

Análisis Espacial en la Evaluación de Cambios de la Despolarización Cardíaca durante Isquemia Aguda de Miocardio

D. Romero^{1,2}, M. Ringborn³, P. Laguna^{1,2}, O. Pahlm⁴, E. Pueyo^{1,2}

¹Grupo de Tecnologías de las Comunicaciones, I3A, Universidad de Zaragoza, España, daromero@unizar.es

²CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Zaragoza, España

³Departamento de Cardiología, Universidad de Lund, Suecia

⁴Departamento de Fisiología Clínica, Universidad de Lund, Suecia

Abstract—In this study we evaluated the three main slopes of the QRS complex (upslope \mathcal{I}_{US} and downslope \mathcal{I}_{DS} of the R wave, and terminal slope \mathcal{I}_{TS} of the S wave) in both standard and derived ECG leads obtained from spatial QRS loops, either by the vectorcardiogram (VCG) or by principal component analysis (PCA), in 79 patients undergoing prolonged, elective percutaneous coronary intervention (PCI). For each patient, the slope indices \mathcal{I}_{US} , \mathcal{I}_{DS} and \mathcal{I}_{TS} were evaluated in the PCI recording as well as in a control recording acquired before the PCI procedure, and relative factors of change during PCI were calculated. We showed that \mathcal{I}_{US} and \mathcal{I}_{DS} computed over VCG and PCA leads present higher sensitivity to the ischemia-induced changes than the same indices evaluated over the standard 12-lead ECG. The mean relative factors of change \mathcal{R}_X were 10.5 and 12.4 for \mathcal{I}_{US} and \mathcal{I}_{DS} in PCA, and 7.87 and 13.7 in VCG, respectively, representing an increase in sensitivity of up to 103% for \mathcal{I}_{US} and 46% for \mathcal{I}_{DS} compared to measurements obtained in lead V3. We conclude that evaluation of slope indices in leads derived from QRS loops significantly increases their potential value for detection of acute myocardial ischemia.

Palabras claves—ICP, isquemia, pendientes del QRS.

I. INTRODUCCIÓN

El diagnóstico precoz en pacientes con isquemia aguda de miocardio es de vital importancia a la hora de optimizar el tratamiento y por tanto el resultado clínico. Además de las pruebas médicas y de la historia clínica del paciente, el electrocardiograma (ECG) estándar de 12 derivaciones es, hoy en día, la herramienta más importante en la evaluación clínica del paciente, tanto en la sala de emergencia como en escenarios previos al ingreso. Los cambios que se producen en la fase de la repolarización (intervalo ST-T) del ECG son, por convención, los más empleados en la detección de la isquemia aguda de miocardio. En el ECG también se producen cambios en la fase de despolarización (QRS) durante la isquemia aguda, los cuales podrían añadir información útil más allá de la que pueda derivarse del análisis del ST-T. Sin embargo, tales cambios han sido más difíciles de caracterizar históricamente y no han llegado a implantarse en la práctica clínica. En un estudio reciente se propuso un método robusto para caracterizar los cam-

bios producidos en el complejo QRS, debido tanto a los cambios de amplitud como de su duración, a través de la evaluación de la pendiente de subida y de bajada de la onda R durante la isquemia de miocardio, inducida por medio de una intervención coronaria percutánea (ICP) [1]. Este método fue posteriormente mejorado en [2] incorporando un procedimiento de normalización que atenúa las variaciones de las pendientes del QRS en control, aumentando así su sensibilidad a los cambios inducidos por la isquemia. En el presente estudio se propone la evaluación de las pendientes del QRS sobre dos nuevas derivaciones generadas a partir de la proyección del loop espacial del complejo QRS, obtenido a partir del vectorcardiograma (VCG), o mediante el análisis de componentes principales (PCA) tal y como se expone en [3] y [4], respectivamente.

