

Generación Optimizada de Plantillas de Cancelación para Latidos Ectópicos en Registros de Fibrilación Auricular

A. Martínez¹, R. Alcaraz¹, J.J. Rieta²

¹ Grupo de Innovación en Bioingeniería, Universidad de Castilla La Mancha, España

² Biomedical Synergy, Dpto. Ingeniería Electrónica, Universidad Politécnica de Valencia, España

Resumen

Los latidos ectópicos son contracciones prematuras del corazón que presentan una morfología muy diferente a la de latidos normales. La presencia de latidos ectópicos es muy común en arritmias como la fibrilación auricular (FA), donde su aparición provoca residuos importantes en la extracción de la actividad auricular (AA). Recientemente, se ha presentado un método capaz de detectar y cancelar ectópicos explotando, mediante análisis de componentes principales (PCA), la información redundante en su morfología. Así, este método considera la primera componente principal (CP) del conjunto de ectópicos más similar a aquel bajo cancelación como una plantilla apropiada para su sustracción. No obstante, en este trabajo se modifica dicho método para evaluar el efecto de considerar otras CPs en la cancelación de los ectópicos. Para tal propósito, se introduce un nuevo índice capaz de cuantificar el residuo ectópico (RE) después de llevar a cabo la cancelación. En general, los resultados muestran que el uso de otras CPs empeora la cancelación. Sin embargo, se observa una mejora moderada en la cancelación cuando se incluyen las dos primeras CPs en aquellos casos donde la variabilidad explicada por la primera es menor del 90%. Por último, al tener en cuenta las tres primeras CPs, la cancelación empeora en relación con los casos anteriores. Por tanto, se podría concluir que el uso de las dos primeras CPs puede mejorar la cancelación de aquellos latidos ectópicos con morfologías atípicas.

1. Introducción

La aparición de latidos ectópicos en el ECG es un signo de perturbación en el proceso de despolarización cardíaca, ya que altera el proceso de bombeo de sangre desde los ventrículos, y su presencia precede, en muchos casos, a arritmias cardíacas malignas [1]. A pesar de que este signo de disminución de la función cardíaca puede ser útil para predecir el comienzo de arritmias potencialmente mortales, tales como la fibrilación ventricular o la taquicardia [2], su presencia dificulta el estudio de otras enfermedades cardíacas desde el ECG. Este es el caso de registros que presentan fibrilación auricular (FA) donde la aparición de ectópicos ventriculares dificulta el estudio de esta patología.

Aunque esta arritmia es bastante común en la práctica clínica [3], todavía se desconocen los mecanismos fi-

siológicos que provocan su comienzo y terminación [4]. Así pues, es fundamental extraer la actividad auricular (AA) bajo las mejores condiciones posibles, ya que permitiría el estudio no invasivo de algunas propiedades electrofisiológicas de las aurículas, tal como el periodo refractario o la velocidad de conducción [5]. Sin embargo, la extracción de la AA requiere de técnicas de procesado no lineal, ya que la AA y la actividad ventricular se solapan tanto en el tiempo como en la frecuencia y, por lo tanto, no se pueden separar a través de filtrado lineal.

En este sentido, la sustracción del complejo promedio (ABS) es la técnica más comúnmente usada en la extracción de la AA desde registros de una sola derivación. Este método se basa en la asunción de que el complejo promedio puede representar aproximadamente cada latido individual [6]. Sin embargo, la aparición de latidos ectópicos, los cuales presentan una morfología muy diferente a los latidos normales, provocan importantes residuos ventriculares en la AA. Para solucionar este problema se ha propuesto recientemente un método capaz de detectar y cancelar los latidos ectópicos en registros Holter con FA, como paso previo a la extracción de la AA con ABS o cualquiera de sus variantes [7]. En este algoritmo los latidos ectópicos son detectados y agrupados para construir una plantilla de cancelación a través del análisis de componentes principales (PCA). De hecho, se ha comprobado que el uso de la primera componente principal (CP), es decir, la de mayor varianza, como plantilla de cancelación permite la extracción de una señal de AA de mayor calidad que ABS, tanto en presencia de latidos normales como ectópicos [7]. Sin embargo, todavía no se ha estudiado cómo podría afectar la consideración de otras CPs al rendimiento de la cancelación. Por ello, en este trabajo se analiza si las dos y tres primeras CPs podrían mejorar la cancelación de latidos ectópicos ventriculares.

