

Estudio comparativo de los métodos de delineación de señales de electrocardiográficas basados en la Transformada *Wavelet*

Comparative study of the methods of electrocardiographic signal delineation based on Transformed Wavelet

Ricardo Enrique Pérez Guzmán,^I Maikel Noriega Alemán,^{II} Ariel Céspedes Pérez^I

^I Facultad de Ciencias Técnicas. Universidad de Las Tunas. Las Tunas, Cuba.

^{II} Facultad de Ingeniería Eléctrica. Universidad de Oriente. Santiago de Cuba, Cuba.

RESUMEN

Introducción: las enfermedades cardiovasculares constituyen la causa más frecuente de muerte prematura e invalidez en el mundo. En Cuba, representan la segunda causa de muerte, con un incremento considerable en poco tiempo.

Objetivos: realizar un estudio comparativo de los principales delineadores automáticos de señales electrocardiográficas basados en la Transformada Wavelet para comprobar la efectividad de cada uno a la hora de detectar y delinear el comienzo del complejo QRS, el pico principal de la onda en el complejo QRS y el final de la onda T.

Métodos: se realizó por medio de la delineación de un conjunto de señales simuladas, afectadas por el efecto mecánico de la respiración y ruido extraído de registros reales de pruebas de esfuerzo. Además, se describieron los diferentes sistemas automáticos de delineación de electrocardiográficas basados en la Transformada Wavelet tanto uniderivacionales como multiderivacionales y se aplican a las señales anteriores.

Resultados: se reafirmó la variabilidad existente en los errores del método uniderivacional para las diferentes derivaciones, de aquí que no resulte sencillo escoger una de las 12 derivaciones como la más indicada para realizar la delineación de una onda. Las estrategias multiderivacionales tienen mejor desempeño en el pico de las ondas y en las ondas de menor relación señal/ruido.

Conclusiones: los métodos de delineación basados en la Transformada Wavelet no requieren ningún prefiltrado o preprocesamiento para la eliminación de ruido. Además, el método multiderivacional es el que mejor aprovecha la información

espacial proporcionada por las derivaciones ortogonales, permitiéndose una delineación más precisa de la señal electrocardiográfica en las ondas de menor relación señal/ruido.

Palabras clave: ECG; Transformada Wavelet; delineadores automáticos de ECG.

ABSTRACT

Introduction: Cardiovascular diseases represent the most frequent cause of premature death and disability worldwide. They are the second cause of death in Cuba, with sizeable increase in a short period of time.

Objectives: To make a comparative study of the main automatic delineators of electrocardiographic signals based on the Transformed Wavelet in order to confirm the effectiveness of each of them at the time of detecting and delineating the start of the QRS complex, the main peak of the wave in QRS complex and the end of the T-wave.

Methods: The study was performed by using the delineation of a set of simulated signals affected by the mechanical effect of respiration and noise taken from real registers of stress tests. Additionally, the different uniderivational and multiderivational automatic systems of electrocardiographic signal delineation based on Wavelet Transform and they were applied to the referred signals.

Results: The variability of the uniderivational method errors for the different leads was confirmed; hence it is not easy to choose one of the 12 leads as the most suitable for the wave delineation. The multiderivational strategies perform better in the wave peak and in the waves with lower signal-to-noise ratio.

Conclusions: The delineation methods based on Wavelet Transform do not require any prefiltering or preprocessing for noise elimination. The multiderivational method is the one that makes the best use of the spatial information provided by the orthogonal leads, thus allowing a more precise delineation of the electrocardiographic signal in the waves with lower signal/noise ratio.

Keywords: EKG; Wavelet Transform; automatic EKG delineators.