Nuestro objetivo en este trabajo fue evaluar y comparar el comportamiento de las pendientes del QRS a la hora de monitorizar los cambios ocurridos en dicho complejo, tanto en el ECG estándar de 12 derivaciones como en derivaciones obtenidas a partir del loop espacial del QRS, a lo largo de registros ECG dinámicos adquiridos durante una isquemia inducida por medio de una ICP.

II. MATERIALES Y MÉTODOS

A. Población de estudio

Señales ECG: La población de estudio consta de 79 pacientes los cuales fueron ingresados en el Charleston Area Medical Center en West Virginia, EE.UU. para someterse a una ICP (base de datos STAFF III) [5]. Todos las señales ECGs fueron grabadas mediante un equipo de Siemens-Elema AB (Solna, Suecia). Se registraron y digitalizaron nueve derivaciones estándares (V1-V6, I, II y III) con una frecuencia de muestreo de 1 kHz y una resolución de 0.6 μ V de amplitud. Las derivaciones aumentadas -aVR, aVL y aVF se calcularon a partir de las anteriores para disponer de las 12 derivaciones estándares.

A cada paciente se le tomó un registro de control previo a la ICP continuamente durante 5 min y en posición supina.

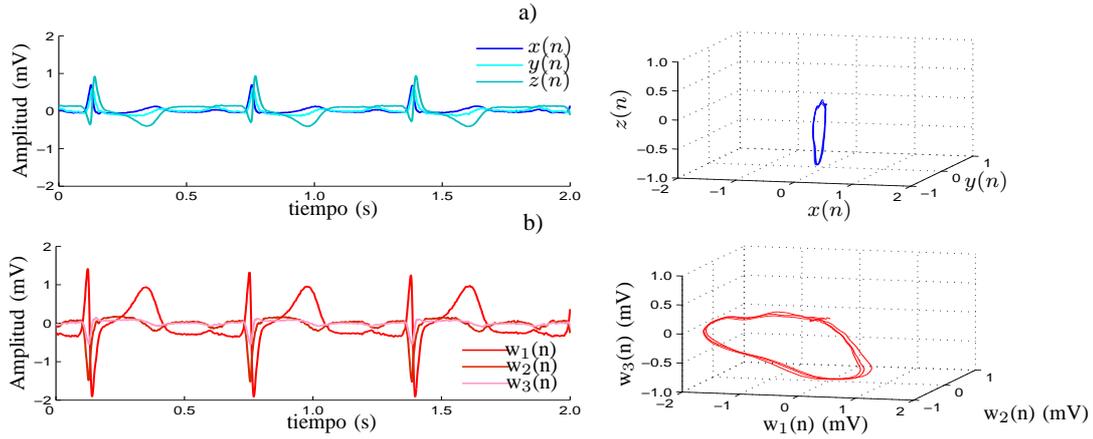


Fig. 1 a) Derivaciones ortogonales X, Y and Z derivadas a partir de la Matriz de Dower Inversa en un intervalo de tiempo y su correspondientes loops; b) Derivaciones transformadas obtenidas a partir de la técnica PCA y sus correspondientes loops

El registro ECG adquirido durante la ICP comienza justo con el inflado de un balón dentro de una de las principales arterias coronarias y finaliza una vez que éste es desinflado completamente. La duración media del proceso de oclusión fue de 4 min 26 s, oscilando entre 1 min 30 s y los 7 min 17 s. La oclusión se produjo en la arteria LAD a 25 pacientes, en la arteria RCA a 38, y a 16 en la arteria LCX.

