

## Ortogonalización de derivaciones de electrocardiograma

### Orthogonalization of electrocardiographic derivations

Giselle Guerrero Sánchez<sup>1\*</sup> <https://orcid.org/0000-0003-1925-0993>

Maikel Noriega Alemán<sup>1</sup> <https://orcid.org/0000-0002-1984-8963>

<sup>1</sup>Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba.

\*Autor para la correspondencia: [gguerrero@uo.edu.cu](mailto:gguerrero@uo.edu.cu)

#### RESUMEN

**Introducción:** El delineador de señales electrocardiográficas (ECG) multiderivación basado en la transformada *wavelet* posee alta resolución espacial y permite eliminar las diferencias interderivación que aparecen tradicionalmente en los métodos uniderivación. Para esto necesita de derivaciones de señales electrocardiográficas ortogonales entre sí para la obtención de un bucle espacial.

**Objetivo:** Desarrollar métodos de orthogonalización de dos o tres derivaciones de señales electrocardiográficas que permitan la generalización del delineador multiderivación basado en la transformada *wavelet* en cualquier base de datos señales electrocardiográficas con más de una derivación.

**Métodos:** Se implementaron tres métodos de orthogonalización de derivaciones de señales electrocardiográficas: orthogonalización de dos derivaciones a partir de la proyección de vectores, orthogonalización a partir de componentes principales y orthogonalización a partir del método clásico de Gram-Schmidt.

**Resultados:** Se comparó el funcionamiento del delineador multiderivación de ECG cuando es usado cada método de orthogonalización, mediante el cálculo de la media aritmética y la desviación estándar teniendo en cuenta diferentes combinaciones de derivaciones de ambas bases de datos para cada una de las marcas analizadas. Los mejores resultados se obtuvieron con el

método análisis de componentes principales y el peor comportamiento con el método de ortogonalización de dos derivaciones.

**Conclusiones:** Los algoritmos de ortogonalización que obtuvieron los mejores resultados fueron los basados en tres derivaciones ortogonales, en la que fue ligeramente superior la descomposición en componentes principales y, por tanto, se considera el método más adecuado para la generalización del delineador multiderivación.

**Palabras clave:** delineador multiderivación de señales electrocardiográficas; transformada Wavelet; ortogonalización de derivaciones de señales electrocardiográficas.

## ABSTRACT

**Introduction:** The wavelet transform-based multiderivation electrocardiographic (ECG) signal delineator has high spatial resolution and makes it possible to eliminate interderivation differences traditionally appearing in uniderivation methods. But this requires electrocardiographic signal derivations orthogonal to one another to obtain a spatial loop.

**Objective:** Develop orthogonalization methods of two or three electrographic signal derivations allowing generalization of the wavelet transform-based multiderivation delineator in any electrographic signal database with more than one derivation.

**Methods:** Three orthogonalization methods were implemented for electrocardiographic signal derivations: vector projection-based two-derivation orthogonalization, principal component-based orthogonalization, and orthogonalization based on the Gram-Schmidt classic method.

**Results:** A comparison was performed between the operation of the ECG multiderivation delineator when used with each orthogonalization method. The comparison was based on estimation of the arithmetic mean and standard deviation bearing in mind different combinations of derivations from both databases for each of the marks analyzed. The best results were obtained with the principal component analysis method and the worst ones with the two-derivation orthogonalization method.

**Conclusions:** The orthogonalization algorithms obtaining the best results were those based on three orthogonal derivations, in which decomposition into principal components was slightly higher. This is therefore considered to be the most appropriate method for generalization of the multiderivation delineator.

**Keywords:** electrocardiographic signal multiderivation delineator; wavelet transform; electrocardiographic signal derivation orthogonalization.

Recibido: 28/12/2019

Aceptado: 18/03/2020

## **Introducción**

Las enfermedades cardiacas presentan un crecimiento considerable en la tasa de mortalidad mundial.<sup>(1,2)</sup> Su diagnóstico y adecuado tratamiento, constituye un tema de gran interés para médicos e ingenieros, los cuales se interesan por la búsqueda de métodos más precisos para la correcta localización de los puntos característicos (límites y picos) de la onda electrocardiográfica. A este proceso se le conoce como delineación de las ondas de señales electrocardiográficas (ECG, por sus siglas en inglés) y tiene como objetivo servir como primer paso de la mayoría de las herramientas de apoyo al diagnóstico de diferentes enfermedades como arritmias, infartos, isquemias etcétera.

