsqueda expandiendo su anchura por cada lado un 25 % (vbP); el tipo de morfología; la diferencia en tiempo y amplitud entre pico máximo y cada uno de los límites de onda ($amplIni$, $amplFin$, $tIni$, $tFin$) y algunos coeficientes iniciales de la función Gaussiana para facilitar la búsqueda del mejor nuevo ajuste. Algunos de estos parámetros se muestran en la Figura 1. Así, estos parámetros se van actualizando con cada nueva onda procesada, con un ratio de impacto de un 20 % sobre el valor existente. Además, antes de ello, se comprueba si la diferencia entre ambos valores es mayor a un 25 %. En tal caso, la onda es catalogada como anormal y no se actualizarán los valores, obteniendo, así, un registro a tiempo real sobre las ondas P cuya morfología se aleja de la norma.

Naturalmente, para dar un valor inicial a estos parámetros, se hace necesaria la inclusión de una etapa de inicialización en la que se crea una onda P de referencia, de la que obtener estos datos. Para ello, se toman los tramos de señal previos a los cinco primeros picos R detectados y, mediante

un promediado, se crea un segmento de señal que se llamará, también, de referencia. Sobre este segmento, del que se muestra un ejemplo en la Figura 1.a, se realizarán de forma secuencial los procesos de detección de la onda P, clasificación de su morfología y delineación. Tras ello, tanto la primera como la última etapa se aplican a cada nueva onda P de forma individualizada.

2.3. Detección

Para la detección de la onda P, se ha optado por una búsqueda simple del pico de mayor amplitud en una ventana de búsqueda determinada. Inicialmente, para el caso de la onda P de referencia, la ventana de búsqueda se extiende desde el inicio del complejo QRS previamente estimado, hacia atrás en la señal de referencia, con una duración igual a un tercio de la mediana de las distancias RR. Así, se obtiene un valor inicial para el parámetro dPR , que posteriormente se usará para el cálculo de la posición donde centrar las nuevas ventanas de búsqueda para cada onda P con respecto a su correspondiente onda R.

En torno al pico máximo detectado, se aísla un tramo de señal resultando en la onda P a delinear. La longitud de esta señal, para el caso inicial de referencia, se ha establecido en 180 ms, ampliándose o reduciéndose en 20 ms para casos de intervalo RR promedio demasiado largo (>900 ms) o demasiado corto (<600 ms), respectivamente. Posteriormente, esta longitud se adaptará según la longitud específica de la onda P de referencia, dando valor inicial al parámetro vbP . En la Figura 1.a se muestra de forma visual la prolongación simétrica de $durP$ para la obtención del ancho de la ventana de búsqueda, o vbP .

2.4. Clasificación

Tras detectar la onda P de referencia, ésta debe ser clasificada como monofásica positiva, monofásica negativa o bifásica, ya sea con polaridad positiva-negativa o negativa-positiva. Para este fin se usa un árbol de decisión basado en ajustes Gaussianos que se describe a continuación.

Primero, se genera una función Gaussiana de manera que se ajuste de la mejor forma posible a la onda P de referencia. En caso de que el coeficiente de correlación de Pearson entre la onda y su modelo supere el valor establecido de 0.7, lo que de aquí en adelante se considera un buen ajuste, se clasifica como monofásica positiva y se termina el proceso de clasificación. En caso contrario, se repite la operación con la onda invertida. Si en este nuevo caso sí se obtiene un buen ajuste, entonces la onda se clasifica como monofásica negativa y si no, como bifásica. Para este último caso, además, se busca el segundo pico de la onda con polaridad contraria al inicialmente detectado. Por tanto, la onda P de referencia se vuelve a centrar en el punto medio entre ambos picos y se perseguirá un buen ajuste aumentando el orden de la función Gaussiana.

Este proceso inicial de clasificación morfológica de la onda P no se vuelve a repetir en el posterior procesado individualizado de ondas, pues se asume que las ondas P del ECG bajo estudio mantienen un tipo de morfología similar a lo largo del tiempo de registro.

2.5. Delineación

Esta última etapa de delineación es prácticamente igual para el caso de la onda P de referencia que para las ondas individuales. La única diferencia es que, para el caso inicial, únicamente se considera un candidato para cada punto fiducial, mientras que para el resto sí pueden existir varios aspirantes a límite de onda. En este último caso, se elige aquel candidato más cercano a la posición que, con respecto al pico máximo, definen las distancias históricamente calculadas, amplIni y tIni para el inicio de onda y amplFin y tFin para el final.