INTRODUCCIÓN

El interés científico en la actualidad asociado con la búsqueda de métodos, procedimientos y técnicas más eficientes para la preservación de la salud humana y la extensión de sus expectativas de vida, hace que se dirija la mirada hacia aquellas enfermedades que más lo aquejan. Entre estas, las enfermedades cardiovasculares constituyen la causa más frecuente de muerte prematura e invalidez en el mundo.¹

En Cuba, las enfermedades cardiovasculares constituyen en la actualidad la segunda causa de muerte, con un incremento en la tasa por cada 100.000 habitantes de 148,2 en 1970 a 197,6 en el año 2012.¹ El incremento de estas patologías y la disminución del promedio de edad en que se presentan, reclaman un mayor esfuerzo por parte de los investigadores (cardiólogos, fisiólogos, bio-ingenieros y otros especialistas) en la búsqueda de métodos de análisis, con el objetivo mitigar, los alarmantes índices de

enfermedades cardiovasculares. Por ejemplo, para el año 2012, las muertes por estas enfermedades representaron el 12,4 % de las muertes naturales según.^{1,2}

Los esfuerzos van dirigidos hacia el diagnóstico clínico de la patología en cuestión, con el fin del perfeccionamiento de las herramientas utilizadas, dentro de las que se destaca el electrocardiograma como registro de la actividad eléctrica cardíaca en función del tiempo por medio de electrodos situados en la superficie del cuerpo,³ la cual se encuentra entre las técnicas no invasivas más utilizadas en la detección de problemas cardiovasculares.

El tema de la delineación automática de señales electrocardiográficas (ECG) ha sido muy estudiado, sobre todo en últimos años. La variabilidad de las ondas que resultan del mismo, hace necesario conocer la localización de los puntos fundamentales, tomándose como referencia dentro del ciclo cardíaco al complejo QRS, como forma de onda característica de la señal ECG. Su gran amplitud simplifica la detección del QRS sobre otras ondas. Para su detección se proponen en la literatura una amplia diversidad de algoritmos.⁴⁻⁶ No obstante, vale la pena notar que no hay una regla específica para hallar el comienzo y el fin de las ondas ECG, lo cual complica la sistematización de localización del principio y fin.

En los últimos años varios autores, ante la necesidad de pre-filtrar la señal con el equipamiento médico existente y los niveles de complejidad que esto implica, han desarrollado algunos métodos de delineación automática basados en la Transformada Wavelet (TW),^{6,7} que favorecen la delineación de las principales ondas del ECG, sobre todo las de baja amplitud y baja relación señal/ruido. El empleo de estos métodos aumenta la eficiencia computacional debido a que no requieren un pre-procesamiento de la señal para eliminar el ruido.

Dentro de las técnicas de delineación automática de ECG, las investigaciones realizadas por *Martínez J*,⁷ *Almeida R*,⁸ y *Noriega M*⁹ aportan elementos muy importantes. Entre sus contribuciones destacan la delineación ECG basada en la TW y su evaluación en la base de datos estándar, la caracterización automática ECC y la aplicación de la variabilidad del intervalo QT, el tratamiento de las señales bioeléctricas y la comparación del efecto de la respiración sobre la señal ECG.

A pesar de estos aportes se revela aún, la inexistencia de un estudio comparativo que permita determinar cuál de los métodos basados en la TW resulta más efectivo, a la hora de efectuar la detección y delineación de una onda específica en la señal ECG. Su solución implica centrar la atención en los delineadores multiescala basados en la transformada (TW), significando las tres estrategias principales de delineación: Delineación Uniderivacional (SL), las reglas de Selección Post-Procesamiento Uniderivacional (SLR) y el sistema de Delineación Multiderivacional (ML).

MÉTODOS

El uso de sistemas automáticos de análisis de señales electrocardiográficas es de vital importancia en grabaciones muy largas, para garantizar la eficiencia en el reconocimiento de eventos y chequeo de segmentos de la señal que sean dudosos para el especialista. Al no existir un método de delineación por excelencia para la obtención de las marcas del comienzo y fin de las ondas del ECG, se puede encontrar en la literatura infinidad de variantes para la delineación automática, en cambio esta investigación se centra en los métodos basados en la Transformada Wavelet.⁷

Prototipo de Wavelet utilizado

La Transformada Wavelet (TW) provee una descripción de la señal en el dominio tiempo-escala, permitiendo la representación de sus características temporales en resoluciones diferentes de acuerdo con el contenido de frecuencia. De esta manera ofrece buena resolución temporal y baja resolución frecuencial en eventos de altas frecuencias; mientras, por otro lado, brinda buena resolución frecuencial y baja resolución temporal en eventos de bajas frecuencias. Este modo de funcionamiento tiene sentido cuando la señal a analizar tiene componentes de alta frecuencia de corta duración y componentes de baja frecuencia de larga duración, como es el caso de la mayoría de las señales biológicas, entre ellas el electrocardiograma.