Entre los métodos desarrollados se encuentran los delineadores automáticos basados en la transformada wavelet (TW): delineador uniderivación<sup>(3)</sup> (SL, por sus siglas en inglés) y delineador multiderivación<sup>(4,5)</sup> (ML, por sus siglas en inglés). Estos algoritmos brindan información simultánea de tiempo-frecuencia y no requieren de preprocesamiento o prefiltrado de las señales para eliminar el ruido de origen externo o fisiológico. Además, son de vital importancia para señales electrocardiográficas de larga duración, lo que garantiza eficiencia en el reconocimiento de segmentos que sean dudosos para el especialista.

El delineador multiderivación posee alta resolución espacial y permite eliminar las diferencias interderivación que aparecen tradicionalmente en los métodos uniderivación. Para esto se utiliza un bucle espacial obtenido a partir de dos o tres derivaciones de ECG ortogonales entre sí. Además, provee la localización de los picos y los límites de la señal de ECG con un error medio que no excede una muestra y una desviación estándar dentro de las tolerancias definidas por expertos clínicos.<sup>(4)</sup>

Este trabajo tiene como objetivo desarrollar métodos de ortogonalización de dos o tres derivaciones de ECG que permitan la generalización del delineador multiderivación basado en la transformada wavelet en cualquier base de datos de ECG con más de una derivación.

## Métodos

### Sistema de delineación ML

El sistema de delineación multiderivación basado en la TW fue propuesto y validado por *Rute Almeida* y otros autores en el 2009.<sup>(4)</sup> Considera tres derivaciones ortogonales  $x[k]$ ,  $y[k]$ ,  $z[k]$  y emplea el prototipo wavelet: *spline* cuadrática, propuesta realizada por *Mallat*.<sup>(6)</sup>

Este método no se encuentra limitado al uso de las derivaciones de *Frank*,<sup>(7)</sup> sino que puede ser aplicado a cualquier sistema de 3 derivaciones ortogonales. Además, considerando bucles de TW en un plano 2D, en vez de un espacio 3D, también es posible la aplicación de esta metodología a cualquier sistema de dos derivaciones ECG ortogonales, si solo se cuenta con esta opción.<sup>(3)</sup>

Sobre cada derivación se calcula la TW discreta y el bucle espacial de la TW, en una ventana de tiempo  $t$  (e. 1):

$$w_m(k) = [w_{2^m}^x(k), w_{2^m}^y(k), w_{2^m}^z(k)]_{k \in t} \quad (1)$$

Donde  $w_{2^m}^d$  es la TW de la derivación  $d = \{x, y, z\}$  en el ECG de la escala wavelet  $2^m$ .

A partir del bucle obtenido, se realiza una búsqueda zonal de una recta, a través del método mínimos cuadrados totales en dependencia de la marca que se desea analizar. Si se proyectan los puntos del bucle sobre dicha recta, a la cual llamaremos dirección de proyección, se obtiene una nueva señal que combina la información espacial de las tres derivaciones ortogonales. Por último, se aplican las reglas de umbral del delineador uniderivacional.<sup>(3)</sup>

Este método posee una alta resolución espacial debido al uso de las derivaciones ortogonales, pero como la mayoría de las bases de datos carecen de estas derivaciones, es necesario implementar los métodos de ortogonalización que se describen a continuación.

### Método de ortogonalización de dos derivaciones (O2DC)

Partiendo de dos vectores no ortogonales ni paralelos entre sí:  $\vec{\omega}_1$  y  $\vec{\omega}_3$  ubicados en el mismo plano, en la misma dirección de los vectores unitarios  $\vec{d}_1$  y  $\vec{d}_3$ , respectivamente, con direcciones correspondientes a las derivaciones estándar, se puede obtener un tercer vector  $\vec{\omega}_2$  ortogonal a  $\vec{\omega}_1$  siendo conocido su vector unitario ( $\vec{d}_2$ ) como se observa en la figura 1.<sup>(3)</sup>