B. Derivaciones obtenidas a partir del loop del QRS

a) *Loop del QRS obtenido por medio del VCG*: A partir del sistema estándar de 12 derivaciones $l_1(n), \dots, l_{12}(n)$ es posible generar las tres derivaciones ortogonales $x(n)$, $y(n)$ y $z(n)$ aplicando la matriz de Dower inversa sobre las derivaciones V1-V6, I y II [6]. Estas derivaciones ortogonales se pueden representar en un espacio 3D de manera que se pueden observar las variaciones del vector eléctrico cardíaco (VCG) determinado por $\mathbf{v}_{\text{VCG}}(n) = [x(n), y(n), z(n)]^T$. Durante la fase de despolarización, la dirección dominante \mathbf{u} del loop espacial del QRS (QRS_{VCG}) se dirige hacia la punta de dicho loop, la cual se denomina como el *eje eléctrico medio*. Determinando la dirección dominante del loop QRS_{VCG} , se puede obtener una nueva derivación proyectando el loop sobre el vector \mathbf{u} . Para ello, primeramente buscamos la dirección dominante \mathbf{u} maximizando la siguiente ecuación:

$$\mathbf{u} = [u_x, u_y, u_z]^T = [x(n_0), y(n_0), z(n_0)]^T,$$

con

$$n_0 = \arg \max_n [x^2(n) + y^2(n) + z^2(n)] \quad (1)$$

donde n se expande sobre las muestras de cada latido desde los 10 ms antes del inicio del QRS (n_{ON}) hasta 130 ms después de n_{ON} . Finalmente la nueva derivación $g_{\text{VCG}}(n)$ se

calculó proyectando los puntos del loop QRS_{VCG} sobre el eje \mathbf{u} :

$$g_{\text{VCG}}(n) = \frac{\mathbf{v}_{\text{VCG}}^T(n) \mathbf{u}}{\|\mathbf{u}\|}. \quad (2)$$

b) *Loop del QRS obtenido mediante PCA*: Aplicando la descomposición en valores singulares (SVD) sobre las derivaciones estándares originales, se puede generar un nuevo sistema de derivaciones ortogonales que concentra la mayor parte de la energía de la señal en un conjunto reducido de derivaciones [7]. SVD fue aplicado específicamente sobre las derivaciones V1-V6, I y II para obtener 8 derivaciones transformadas $w_k(n)$, $k = 1, 2, \dots, 8$:

$$\mathbf{w}(n) = \mathbf{U}^T \mathbf{l}(n) \quad (3)$$

donde el vector $\mathbf{l}(n) = [l_1(n), l_2(n), \dots, l_8(n)]^T$ contiene las derivaciones originales (V1-V6, I y II), \mathbf{U} es la matriz que contiene los vectores singulares derechos obtenidos del aprendizaje realizado a partir de $\mathbf{L} = [\mathbf{l}_1, \dots, \mathbf{l}_8]$, con $\mathbf{l}_k = [l_k(1), l_k(2), \dots, l_k(N)]^T$, y donde N es el número de muestras del registro. El nuevo sistema de derivaciones ortogonales definido como $\mathbf{v}_{\text{PCA}}(n) = [w_1(n), w_2(n), w_3(n)]^T$ (las 3 primeras de las 8 derivaciones transformadas) fue posteriormente empleado para representar el loop espacial del QRS de una manera distinta, denotado en este caso como loop QRS_{PCA} . Análogamente al proceso descrito en la sección II-B, se aplicó la misma metodología para calcular una nueva derivación $g_{\text{PCA}}(n)$ proyectando el loop QRS_{PCA} sobre su dirección dominante empleando las ecuaciones (1) y (2). La única diferencia con respecto a II-B es que $\mathbf{v}_{\text{VCG}}(n)$ fue reemplazado por $\mathbf{v}_{\text{PCA}}(n)$. En la figura 1 se muestran ejemplos de los métodos anteriormente descritos (VCG y PCA).

C. Preprocesado

Todas las señales involucradas en el estudio fueron pre-procesadas según se lista a continuación: (1) detección de complejos QRS, (2) selección de latidos normales según [8], (3) atenuación de las variaciones en la línea de base mediante interpolación por splines cúbicos, (4) delineación de ondas empleando una técnica basada en la transformada wavelet [9] y, (5) normalización dinámica del ECG [10].