Los métodos automáticos de delineación objeto de estudio utilizan el prototipo Wavelet denominado spline cuadrática.⁷ La Wavelet puede ser identificada como la convolución de cuatro pulsos rectangulares, por lo que los métodos de delineación que la utilizan pueden considerarse como un banco de filtros diferenciadores con respuesta⁷ (ecuación 1):

$$Q_k(e^{j\omega}) = \begin{cases} G(e^{j\omega}), & k = 1 \\ G(e^{j2^{k-1}\omega}) \prod_{l=0}^{k-2} H(e^{j2^l\omega}), & k \geq 2 \end{cases}$$

Sistema de delineación uniderivacional (SL)

El sistema de delineación SL está basado en el análisis multi-resolución aportado por la Transformada Wavelet en dependencia de los componentes de frecuencia de cada onda ECG. Por medio de la TW discreta y a partir de un prototipo Wavelet adecuado (spline cuadrática), este método permitió obtener un conjunto de señales pasa banda, proporcionales a la derivada del ECG sobre las cuales se realiza la delineación.⁷

Al aplicar la Transformada Wavelet Discreta (TWD) a una señal ECG se demostró que la mayor parte de la energía del ECG se encuentra dentro de las escalas 2^1 a 2^5 , mientras para escalas mayores de 2^4 la energía del complejo QRS es muy baja y las ondas T y P tienen componentes importantes en las escalas 2^4 y 2^5 . El ruido y otros fenómenos se evitan considerando sus diferentes contribuciones a varias escalas, lo que permite tener un sistema automático, en el cual la señal ECG digitalizada no necesita ser preprocesada o prefiltada.

La [figura 1](#) muestra las cinco primeras escalas de una señal ECG y sus TWD, además del efecto provocado por diferentes tipos de ruido.⁷ Considerándose que los artefactos (d) producen líneas de máximos o mínimos aisladas, estas pueden ser descartadas en las escalas inferiores. Si la señal está contaminada con ruido de alta frecuencia (e), las escalas más afectadas son la 2^1 y 2^2 , mientras las escalas más altas son inmunes a este tipo de ruido. El desplazamiento de la línea de base (f) afecta solo las escalas superiores a 2^4 .

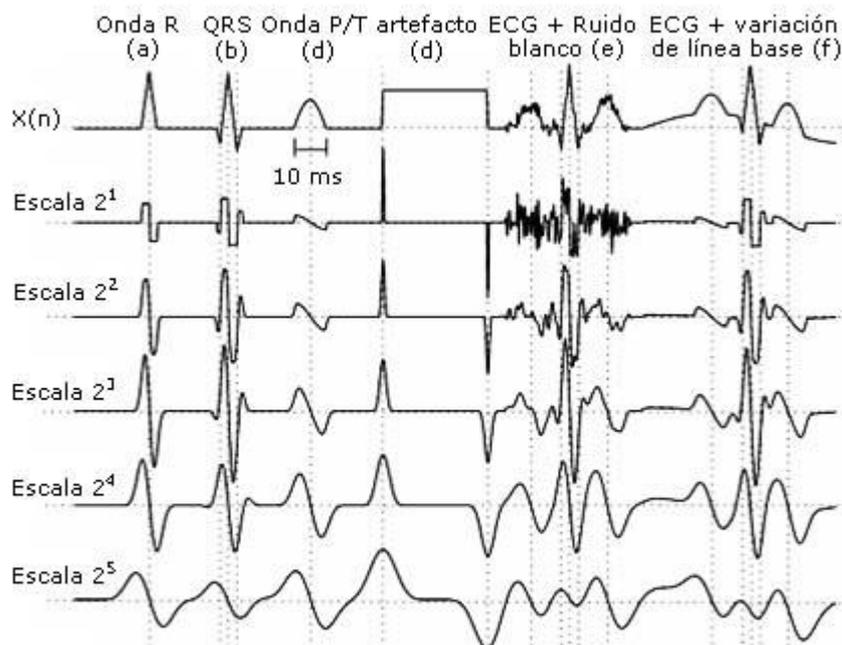


Fig. 1. Efectos que provocan diferentes tipos de ruido en las escalas de la TW para una señal de ECG (tomado de).⁷