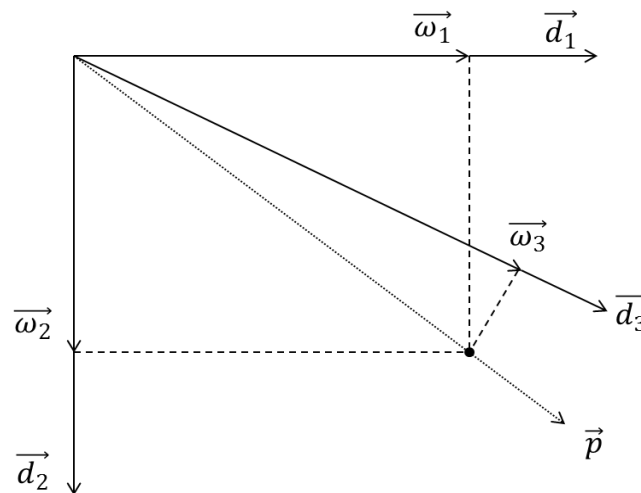


Fig. 1 - Representación de dos derivaciones ortogonales.

La suma vectorial de  $\vec{\omega}_1$  y  $\vec{\omega}_2$ , se representa como  $\vec{p}$  (e. 2):

$$\vec{p} = \vec{\omega}_1 + \vec{\omega}_2 = \frac{\omega_1 \vec{d}_1}{\|\vec{d}_1\|} + \frac{\omega_2 \vec{d}_2}{\|\vec{d}_2\|}$$

(2)

5

Luego,  $\vec{\omega}_3$  es la proyección del punto  $[\vec{\omega}_1, \vec{\omega}_2]$  sobre la dirección de  $\vec{d}_3$  (e. 3):

$$\omega_3 = \|\vec{\omega}_3\| = \text{proy}_{\vec{d}_3} \vec{p} = \frac{\vec{p} \cdot \vec{d}_3}{\|\vec{d}_3\|} = \frac{1}{\|\vec{d}_3\|} \left( \frac{\omega_1 \vec{d}_1}{\|\vec{d}_1\|} + \frac{\omega_2 \vec{d}_2}{\|\vec{d}_2\|} \right) \cdot \vec{d}_3 \quad (3)$$

Empleando las ecuaciones (2) y (3), y teniendo en cuenta que  $\vec{d}_1 = [x_1, y_1, z_1]$ ,  $\vec{d}_2 = [x_2, y_2, z_2]$  y  $\vec{d}_3 = [x_3, y_3, z_3]$ , se hace un desarrollo algebraico para obtener  $\omega_2$  (e. 4):

$$\omega_2 = \frac{\omega_3 \times \|\vec{d}_3\| \times \|\vec{d}_2\| \times \|\vec{d}_1\| - \omega_1 \times \|\vec{d}_2\| \times [x_1 x_3 + y_1 y_3 + z_1 z_3]}{[x_2 x_3 + y_2 y_3 + z_2 z_3] \times \|\vec{d}_1\|} \quad (4)$$

Los vectores unitarios  $\vec{d}_1, \vec{d}_2$  y  $\vec{d}_3$  pueden tomar los valores mostrados en la tabla 1 de acuerdo a las tres derivaciones implicadas en el método de ortogonalización.

**Tabla 1** - Vectores unitarios con direcciones correspondientes a las derivaciones estándar

Derivaciones	X	Y	Z
I	0	1	0
II	0	cos(5Π/3)	sin(5Π/3)
aVL	0	cos(Π/6)	sin(Π/6)
V2	1	0	0

V3	$\cos(\pi/6)$	$\sin(\pi/6)$	0
V5	0	1	0
V6	$\cos(2\pi/3)$	$\sin(2\pi/3)$	0

De esta forma, se pueden obtener dos derivaciones de ECG ortogonales entre sí, que serían en este caso:  $\omega_1$  y  $\omega_2$ .