2. Materiales

La base de datos analizada estuvo compuesta de 20 ECGs de FA con una duración de 10 horas y una alta densidad de ectópicos ventriculares, obtenidos de 15 y 5 pacientes de FA paroxística y persistente, respectivamente. Para el estudio únicamente se empleó la derivación V1, la cual se

remuestreó a 1kHz para mejorar el ajuste temporal entre cada ectópico y su plantilla durante el proceso de cancelación [8]. Además, esta derivación se filtró paso alto, paso banda y banda eliminada para eliminar la deriva de la línea base, el ruido de alta frecuencia y la interferencia de la red eléctrica, respectivamente.

3. Métodos

3.1. Cancelación de latidos ectópicos

El proceso de cancelación de ectópicos requiere su identificación previa. Para ellos, se utilizó un algoritmo capaz de caracterizar morfológicamente cada latido dentro del ECG previamente publicado, el cual ha mostrado una sensibilidad y una predictividad positiva mayores del 97 % [7]. Brevemente, se localizaron los puntos que delimitan el complejo QRST haciendo uso de un delineador basado en la transformada Fasorial [9]. Para lograr que todos los ectópicos tuvieran la misma duración, se obtuvo la media de los intervalos QR (\overline{QR}) and RT (\overline{RT}), de tal forma que para cada ectópico la onda Q y el final de la onda T se definieron como $q_{i-} = r_i - \overline{QR}$ and $t_{i+} = r_i + \overline{RT}$, respectivamente, siendo r_i el instante de tiempo asociado a cada pico R detectado. De esta forma, cada latido ectópico se representó por el vector columna de la forma

$$\mathbf{x}_i = \begin{bmatrix} y(q_{i-}) & y(q_{i-} + 1) & \dots & y(t_{i+} - 1) & y(t_{i+}) \end{bmatrix}^T \\ = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_i(1) & \mathbf{x}_i(2) & \dots & \mathbf{x}_i(L-1) & \mathbf{x}_i(L) \end{bmatrix}^T, \quad (1)$$

donde L es el número de muestras y $y(n)$ el segmento de ECG bajo estudio.

Para generar la plantilla de cancelación de cada ectópico, únicamente se consideraron los N latidos más parecidos a él. La similitud entre ectópicos se obtuvo utilizando el coeficiente de correlación de Pearson (κ), el cual se obtuvo para los latidos i -ésimo y j -ésimo como

$$\kappa = \frac{E[\mathbf{x}_i \tilde{\mathbf{x}}_j]}{\sigma_i \sigma_j}, \quad (2)$$

siendo $E[\cdot]$ la esperanza y σ_i y σ_j la desviación estándar de ambos ectópicos, respectivamente. No obstante, cabe resaltar que el ectópico j -ésimo se adaptó en amplitud al ectópico i -ésimo para una mejor comparación morfológica de ambos latidos, de tal forma que

$$\tilde{\mathbf{x}}_j = \frac{y(r_i) - y(r'_i)}{y(r_j) - y(r'_j)} \mathbf{x}_j. \quad (3)$$

Por otro lado, la redundancia temporal del conjunto de N ectópicos se explotó mediante el análisis de sus componentes principales. Así, para el i -ésimo ectópico, los N ectópicos más parecidos se agruparon en la matriz $\mathbf{X}_i \in \mathfrak{R}^{L \times N}$, de tal forma que

$$\mathbf{X}_i = [\mathbf{x}_{i1}, \mathbf{x}_{i2}, \dots, \mathbf{x}_{iN}]. \quad (4)$$