A partir de la información de máximo/mínimo local y cruces por cero en las diferentes escalas, el algoritmo identifica los puntos significativos al detectar la onda principal (complejo QRS) y luego las señales de mayor relación señal-ruido.^{3,6-9} La desventaja de este método de delineación es que los picos y límites de la señal son buscados de manera independiente para cada derivación, por lo que es posible la ocurrencia de variaciones significativas en las localizaciones de las ondas en función de la derivación. Es por tanto deseable considerar una estrategia en la cual, la información proveniente de las diferentes derivaciones, sea tomada en consideración para producir una marca global para cada latido.

Reglas de selección post-procesamiento

Las reglas de selección post-procesamiento brindan una alternativa para dar tratamiento multiderivacional a sistemas basados en el método Uniderivacional. Consiste en escoger una marca global mediante la adición de reglas matemáticas a los sistemas basados en delineación uniderivacional.^{3,10}

Una regla simple consiste en la elección de la mediana de las marcas uniderivacionales de las 12 derivaciones, en la localización del pico de la onda. Sin embargo, la diferente orientación espacial de cada derivación provoca la visibilidad de un fenómeno en una derivación antes que en otra y por tanto la mediana no es la mejor opción cuando se trata con límites. Así, la mejor marca para el comienzo (o final) de una onda debe ser la primera (o la última) anotación SL; una selección que es fuertemente afectada por marcas erróneas.⁸ De esta forma la mejor marca para en inicio (o fin) de la onda consiste en ordenar las anotaciones SL y seleccionar como límite la primera (o última) anotación con un número k de vecinos cercanos que se encuentran dentro de un intervalo de tiempo.

Si ninguna anotación uniderivacional satisface este criterio, no es proporcionada ninguna marca. Por tanto, estas reglas resultan efectivas para escoger entre un gran conjunto de anotaciones uniderivacionales (por ejemplo en un registro adquirido de

acuerdo al sistema estándar de 12 derivaciones), pero su selección es inadecuada para una grabación con sólo dos o tres derivaciones.¹⁰ Para un registro con pocas derivaciones disponibles, debe esperarse un número muy bajo de detecciones libres de errores para los demás puntos característicos. Además, aunque la estrategia SLR proporciona una marca única, no utiliza toda la información espacial disponible como lo hace el método multiderivacional.

Sistema de delineación multiderivacional (ML)

Para aprovechar la información que brindan las múltiples derivaciones que resultan del ECG, se emplea el sistema de delineación multiderivacional propuesto y validado por Almeida R y colaboradores,⁶ como una variante del método de delineación SL. Este define la necesidad de utilizar las derivaciones ortogonales de Frank (X,Y,Z)⁹ para detectar los límites principales de la señal de ECG.

La estrategia propuesta para la delineación multiderivacional está basada en una búsqueda iterativa multi-paso de la mejor derivación espacial para el perfeccionamiento de la delineación. En cada paso, el vector U_n es determinado de forma separada para cada latido y límite, adaptándose y actualizándose el intervalo W_n de manera que se incremente la relación señal/ruido (SNR), y asegurándose pendientes más empinadas en $D_n(k)$ como se observa en la figura 2. Luego a esta derivación espacial se le aplican los mismos criterios de detección usados en la delineación SL.⁶