La delineación comienza con la generación del modelo Gaussiano que mejor se ajuste a la señal correspondiente a la onda P aislada, que en el caso de la de referencia ya se obtuvo en la etapa anterior de clasificación. De esta forma, en primer lugar se produce la diferenciación del modelo Gaussiano, identificando para cada mitad de onda los valores máximos donde la señal presenta los puntos de mayor pendiente. Después, a partir de cada uno de ellos, se calcula un umbral de pendiente que se usa para localizar, en cada caso, los límites de la onda como los primeros puntos en excederlo. Seguidamente, una vez los puntos fiduciales del modelo Gaussiano se han identificado, en torno a sus respectivas posiciones se define un intervalo de búsqueda como los que se muestran en la Figura 1.b en forma de área sombreada. Así, se repite el mismo proceso de diferenciación y búsqueda de puntos donde la pendiente exceda el umbral calculado con la señal real, pero restringiendo la búsqueda al intervalo establecido, cuya anchura depende de lo bien que se ajuste el modelo a la señal real, esto es, siendo más estrecho mientras más parecido sea el ajuste Gaussiano a la onda P real. En la Figura 1.b se puede observar cómo para la posición de inicio de onda este intervalo es más estrecho que para la del final. Ello es debido a que, en este caso, la primera mitad de la onda P se ajusta mejor al modelo Gaussiano.

Para determinar la relación matemática entre los valores de pendiente máxima y la correspondiente pendiente en el límite de onda que definiese el umbral, dos cardiólogos expertos delinearon manualmente un total de 60 ondas P. De esta forma, se llegó a la conclusión de que la función matemática que mejor reflejaba la relación entre pendiente máxima y umbral es la siguiente:

$$\text{Umb}(x) = \frac{0.0058 \cdot x}{x + 0.012}, \quad (1)$$

donde x es la pendiente máxima de la onda y Umb el umbral resultante.

Evidentemente, el éxito o no de la delineación depende en gran medida de lo bueno que sea el ajuste Gaussiano. Por ello, a la hora de lidiar con ondas P asimétricas, situación en la que en ningún caso será posible generar un ajuste Gaussiano satisfactorio, se opta por un tratamiento especial. Así, en los casos en los que alguna de las mitades de la onda P no se ajuste bien a su mitad correspondiente del modelo, lo cual se evalúa mediante el ya citado coeficiente de correlación de Pearson, se tomará dicha mitad y se uni-

Método	P. V.	P _{Ini}	P _{Max}	P _{Fin}
Este método	Se(%) $\mu \pm \sigma(\text{ms})$	100 4.7±9.6	100 2.8±6.7	100 0.6±9.8
A. Martínez et al. [4]	Se(%) $\mu \pm \sigma(\text{ms})$	98.65 2.6±14.5	98.65 32±25.7	98.65 0.7±14.7
J.P. Martínez et al. [5]	Se(%) $\mu \pm \sigma(\text{ms})$	98.87 2.0±14.8	98.87 3.6±13.2	98.87 1.9±12.8
P. Laguna et al. [6]	Se(%) $\mu \pm \sigma(\text{ms})$	97.7 14±13.3	97.7 4.8±10.6	97.7 -0.1±12.3

Tabla 1. Comparación del desempeño de algunos de los métodos de delineación de onda P más relevantes presentes en la literatura mediante los resultados obtenidos por medio de dos Parámetros de Validación (P. V.) haciendo uso de la base de los datos anotada QT.

rá con su propia imagen especular, creando de esta forma una onda P artificial completamente simétrica, de la cual únicamente una mitad tendrá que ser delineada.

3. Evaluación del Método

El desempeño del método de delineación propuesto se evaluó aplicando éste a los registros de la base de datos estándar de referencia QT de Physionet [9]. Esta base de datos contiene 105 registros de 15 minutos de duración de ECGs de dos derivaciones, en cada uno de los cuales, al menos, hay 30 latidos manualmente anotados. Contiene dos grupos de anotaciones realizadas por sendos cardiólogos. Sin embargo, para este estudio, únicamente se tomó como referencia el que contiene un número de anotaciones significativamente mayor. Así, se compararon las distancias en tiempo entre las citadas anotaciones manuales y las propias resultantes del método automático. A partir de la discrepancia en tiempo o error, se ha obtenido un resultado global en términos del valor medio del error (μ) y desviación típica (σ) según propusieron Martínez et al. [5]. También se ha calculado el porcentaje de puntos fiduciales anotados correctamente detectados mediante la sensibilidad (Se %), definida como:

$$\text{Se}(\%) = \frac{\text{TP}}{\text{TP} + \text{FN}}, \quad (2)$$

donde TP, verdaderos positivos, corresponde al número de anotaciones correctamente detectadas y FN, falsos negativos, a las no detectadas.

4. Resultados

Los resultados del método, expuestos en la Tabla 1, se obtuvieron tras evaluar la delineación de un total de 3176 ondas P anotadas de 96 de los registros de la base de datos QT. Los registros *sel102*, *sel221*, *sel232*, *sel310*, *sel36*, *sel37*, *sel50* se descartaron al no contar con anotaciones de ondas P con las que comparar las detecciones del método y los registros *sel104* y *sel36*, por no presentar un mínimo de tres ondas P anotadas consecutivas y, por tanto, no poder explotar la naturaleza adaptativa del algoritmo. Además, en la tabla de resultados se presentan los aportados por otros métodos de delineación de onda P relevantes que han hecho uso de la base de datos QT.