Es importante destacar que los ectópicos dentro de esta matriz están alineados en función de su pico R. Las compo-

nentes principales de esta matriz se obtuvieron por descomposición de valores singulares [10], tal que

$$\mathbf{X}_i = \mathbf{U}_i \mathbf{S}_i \mathbf{V}_i^T, \quad (5)$$

donde $\mathbf{U}_i \in \mathfrak{R}^{L \times N}$ es una matriz unitaria que cumple que $\mathbf{U}_i \mathbf{U}_i^T = \mathbf{I}$, siendo \mathbf{I} la matriz identidad, $\mathbf{S}_i \in \mathfrak{R}^{N \times N}$ es una matriz diagonal, y $\mathbf{V}_i \in \mathfrak{R}^{N \times N}$ cumple que $\mathbf{V}_i \mathbf{V}_i^T = \mathbf{I}$. La matriz $\mathbf{U}_i = [\mathbf{u}_{i1}, \dots, \mathbf{u}_{iN}]$ contiene las N componentes principales normalizadas de \mathbf{X}_i , siendo sus coeficientes de correlación cruzada nulos. Los autovalores, es decir, los coeficientes de amplitud correspondientes a las componentes principales, se corresponden con la diagonal de \mathbf{S}_i . Teniendo en cuenta que la primera componente principal \mathbf{u}_{i1} , es decir, el autovector con mayor varianza, podría representar apropiadamente la forma de onda fundamental del ectópico i -ésimo [11, 12], este vector se ha considerado como plantilla de cancelación en trabajos previos [7, 12]. Así, la eliminación del ectópico se obtuvo como

$$\hat{\mathbf{y}}_i = \mathbf{x}_i - \tilde{\mathbf{u}}_{i1}, \quad (6)$$

siendo $\tilde{\mathbf{u}}_{i1}$ el vector \mathbf{u}_{i1} adaptado en amplitud siguiendo el procedimiento indicado en la ecuación (3).

El uso de la primera CP como plantilla de cancelación en latidos normales ha demostrado mejores resultados que ABS [12]. Sin embargo, todavía no se ha evaluado si la consideración de otras CPs afectaría al rendimiento de la cancelación de ectópicos. Como consecuencia, en este trabajo se ha evaluado si la cancelación podría ser mejorada cuando se consideran las dos y tres primeras CPs para construir la plantilla de cancelación. Así, para el ectópico i -ésimo, su plantilla de cancelación \mathbf{t}_i se obtuvo como

$$\mathbf{t}_{i2} = \mathbf{M}_i(1, 1)\mathbf{u}_{i1} + \mathbf{M}_i(1, 2)\mathbf{u}_{i2}, \quad (7)$$

y

$$\mathbf{t}_{i3} = \mathbf{M}_i(1, 1)\mathbf{u}_{i1} + \mathbf{M}_i(1, 2)\mathbf{u}_{i2} + \mathbf{M}_i(1, 3)\mathbf{u}_{i3}, \quad (8)$$

para las dos y tres primeras CPs, respectivamente, siendo la matriz de mezclas

$$\mathbf{M}_i = \frac{\mathbf{V}_i \mathbf{S}_i}{\sqrt{L}}. \quad (9)$$

Por último, la cancelación del ectópico se alcanzó como

$$\hat{\mathbf{y}}_i = \mathbf{x}_i - \tilde{\mathbf{t}}_i, \quad (10)$$

siendo $\tilde{\mathbf{t}}_i$ la plantilla adaptada en amplitud al ectópico i -ésimo, usando la expresión descrita en la ecuación (3).