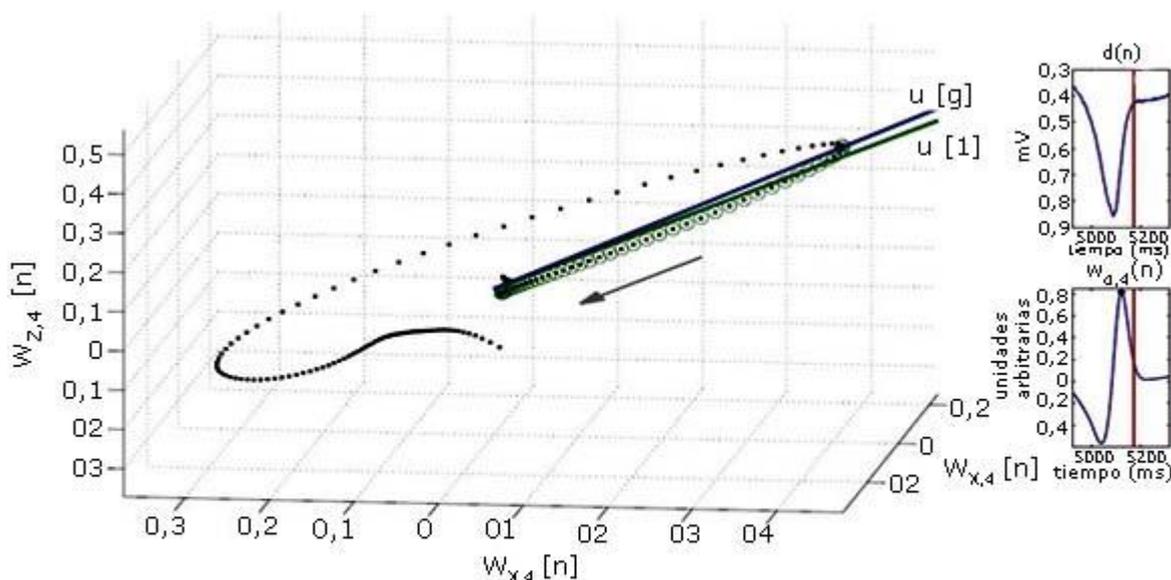


Fig. 2. (Izquierda) Bucle espacial TW del VCG (vectocardiograma), la dirección u (verde) del primer paso iterativo y la dirección u (azul) resultante sobre la que se obtiene una proyección más acertada del mismo (tomado de).⁹

Utilizar derivaciones diferentes es crucial para localizar los límites de ondas globales, lo cual puede ser imperceptible en una derivación particular. El método automático ML permite tratar varias derivaciones, aprovechando su disponibilidad de mejorar la delineación al construir una señal más adecuada para la posición específica del límite.

Para comparar los métodos de delineación automáticos basados en la TW, se realizó la simulación de señales de ECG limpias, así como las afectadas por la respiración y otros tipos de ruidos. Estas señales son delineadas con los sistemas anteriores, con el

propósito de obtener los errores que se producen en estos delineadores en el comienzo del complejo QRS (QRS_{on}), en la onda principal del complejo QRS (QRS) y en el final de la onda T, (T_{end}). La simulación es efectuada para los cien primeros latidos de las series de datos obtenidos.

Señal simulada de ECG limpia de ruido

El conjunto de datos para el análisis consiste en una señal de ECG artificial limpia, muestreada a 500 Hz y la misma señal contaminada con el efecto respiratorio y ruido obtenido a partir de registros de prueba de esfuerzo. La señal en cada una de las tres derivaciones ortogonales $\{y^x(k), y^y(k), y^z(k)\}$ fue construida por la concatenación de un latido patrón modificado de tal manera, que corresponda con una serie de intervalos (QT, RR) extraídos de una señal de ECG real de 12 derivaciones,⁹ delineada con ML y luego verificadas las marcas de forma manual.

Para reflejar la variabilidad inherente a la correspondiente serie de la señal limpia QT, el latido patrón fue alargado o recogido (escalado) desde el final del QRS al final de la onda T, siguiéndose las marcas de referencia. Como se ilustra en la [figura 3](#), este escalado permite crear una señal con los intervalos QT y RR deseados, conservándose una pendiente realista en cada onda. Aplicándose el mismo escalado para cada derivación ortogonal $\{y^x(k), y^y(k), y^z(k)\}$, se pueden obtener señales ECG simuladas de tres derivaciones con la misma variabilidad de QT y RR en todas las derivaciones.