5. Discusión

Los buenos resultados obtenidos, mostrados en la Tabla 1, tras haber delineado más de 3000 ondas P procedentes de una gran diversidad de registros específicamente seleccionados para reflejar la variabilidad presente en el mundo real [9], demuestran que el método propuesto es una buena opción para detectar y delinear de manera precisa ondas P, sin importar su morfología. Además, los extraordinarios resultados de desviación típica que se han obtenido, mejorando a los otros delineadores, reflejan que las estrategias seguidas confieren al método una gran estabilidad que refuerza su fiabilidad. Por último, estos valores, tanto para el inicio como para el final de la onda P, se encuentran por debajo de los límites de tolerancia aceptables establecidos por el grupo de trabajo CSE, que son, respectivamente, 10.2 y 12.7 ms [10].

Por otro lado, en la Tabla 1 se observa que los resultados de error medio, aunque bastante buenos, son mejorados en algunos casos por otros métodos. Sin embargo, este parámetro de validación puede ser engañoso, pues podría beneficiarse de la compensación producida entre delineaciones prematuras y tardías. Esta fuente de desconfianza se podría evitar si se tomase el error absoluto como alternativa a este parámetro estándar de validación.

Una de las principales ventajas que presenta el algoritmo presentado con respecto a otros, basados en complejas transformadas matemáticas [3–5], es que se desarrolla íntegramente en el dominio del tiempo. Esta característica permite detectar fácilmente ondas con morfologías anómalas y tener un registro de las mismas, aumentando la información proporcionada y haciendo de éste un método muy versátil. Además, al ser una estrategia más intuitiva y cercana al modo de proceder de los cardiólogos durante la anotación manual de registros, permite que estos puedan guiar o asistir más fácilmente en el desarrollo de posibles futuras mejoras del método.

6. Conclusiones

En este estudio se ha presentado un método novedoso capaz de detectar y delinear automáticamente y de forma precisa cualquier tipo de onda P. Está basado en la diferenciación de la onda y el uso de modelos Gaussianos y de información sobre el histórico de ondas procesadas para asistir la delineación de cada onda P. Todas estas particularidades han permitido alcanzar unos resultados, con respecto a las anotaciones manuales de la base de datos QT, que mejoran a otros métodos presentados en la literatura. Además, el algoritmo diseñado admite nuevas funcionalidades, como la

detección de ondas con morfología anómala o la posibilidad de guardar registros sobre la evolución de ciertos parámetros morfológicos de estas ondas a lo largo de la señal. Por tanto, este método se presenta como una solución para la identificación de cambios progresivos en las propiedades de propagación eléctrica auriculares que, eventualmente, pueda ayudar a reconocer procesos internos, como el remodelado auricular, o predecir la ocurrencia de episodios arrítmicos, como la fibrilación auricular.

Agradecimientos

Trabajo financiado por los proyectos TEC2014-52250-R y DPI2017-83952-C3 MINECO/AEI/FEDER, UE.

Referencias

- [1] Platonov PG. Atrial conduction and atrial fibrillation: What can we learn from surface ECG? *Cardiology Journal* 2008; 15(5):402–407.
- [2] Magnani JW, Williamson MA, Ellinor PT, Monahan KM, Benjamin EJ. P-wave indices: current status and future directions in epidemiology, clinical, and research applications. *Circulation Arrhythmia and electrophysiology* Feb 2009;2:72–9.
- [3] Lenis G, Pilia N, Oesterlein T, Luik A, Schmitt C, Dössel O. P-wave detection and delineation in the ECG based on the phase free stationary wavelet transform and using intracardiac atrial electrograms as reference. *Biomedizinische Technik* 2016;61(1):37–56.
- [4] Martínez A, Alcaraz R, Rieta JJ. Application of the phasor transform for automatic delineation of single-lead ECG fiducial points. *Physiological Measurement* 2010; 31(11):1467–1485.
- [5] Martínez JP, Almeida R, Olmos S, Rocha AP, Laguna P. A wavelet-based ECG delineator evaluation on standard databases. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2004; 51(4):570–581.
- [6] Laguna P, Jané R, Caminal P. Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. *Computers and Biomedical Research* 1994; 27(1):45–60.
- [7] Sörnmo L, Laguna P. Chapter 6 - the electrocardiogram-a brief background. In *Bioelectrical Signal Processing in Cardiac and Neurological Applications*, Biomedical Engineering. Burlington: Academic Press. ISBN 978-0-12-437552-9, 2005; 411 – 452.
- [8] Kohler B, Hennig C, Orglmeister R. The principles of software QRS detection. *Engineering in Medicine and Biology Magazine IEEE* 2002;21(1):42–57.
- [9] Laguna P, Mark RG, Goldberg A, Moody GB. Database for evaluation of algorithms for measurement of QT and other waveform intervals in the ECG. In *Computers in Cardiology*. 1997; 673–676.
- [10] The CSE working party. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. *European heart journal* Oct 1985;6:815–25.