Tal y como se mostrará en la siguiente sección, en términos generales, la consideración de CPs adicionales a la primera no mejoró la cancelación. Sin embargo, se observó una mejora en la cancelación cuando se usaron varias CPs en aquellos casos donde la variabilidad de \mathbf{X}_i fue menor del 90 %. En este sentido, la variabilidad de \mathbf{X}_i se definió como

$$v_{i1} = \frac{s_{i1}^2}{\sum_{m=1}^N s_{im}^2} \quad (11)$$

siendo s_{im} el m -ésimo valor de la diagonal de la matriz \mathbf{S}_i .

Tabla 1. Resultados de la cancelación de ectópicos considerando la primera, las dos primeras y las tres primeras PCs de \mathbf{X}_i como plantilla ventricular y un valor de $N = 10$.

Plantilla	RE
\mathbf{u}_{i1}	0.312 ± 0.038
\mathbf{t}_{i2}	0.324 ± 0.037
\mathbf{t}_{i3}	0.370 ± 0.038

Tabla 2. Resultados de la cancelación discriminando entre aquellos ectópicos cuya primera CP explicó más y menos del 90 % de la variabilidad de \mathbf{X}_i . Se usaron para el análisis $N = 10$ y una plantilla generada por la primera, las 2 primeras y las 3 primeras CPs.

Plantilla	RE	
	$v_{i1} > 90\%$	$v_{i1} \leq 90\%$
\mathbf{u}_{i1}	0.305 ± 0.038	0.537 ± 0.041
\mathbf{t}_{i2}	0.321 ± 0.037	0.396 ± 0.041
\mathbf{t}_{i3}	0.364 ± 0.038	0.549 ± 0.041
% de ectópicos	96.7	3.3

3.2. Evaluación de la cancelación

La única prueba que indica una buena cancelación de un latido en registros de ECG reales, es la ausencia de residuo ventricular después de la sustracción de su plantilla [12]. Desafortunadamente, en la literatura todavía no se encuentra un parámetro capaz de cuantificar de forma robusta este residuo ventricular. Por este motivo, se propone un nuevo índice para estimar el residuo ectópico (RE) después de su cancelación. Así, para el complejo i -ésimo, dicho parámetro RE_i se definió como la diferencia normalizada entre dos grupos de cuantiles. Por un lado, se evaluó el cuantil 90 de la señal resultante después de la cancelación, dentro del intervalo correspondiente al latido, $Q_{90}(\hat{\mathbf{y}}_i)$, y por otro lado, el cuantil 90 correspondiente al segmento TQ de un latido normal que precede al latido ectópico bajo análisis, $Q_{90}(\mathbf{t}\mathbf{q}_i)$. A partir de estos dos valores, RE_i se definió como sigue:

$$RE_i = \frac{|Q_{90}(\hat{\mathbf{y}}_i) - Q_{90}(\mathbf{t}\mathbf{q}_i)|}{\max\{Q_{90}(\hat{\mathbf{y}}_i), Q_{90}(\mathbf{t}\mathbf{q}_i)\}}, \quad (12)$$

donde $\mathbf{t}\mathbf{q}_i = [y(t_{(k-2)+}) \dots y(q_{(k-1)-})]^\top$, siendo k la posición correspondiente al i -ésimo ectópico. Este índice varía de 0 a 1, siendo más alto cuanto mayor es el residuo.

4. Resultados

La Tabla 1 muestra los valores obtenidos de RE usando la primera, las dos primeras y las tres primeras CPs de \mathbf{X}_i para construir la plantilla de cancelación, respectivamente. El número de ectópicos agrupados para generar esta plantilla fue de $N = 10$, ya que demostró ser el número óptimo teniendo en cuenta la eficiencia del algoritmo y su coste computacional [7]. Como se puede observar, la consideración de CPs adicionales no mejoró la cancelación, con respecto al sólo uso de la primera. A este respecto, la Tabla 2 muestra cómo la cancelación de ectópicos, cuya primera