### Método clásico de ortogonalización Gram-Schmidt (O3GS)

El método de Gram-Schmidt recibe su nombre de los matemáticos Jorgen Pedersen Gram y Erhard Schmidt; y plantea lo siguiente: dado un sistema de vectores  $\vec{\omega}_1$ ,  $\vec{\omega}_2$  y  $\vec{\omega}_3$  no ortogonales ni paralelos entre sí, que supondremos linealmente independientes, se desea obtener una base ortonormal  $\vec{u}_1, \vec{u}_2$  y  $\vec{u}_3$ .<sup>(8)</sup>

Este algoritmo se basa en el análisis de la figura 2, en la que se observa que  $\vec{\omega}_1$  y  $\vec{\omega}_2$  son vectores no perpendiculares entre sí  $\vec{u}_1 \perp \vec{u}_2$ , y  $\vec{u}_2$  representa la diferencia vectorial de  $\vec{\omega}_2$  y la proyección de  $\vec{\omega}_2$  sobre  $\vec{u}_1$ . El vector  $\vec{u}_3$  opera de la misma forma que  $\vec{u}_2$ , lo que en este caso  $\vec{\omega}_3$  se proyecta sobre  $\vec{u}_1$  y  $\vec{u}_2$ .<sup>(8)</sup>

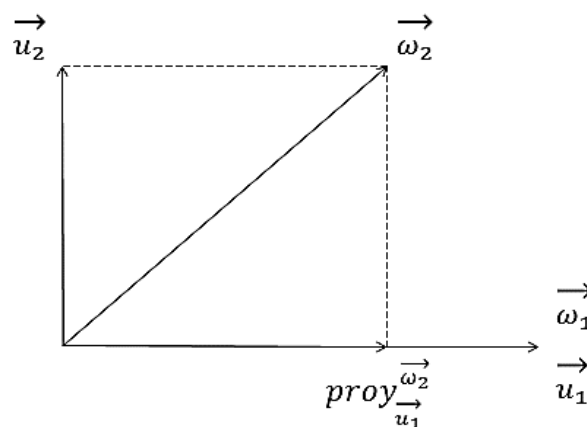


Fig. 2 - Representación de las derivaciones ortogonales para el método Gram-Schmidt.

Luego, es sencillo comprobar que el conjunto de vectores  $\vec{u}_1$ ,  $\vec{u}_2$  y  $\vec{u}_3$  son ortogonales entre sí mediante la propiedad del producto escalar. De esta forma se obtienen tres señales de ECG ortogonales.

### **Método de ortogonalización análisis de componentes principales (O3CP)**

El análisis de componentes principales (PCA) es una técnica estadística cuyo propósito es resumir la información de un conjunto grande de variables correlacionadas en un menor número de variables no correlacionadas (ortogonales), denominadas componentes principales (CP).<sup>(9,10)</sup>

Partiendo de una matriz compuesta por tres derivaciones de ECG no ortogonales (a(n), b(n), c(n)) para un total de N muestras se calcula la matriz de covarianza y se descompone en vectores propios y valores propios. La primera CP es el vector propio correspondiente al mayor valor propio y así sucesivamente.<sup>(10)</sup> De esta forma se obtiene una matriz compuesta por tres CP.

Las CP son como señales de ECG ortogonales, que al igual que en la ortogonalización de Gram-Schmidt, pueden ser interpretadas como derivaciones sintetizadas que no están necesariamente en los planos frontal y transversal usados para definir el sistema de derivaciones estándar. Más bien, podrían estar en cualquier dirección y cambiar de registro en registro. La construcción de las CP no tiene en cuenta la dependencia espacial entre las derivaciones de ECG originales. Sin embargo, el bucle vector cardiográfico (VCG) resultante es similar al obtenido usando otros sistemas VCG.<sup>(4)</sup>

### **Metodología de evaluación**

Los algoritmos de ortogonalización explicados con anterioridad son implementados utilizando la herramienta matemática de simulación Matlab 2015, mediante el uso de las bases de datos reales: la base de datos Estándares Comunes para Electrocardiografía cuantitativa (CSE, por sus siglas en inglés)<sup>(11)</sup> y la base de datos del Instituto de Metrología Nacional de Alemania (PTB, por sus siglas en alemán),<sup>(12)</sup> las cuales están compuestas por las 12 derivaciones estándar y las 3 derivaciones de Frank (registradas como ortogonales).