D. Índices de la despolarización

El siguiente paso fue calcular los índices de las pendientes del QRS (definidos debajo) sobre todas las derivaciones estándares así como en las nuevas derivaciones generadas. Los detalles de la metodología empleada para calcular estos índices se describen en [10]:

- \mathcal{I}_{US} : pendiente de subida de la onda R
- \mathcal{I}_{DS} : pendiente de bajada de la onda R
- \mathcal{I}_{TS} : pendiente terminal de la onda S (sólo V1-V3)

El cambio relativo durante la ICP para cada índice \mathcal{I} fue determinado por medio del parámetro $\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$, el cual fue referenciado a la variación normal del índice \mathcal{I} medido en reposo [5]. El parámetro $\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$ se evaluó para cada instante t_j , donde t_j se tomó en incrementos de 10 s desde el inicio de la oclusión ($t=0$), y fue definido como la relación entre el cambio observado durante la ICP evaluado hasta el instante t_j , denotado por $\Delta_{\mathcal{I}}(t_j)$, y las fluctuaciones normales de \mathcal{I} observadas durante el registro de control normalizado, previo a la ICP, definida como la desviación estándar (DS) de \mathcal{I} , y denotada por $\sigma^{\mathcal{I}}$: $\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}(t_j) = \Delta_{\mathcal{I}}(t_j)/\sigma^{\mathcal{I}}$.

III. RESULTADOS

A. Cambios dinámicos durante isquemia en las derivaciones estándares

Los cambios relativos $\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$ de las pendientes del QRS se midieron y promediaron para todos los pacientes durante la ICP en el ECG estándar de 12 derivaciones. Los comportamientos de las tres pendientes (es decir, \mathcal{I}_{US} , \mathcal{I}_{DS} e \mathcal{I}_{TS}) fueron analizados en las derivaciones precordiales V1-V3, donde se encontró que las dos últimas pendientes dentro del complejo QRS presentaron un comportamiento muy similar a lo largo del tiempo, no siendo así para \mathcal{I}_{US} . En la figura 2 se muestra el factor de cambio relativo promediado ($\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$) para los tres índices durante 5 min de oclusión en las derivaciones V2 y V3. En el resto de derivaciones, donde el índice \mathcal{I}_{TS} no fue calculado, la pendiente \mathcal{I}_{DS} presentó mayor sensibilidad a los cambios inducidos por la isquemia que \mathcal{I}_{US} , alcanzando sus valores máximos en las derivaciones V3 y V5. En la derivación V3, los valores máximos promedio del factor de cambio ($\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$) para \mathcal{I}_{DS} e \mathcal{I}_{US} fueron 9.31 y 5.11, respectivamente. En la derivación V5, los valores máximos

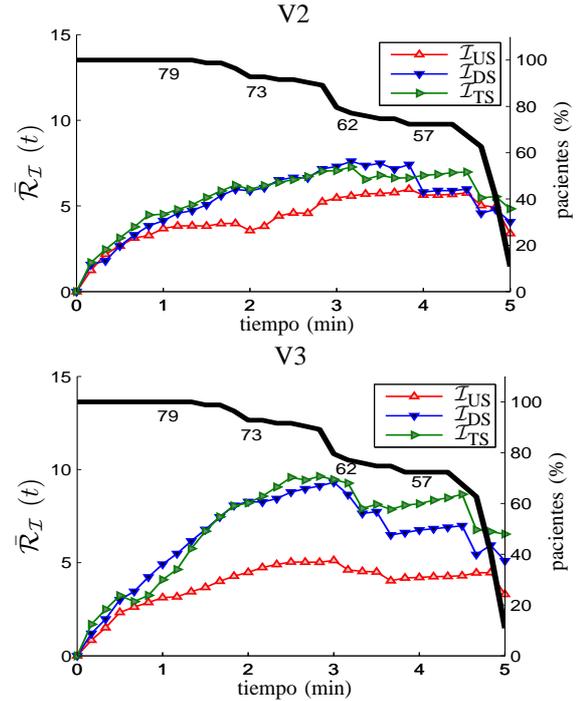


Fig. 2 Cambio relativo promedio $\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$ de las pendientes del QRS (\mathcal{I}_{US} , \mathcal{I}_{DS} e \mathcal{I}_{TS}) en V2 y V3. Las líneas negras representan el porcentaje de pacientes que permanecen en oclusión en cada instante temporal

de $\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$ fueron 8.06 y 6.01.