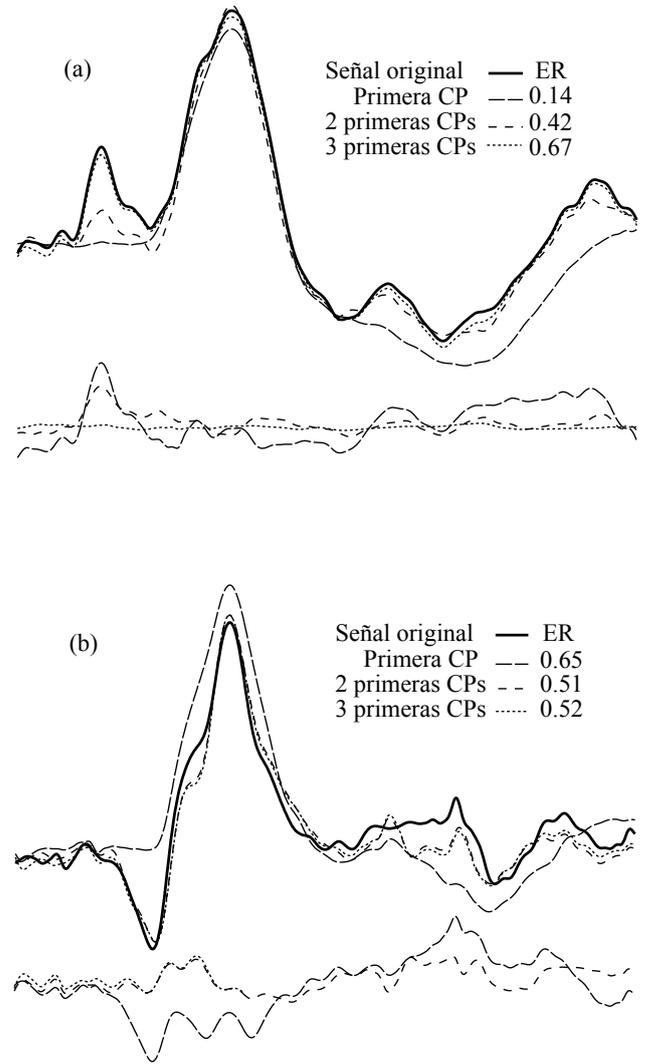


Figura 1. Ejemplos de cancelación para dos ectópicos. En el panel superior se muestra el complejo QRS original, y en el panel inferior los resultados obtenidos después de la cancelación con varias CPs. En (a) el residuo ventricular en la señal resultante se incrementa cuando se usa más de una CP. Por el contrario, en (b) el residuo ventricular disminuye cuando se consideran varias CPs.

CP explicó más del 90 % de la variabilidad de \mathbf{X}_i , empeoró cuando se usaron otras CPs para formar la plantilla de cancelación. Sin embargo, en aquellos ectópicos en los que la primera CP explicó una variabilidad más reducida ($<90\%$), se apreció una mejora notable en la cancelación cuando la segunda CP se incluyó en el análisis, junto con la primera. Por otro lado, cuando se tuvieron en cuenta las tres primeras CPs para generar la plantilla de cancelación, se apreció una disminución en el rendimiento respecto a los casos anteriormente mencionados. Por lo tanto, haciendo uso de las dos primeras CPs para aquellos ectópicos con morfologías más inusuales y la primera CP para cancelar los ectópicos más comunes, se logró mejorar el rendimiento de la cancelación con respecto al sólo uso de \mathbf{u}_{i1} , ya que el RE se redujo hasta 0.308 ± 0.038 .