Para los métodos de ortogonalización: Gram-Schmidt y PCA se seleccionan las 4 combinaciones de derivaciones siguientes en cada base de datos: [I, II, V<sub>4</sub>], [I, II, V<sub>6</sub>], [II, aVL, V<sub>1</sub>] y [V<sub>2</sub>, V<sub>5</sub>,



aVF]. En cada caso, las dos primeras derivaciones son ortogonales entre sí de acuerdo a su ubicación en los planos frontal y transversal y la tercera fue escogida de forma aleatoria.

En el caso del método de ortogonalización de dos derivaciones se escogen las siguientes combinaciones de ECG estándar, para obtener dos derivaciones ortogonales (derivaciones de ECG  $\rightarrow$  derivaciones ortogonales): [I, V<sub>3</sub>  $\rightarrow$  I, II], [I, V<sub>6</sub>  $\rightarrow$  I, II], [II, V<sub>3</sub>  $\rightarrow$  II, aVL] y [V<sub>2</sub>, II  $\rightarrow$  V<sub>2</sub>, V<sub>5</sub>]. Las derivaciones ortogonales obtenidas con este método coinciden con las dos primeras ortogonalizadas por los otros algoritmos.

Para cuantificar el error obtenido en la delineación multiderivación de las derivaciones ortogonalizadas se tomaron como referencia las derivaciones registradas mediante el sistema de derivaciones de Frank y se aplicó la siguiente estrategia:

1. Aplicar el delineador multiderivación basado en la TW para cada una de las combinaciones de derivaciones ortogonales obtenidas con los algoritmos implementados.
2. Aplicar el delineador multiderivación basado en la TW empleando las tres derivaciones ortogonales de Frank, las cuales fueron tomadas como referencia.
3. Validación de los resultados para cada método de ortogonalización mediante el cálculo de la media aritmética (MA) y la desviación estándar (DE) en cada límite o pico de onda de ECG, para cada combinación de derivaciones latido a latido.
4. Comparar los métodos de ortogonalización.

Para la validación de los resultados se determina el error de delineación  $E_M(k)$  (e. 5) para cada uno de los puntos característicos  $M \rightarrow \{QRS_i, QRS_p, QRS_f, T_i, T_p, T_f\}$  de la onda de ECG: inicio del complejo QRS ( $QRS_i$ ), pico del complejo QRS ( $QRS_p$ ), fin del complejo QRS ( $QRS_f$ ), inicio de la onda T ( $T_i$ ), pico de la onda T ( $T_p$ ) y fin de la onda T ( $T_f$ ), en cada latido cardiaco ( $k$ ). Este error se calcula a partir de la diferencia entre las marcas  $M$  obtenidas con cada método de ortogonalización ( $OR_M(k)$ ) y las marcas obtenidas con las derivaciones registradas de Frank ( $F_M(k)$ ).

$$E_M(k) = OR_M(k) - F_M(k)$$

(5)

Si el error de delineación es positivo, significa que la marca obtenida por el delineador teniendo en cuenta los métodos de ortogonalización se retrasa con respecto a la referencia; en caso negativo se adelanta a esta.

Luego, se calcula el promedio de error y la desviación estándar ( $MA \pm DE$ ) para cada límite o pico de onda de la señal de ECG, en todos los registros de las bases de datos para cada método de ortogonalización.

## Resultados

En la figura 3 se ilustra la distribución de errores cometidos por cada método de ortogonalización teniendo en cuenta las combinaciones de derivaciones del total de registros de ambas bases de datos para cada una de las marcas analizadas. Se observa que la menor precisión se alcanza con la ortogonalización O2DC. En los resultados basados en tres derivaciones ortogonales se puede notar que los errores tienen un comportamiento similar. En la tabla 2 se pueden observar los valores de distancia entre los percentiles 25 y 75 del boxplot (IQ) mostrado en la figura 3.