B. Cambios dinámicos durante isquemia en las derivaciones obtenidas del loop del QRS

Para corroborar si los nuevos métodos basados en el loop del QRS proporcionan medidas mucho más sensibles que aquellas que fueron obtenidas directamente sobre el ECG estándar de 12 derivaciones, se compararon los cambios relativos de las pendientes promediados sobre toda la población en la derivación V3 y en las dos derivaciones obtenidas a partir de la proyección de ambos loops (g_{VCG} y g_{PCA}). Como se puede apreciar en la figura 3, los métodos basados en el loop espacial del QRS resultaron ser superiores.

En cuanto a \mathcal{I}_{US} (ver Figura 3-a), la derivación obtenida con la técnica PCA fue más sensible a los cambios de isquemia ($\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$) que la derivación obtenida a partir del VCG, cuyos valores máximo de $\bar{\mathcal{R}}_{\mathcal{I}}$ fueron de 10.5 (103% mayor que V3) y 7.87 (54% mayor que en V3), respectivamente. En el caso de \mathcal{I}_{DS} (Figura 3-b) ambos métodos basados en el loop mostraron un comportamiento muy similar entre ellos, alcanzando valores máximos de cambio relativo de 12.4 y 13.7 para las derivaciones obtenidas mediante PCA y el VCG, siendo un 36% y 47% mayor, respectivamente, con respecto a la derivación V3. A pesar de que el cambio máximo relativo para \mathcal{I}_{DS} en la derivación obtenida con PCA

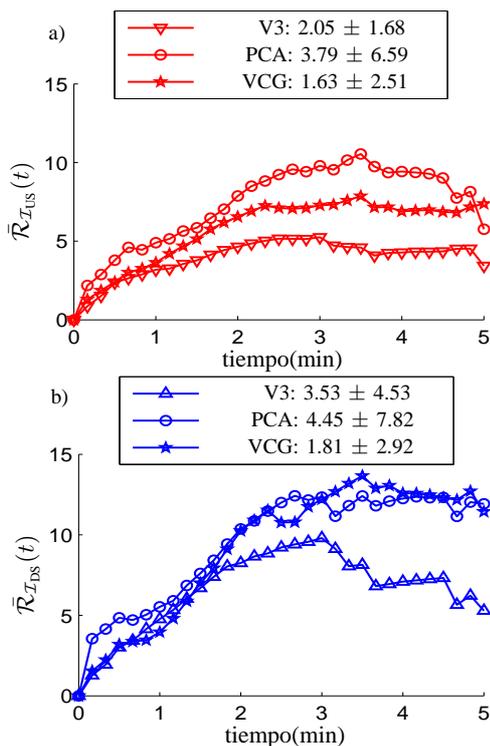


Fig. 3 Evolución del cambio relativo promedio \bar{R}_I para I_{US} (a) e I_{DS} (b) durante ICP. La media \pm DS de σ^I calculada para todos los pacientes en los registros de control se muestra en la parte superior de cada gráfica

fue ligeramente inferior que el obtenido para la derivación obtenida con el VCG, sus variaciones en control fueron sustancialmente mayores, explicando de esta manera la ligera superioridad en el factor de cambio relativo de I_{US} .