5. Discusión y conclusiones

En términos generales, el uso de la primera CP de \mathbf{X}_i mostró resultados satisfactorios en cuanto a la cancelación. Por el contrario, el uso de otras CPs no mejoraron el rendimiento. De hecho, para aquellos ectópicos cuya primera CP explicó una elevada variabilidad de \mathbf{X}_i , la consideración de otras CPs empeoró la cancelación. Para este caso, la plantilla de cancelación era tan similar al ectópico bajo cancelación, que la AA también fue cancelada, tal y como muestra la figura 1(a). Por el contrario, las dos primeras CPs mejoraron la cancelación en aquellos casos donde la primera CP explicó una variabilidad de \mathbf{X}_i más reducida. En este caso, la inclusión de la segunda CP mejoró la adaptación de la plantilla de cancelación al complejo QRS y la onda T, tal como muestra la figura 1(b), lo cuál podría justificar los resultados obtenidos. Además, la tercera CP no mejoró la cancelación en ningún caso ya que la variabilidad de \mathbf{X}_i explicada por las dos primeras CPs fue considerablemente alta en la mayoría de los ectópicos analizados ($v_{i2} > 90\%$). Como consecuencia, dado el bajo coste computacional de esta propuesta, recomendamos encarecidamente incluir la segunda CP para cancelar latidos ectópicos con morfologías inusuales.

6. Agradecimientos

Este trabajo se ha financiado con los proyectos de investigación TEC2010–20633 del Ministerio de Ciencia e Innovación, y PII11-0194-8121 y PII1C09-0036-3237 de la Junta de Comunidades de Castilla la Mancha.

Referencias

- [1] Ng GA. Treating patients with ventricular ectopic beats. *Heart* Nov 2006;92(11):1707–1712.
- [2] Wellens HJJ, Gorgels AP, de Munter H. Cardiac arrest outside of a hospital: how can we improve results of resuscitation? *Circulation* Apr 2003; 107(15):1948–1950.
- [3] Fuster V, Rydén LE, Cannom DS, Crijns HJ, Curtis AB, Ellenbogen KA, et. al. ACC/AHA/ESC 2006 guidelines for the management of patients with atrial fibrillation: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association task force on practice guidelines and the european society of cardiology committee for practice guidelines (writing committee to revise the 2001 guidelines for the management of patients with atrial fibrillation): developed in collaboration with the european heart rhythm association and the heart rhythm society. *Circulation* Aug 2006;114(7):e257–e354.
- [4] Sung RJ, Lauer MR. Atrial fibrillation: can we cure it if we can't explain it? *J Cardiovasc Electrophysiol* May 2005;16(5):505–507.
- [5] Sörnmo L, Stridh M, Husser D, Bollmann A, Olsson SB. Analysis of atrial fibrillation: from electrocardiogram signal processing to clinical management. *Philos Transact A Math Phys Eng Sci* Jan 2009;367(1887):235–253.
- [6] Slocum J, Sahakian A, Swiryn S. Diagnosis of atrial fibrillation from surface electrocardiograms based on computer-detected atrial activity. *J Electrocardiol* Jan 1992;25(1):1–8.
- [7] Martínez A, Alcaraz R, Rieta JJ. Detection and removal of ventricular ectopic beats in atrial fibrillation recordings via principal component analysis. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2011;2011:4693–4696.
- [8] Bollmann A, Husser D, Mainardi L, Lombardi F, Langley P, Murray A, Rieta JJ, Millet J, Olsson SB, Stridh M, Sörnmo L. Analysis of surface electrocardiograms in atrial fibrillation: techniques, research, and clinical applications. *Europace* Nov 2006;8(11):911–926.
- [9] Martínez A, Alcaraz R, Rieta JJ. Application of the phasor transform for automatic delineation of single-lead ecg fiducial points. *Physiol Meas* Nov 2010; 31(11):1467–1485.
- [10] Golub GH, van Loan CV. *Matrix Computations*. 2nd edition. Baltimore, Md, USA: The Johns Hopkins University Press, 1989.
- [11] Castells F, Laguna P, Sörnmo L, Bollmann A, Millet J. Principal component analysis in ecg signal processing. *EURASIP J Adv Signal Process* 2007;Vol. 2007, ID 74580, 21 págs.
- [12] Alcaraz R, Rieta JJ. Adaptive singular value cancellation of ventricular activity in single-lead atrial fibrillation electrocardiograms. *Physiol Meas* Dec 2008; 29(12):1351–1369.