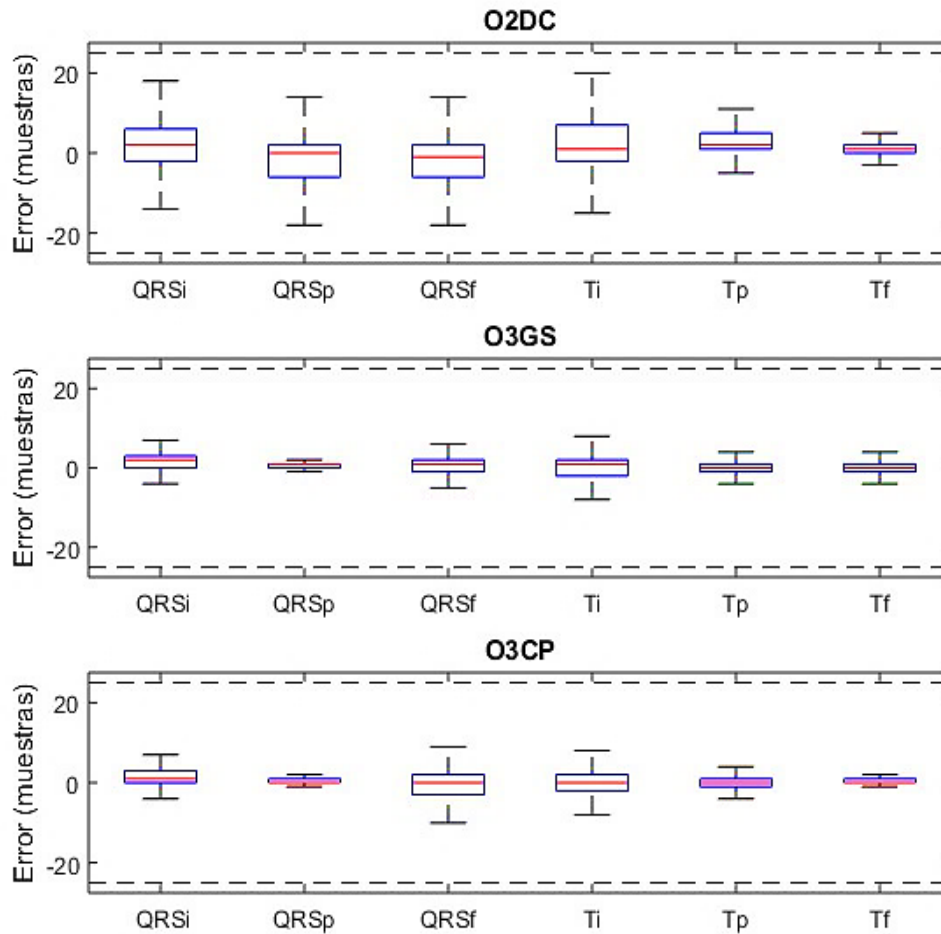


Fig. 3- Distribución de los errores cometidos por cada método de ortogonalización

Tabla 2 - Distancia entre los cuartiles 25 y 75 (IQ) obtenidos a partir de la figura 3

Marca	IQ (ms)		
	O2DC	O3GS	O3CP
$QRS_i$	7	4	3
$QRS_p$	8	1	1
$QRS_f$	8	3	5
$T_i$	9	4	4
$T_p$	4	2	2
$T_f$	2	2	1

En la tabla 3 se muestran los valores de  $MA \pm DE$ , para los cuales se tomaron en cuenta todas las combinaciones de derivaciones a ortogonalizar en el total de registros de las dos bases de datos

estudiadas. Puede observarse que los valores de exactitud (MA) y precisión (DE) ratifican un peor comportamiento por parte del método de ortogonalización O2DC.

**Tabla 3** - Errores promedio en (ms) dados por (MA±DE) para los métodos de ortogonalización

Método	QRS <sub>i</sub>	QRS <sub>p</sub>	QRS <sub>f</sub>	T <sub>i</sub>	T <sub>p</sub>	T <sub>f</sub>
O2CD	1,34 ± 8,70	-1,17 ± 12,04	-2,07 ± 8,95	2,58 ± 10,36	2,72 ± 7,28	1,39 ± 6,47
O3GS	1,04 ± 7,25	0,01 ± 10,55	0,28 ± 5,65	0,10 ± 8,88	0,25 ± 6,21	0,17 ± 5,24
O3CP	0,95 ± 6,56	-0,34 ± 10,49	-0,80 ± 6,97	-0,08 ± 8,86	-0,03 ± 6,11	0,16 ± 5,78