IV. DISCUSIÓN

En este estudio se midieron las pendientes del complejo QRS (I_{US} , I_{DS} e I_{TS}) y se analizó su comportamiento para la evaluación de la isquemia de miocardio inducida por una oclusión coronaria durante una ICP prolongada. Se propuso una mejora para la cuantificación de los cambios en las pendientes del QRS con el objetivo de obtener estimaciones mucho más sensibles de la ocurrencia de cambios significativos durante la fase de despolarización durante isquemia. En concreto, se evaluaron las pendientes del QRS en derivaciones obtenidas a partir del loop espacial del QRS mediante dos vías diferentes: haciendo uso del VCG y aplicando la técnica PCA. Los resultados obtenidos con estos métodos fueron muy superiores a los obtenidos sobre el sistema estándar de 12 derivaciones, alcanzándose un incremento en R_I de hasta un 103 % para I_{US} y un 46% para I_{DS} medidos con respecto a la derivación V3. Esta superioridad se justifica por el hecho de que las pendientes

medidas sobre el loop del QRS mostraron mayores valores absolutos durante la isquemia inducida, debido a que las derivaciones obtenidas a partir del loop son el resultado de una proyección sobre un vector dominante con amplitud maximizada.

V. CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos en el análisis de las pendientes del QRS con los métodos basados en el loop sugieren que dichos métodos podrían representar una herramienta potencialmente robusta para la evaluación de cambios en la despolarización, que añadidos a los cambios que se producen en la repolarización optimizarían la estratificación de riesgo durante la monitorización de pacientes con isquemia aguda.

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo fue financiado por los proyectos TEC2010-19410 y TEC2010-21703-C03-02 de MICINN, España, PI 144/2009 y Grupo Consolidado T30 del Gobierno de Aragón, España, y un International Joint Project de la Royal Society, Reino Unido.

REFERENCIAS

1. Pueyo E, Sörnmo L, Laguna P. QRS slopes for detection and characterization of myocardial ischemia. *IEEE Trans Biomed Eng* 2008;55(2):468-477
2. Romero D, Esther P, Ringborn M, Laguna P. QRS slopes for ischemia monitoring in PCI recordings. In WC 2009. Munich: IFMBE Proceedings 2010;25(4):1695-1698
3. Correa R, Laciari E, Arini P, Jané R. Analysis of QRS loop changes in the beat-to-beat Vectocardiogram of ischemic patients undergoing PTCA. In EMBC'2009. Minneapolis, USA: IEEE Eng Med Biol Soc 2009;1750-1753
4. Correa R, Arini P, Laciari E, Laguna P, Jané R. Study of morphological parameters of QRS loop using singular value decomposition during ischemia induced by coronary angioplasty. In *Computers in Cardiology 2009*. Park City, USA: IEEE Computer Society Press 2009;36:693-696
5. García J, Wagner G, Sörnmo L *et al*. Temporal evolution of traditional versus transformed ECG-based indexes in patients with induced myocardial ischemia. *J Electrocardiology* 2000;33(1):37-47
6. Edenbrandt L, Pahlm O. Vectorcardiogram synthesized from a 12-lead ECG: superiority of the inverse Dower matrix. *J Electrocardiology* 1988;21(4):361-367
7. Castells F, Laguna P, Sörnmo L, Bollmann A, and Roig J. Principal component analysis in ECG signal processing. *EURASIP J. Adv. Signal Process* 2007
8. Moody GB, Mark RG. Development and evaluation of a 2-lead ECG analysis program. In *Computers in Cardiology 1982*. IEEE Computer Society Press, 1982:39-44
9. Martínez JP, Almeida R, Olmos S *et al*. A wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. *IEEE Trans Biomed Eng* 2004;51(4):570-581
10. Romero D, Ringborn M, Laguna P, Pahlm O, Pueyo E. Depolarization changes during acute myocardial ischemia by evaluation of QRS slopes. Standard lead and vectorial approach. *IEEE Trans Biomed Eng* 2010, doi:10.1109/TBME.2010.2076385