Para generalizar los resultados obtenidos, se realizó un examen de hipótesis no paramétrico mediante la prueba de Wilcoxon de rangos signados.<sup>(13)</sup> Se utilizó la función de Matlab *signrank(...)*, la cual permite obtener la hipótesis confirmada en el test (h) y la probabilidad de equivocarse (p) al rechazar la hipótesis nula y aceptar la alternativa para ese conjunto de datos. En este caso se comprobó si la mediana obtenida a partir del gráfico de la distribución de los errores de la ortogonalización O3CP (figura 3) no superaba cierto umbral (definido 0,5 por encima y 0,5 por debajo de la mediana). Debido a que es un test unilateral se dividió entre dos los p-valor obtenidos para alcanzar un nivel de significación de 0,05. Para cada una de las marcas analizadas, la hipótesis estadística aceptada fue la hipótesis alternativa ( $h = 1$  y  $h_1 = 1$ ), por tanto, se rechazó la hipótesis nula. En la tabla 4 se muestran los resultados de dicha prueba, a partir de los cuales es posible afirmar que la mediana obtenida del gráfico de la distribución de los errores de la ortogonalización O3CP está dentro de los umbrales escogidos, con una probabilidad de equivocarse (p y p1) suficientemente pequeña para cada caso.

**Tabla 4** - Resultados de la prueba de hipótesis de Wilcoxon

Marcas	Probabilidad de equivocarse	
	p	p <sub>1</sub>
QRS <sub>i</sub>	9,3853e - 141	0
QRS <sub>p</sub>	9,2255e - 30	0
QRS <sub>f</sub>	2,4032e - 204	1,6701e - 33
T <sub>i</sub>	1,3400e - 82	5,5558e - 147
T <sub>p</sub>	0	0
T <sub>f</sub>	0	0

## Discusión

Según lo observado en la figura 3, con los métodos de ortogonalización a partir de tres derivaciones se obtiene mayor precisión en el delineador. Esto, claramente es debido a que se cuenta con mayor información espacial del fenómeno eléctrico cardiaco. Si se realiza un análisis de la distancia entre los percentiles 25 y 75 del *boxplot* (IQ) mostrada en la tabla 2, se puede corroborar que, efectivamente, la menor precisión se alcanza con la ortogonalización O2DC, debido a que usa solo dos derivaciones. De esta manera se confirma que mientras mayor información espacial tenga el delineador, tendrá un mejor comportamiento.

En la tabla 3 nuevamente se ratifica el peor comportamiento del método de ortogonalización O2DC, lo cual consolida la hipótesis de que se debe a la pérdida de resolución espacial. Esto también es comprobado para la extracción de información respiratoria.<sup>(14)</sup>

El comportamiento de los métodos O3GS y O3CP es similar, con una ligera mejoría con O3CP. En otras publicaciones se ha demostrado que con la ortogonalización a partir de las CP se obtienen los mejores resultados en la extracción de respiración utilizando este delineador.<sup>(14)</sup> La ligera mejoría alcanzada por el método de ortogonalización análisis de componentes principales con respecto al algoritmo de Gram-Schmidt puede ser debido a que el método de Gram-Schmidt asume que los vectores están normalizados, lo que en realidad no se cumple en este caso. En el caso de PCA se separan las CP de las tres derivaciones escogidas, pudiendo quedar estas en dimensiones totalmente diferentes a las obtenidas en el método de Gram-Schmidt. Pudiera ocurrir que la dimensión obtenida en este caso permita configuraciones del bucle espacial obtenido en el delineador multiderivación con mejores características para la delineación.

Los errores cometidos por el método de delineación aplicado sobre las derivaciones ortogonalizadas son tolerables según los valores de error reportados en publicaciones de esta temática<sup>(4,14)</sup> y, de esta manera, la delineación permite obtener los puntos característicos de la onda electrocardiográfica.

De manera general se puede afirmar que el mayor error del algoritmo de ortogonalización de dos derivaciones respecto a los otros métodos puede ser debido a la pérdida de información espacial. Los algoritmos de ortogonalización con mejores resultados fueron los basados en tres derivaciones ortogonales, la descomposición en componentes principales fue ligeramente

superior y, por tanto, se considera el método más indicado para la generalización del delineador multiderivación.

## Referencias bibliográficas

1. Serra MA, Serra M, Viera M. Las enfermedades crónicas no transmisibles: magnitud actual y tendencias futuras. Rev Finlay. 2018 [acceso: 22/01/2020]; 8(2):140-8. Disponible en: [https://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S2221-24342018000200008](https://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S2221-24342018000200008)
2. Asamblea Mundial de la Salud. Informe sobre los resultados de la OMS. Presupuesto por programas 2018-2019: examen de mitad de periodo. Organización Mundial de Salud. 2019 [acceso: 22/01/2020];72. Disponible en: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/328788>
3. Martínez JP, Almeida R, OlmosS, Rocha AP, Laguna P. A Wavelet-Based ECG Delineator: Evaluation on Standard Databases. IEEE Trans Biomed Eng. 2004 [acceso: 22/01/2020];51(4):570-81. Disponible en: [http://diec.unizar.es/~laguna/personal/publicaciones/wavedet\\_tbme04.pdf](http://diec.unizar.es/~laguna/personal/publicaciones/wavedet_tbme04.pdf)
4. Almeida R, Martínez JP, Rocha AP, Laguna P. Multilead ECG delineation using spatially projected leads from wavelet transform loops. IEEE Trans Biomed Eng. 2009 [acceso: 20/01/2020];56(8):1996-2005. Disponible en: <https://ieeexplore.ieee.org/document/4915796>
5. Almeida R. ECG Characterization: Application to QT Interval Variability [PhD]. [Portugal]: Universidade do Porto; 2007.
6. Mallat S, Zhong S. Characterization for signals from multiscale edge. IEEE Trans Pattern Anal Mach Intell. 1992 [acceso: 21/01/2020]; 14:710-32. Disponible en: <https://www.di.ens.fr/~mallat/papiers/MallatEdgeCharact92.pdf>
7. Malmivuo J, Plonsey R. Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. New York: Oxford University Press; 1995.
8. Berati G. Gram - Schmidt Process in Different Pararell Platform. Int J Adv Res Artif Intell. 2015 [acceso: 21/01/2020]; 4(6):35-9. Disponible en: [https://thesai.org/Downloads/IJARAI/Volume4No6/Paper\\_6-Gram\\_Schmidt\\_Process\\_in\\_Different\\_Parallel\\_Platforms.pdf](https://thesai.org/Downloads/IJARAI/Volume4No6/Paper_6-Gram_Schmidt_Process_in_Different_Parallel_Platforms.pdf)

9. Lever J, Krzywinski M, Altman N. Points of Significance. Principal component analysis. Nat Methods. 2017 [acceso: 22/01/2020]; 14(7):641-2. Disponible en: <https://www.nature.com/articles/nmeth.4346>
10. Jolliffe IT, Cadima J. Principal component analysis: a review and recent developments. Phil Trans R Soc. 2016 [acceso: 20/01/2020]; 374:1-16. Disponible en: <https://royalsocietypublishing.org/doi/10.1098/rsta.2015.0202>
11. Recommendations for measurement standards in quantitative electrocardiography. The CSE Working Party. Eur Heart J. 1985;6(10):815-25.
12. Christov I, Otsinsky I, Simova I, Prokopova R, Trendafilova E, Naydenov S. Dataset of manually measured QT intervals in the electrocardiogram. Biomedical Eng Online. 2006 [acceso: 25/01/2020]; 5(31). Disponible en: <https://biomedical-engineering-online.biomedcentral.com/articles/10.1186/1475-925X-5-3>
13. Jasak Z. Benford's Law and Wilcoxon Test. J Math Sci Adv Appl. 2018 [acceso: 23/01/2020]; 52:69-81. Disponible en: [http://scientificadvances.co.in/admin/img\\_data/1278/images/JMSAA7100121981ZoranJasak.pdf](http://scientificadvances.co.in/admin/img_data/1278/images/JMSAA7100121981ZoranJasak.pdf)
14. Noriega M, Carcases E, Durán K, Marañón EJ, Martínez JP, Almeida R. Instantaneous respiratory rate estimation from multilead ECG delineation using VCG directions, in Computers in Cardiology. IEEE Comput Soc Press. 2016 [acceso: 25/01/2020]; 43:397-400. Disponible en: [https://zagan.unizar.es/record/63118/files/texto\\_completo.pdf](https://zagan.unizar.es/record/63118/files/texto_completo.pdf)

### **Conflicto de intereses**

Los autores declaran que no poseen ningún tipo de conflicto de intereses relacionado con esta investigación.