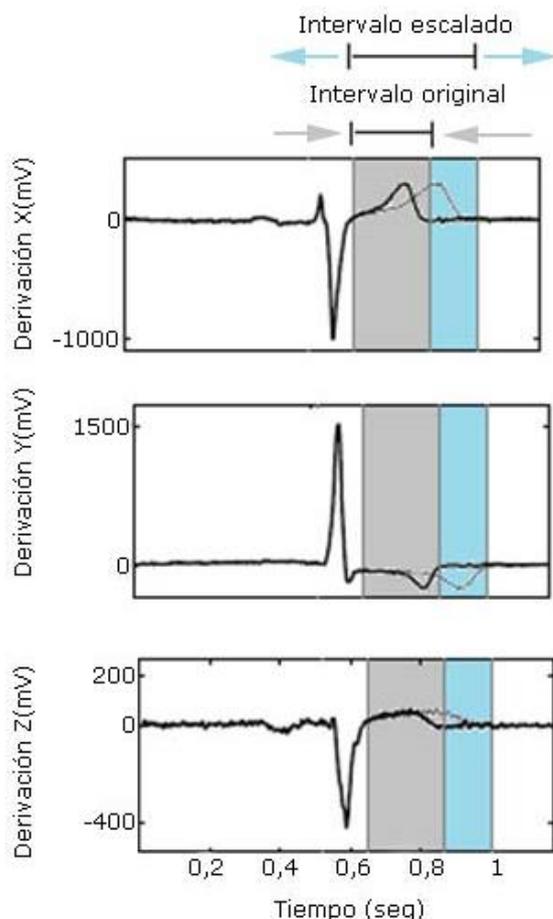


Fig. 3. Escalado del latido patrón en las 3 derivaciones. Latido original y final de referencia de la onda T (gris) y una nueva onda T re-escalada para la localización del final en líneas más finas (desde la parte gris hasta la parte azul).

Efecto de la señal respiratoria

La expansión y contracción de los pulmones durante el ciclo respiratorio cambian la orientación del eje eléctrico del corazón, dándose como resultado un escalado y rotación del ECG. Esta es una posible causa de errores en la delineación de las diferentes ondas y en particular en el final de la onda T. Para evaluar la robustez de las diferentes metodologías de delineación ante este efecto, la rotación sobre el eje eléctrico cardíaco resultante de la actividad respiratoria fue simuló sobre señales artificiales de ECG, a partir del método propuesto por Sörnmo L.¹¹

Para obtener una señal simulada que se ajuste a las condiciones reales, se consideraron además otros tipos de contaminación mediante la adición de ruido real sobre la señal simulada de ECG, con el efecto de la respiración en las tres derivaciones (ecuación 2).

$$([y_r^X(k), y_r^Y(k), y_r^Z(k)])$$

El ruido real fue estimado de manera previa en registros pertenecientes a la etapa inicial de ECG en prueba de esfuerzo.¹² En un ECG de nueve derivaciones con una frecuencia de muestreo de 1000 Hz, el ruido fue estimado como la diferencia entre un registro de prueba de esfuerzo y un registro promedio de ECG. A causa de la variación morfológica latido a latido, los registros estimados de ruido pueden incluir grandes residuos de QRS. Para cancelar estos grandes picos residuales se aplicó un procedimiento de rechazo basado en el método *Median Absolute Deviation* (MAD).¹³ Las derivaciones del ruido (ecuación 3) correspondientes a las derivaciones de Frank fueron sintetizadas, usándose la transformada de Dower.¹⁴

$$(v_x(k); v_y(k); v_z(k))$$

Para crear la señal ECG contaminada con ruido, las derivaciones (ecuación 4) fueron adicionadas a la señal artificial de ECG (ecuación 5) de acuerdo al conjunto predefinido de valores de la relación señal/ruido (ecuación 6). Las tres derivaciones ortogonales de ruido fueron re-muestreadas a 500 Hz y re-escaladas por una constante α para obtener los valores globales de SNR predefinidos (ecuación 7).

$$(v_x(k); v_y(k); v_z(k))$$

$$([y_r^X(k), y_r^Y(k), y_r^Z(k)])$$

$$(SNR \in \{30 \text{ dB}, 25 \text{ dB}, 20 \text{ dB}, 15 \text{ dB}, 10 \text{ dB}\})$$

$$\alpha = \frac{RMS[y_r^X(k)] + RMS[y_r^Y(k)] + RMS[y_r^Z(k)]}{RMS[v^X(k)] + RMS[v^Y(k)] + RMS[v^Z(k)]} * \left(10^{\frac{-SNR}{20}}\right)$$

RESULTADOS

Para determinar el mejor desempeño de los delineadores basados en la TW en el comienzo del complejo QRS, el pico de este y el final de la onda T, se calcula el error

de delineación (ecuación 8) para las 100 primeras anotaciones de las ondas anteriores (ecuación 9):

$$(E_{señal}^{Met}(i))$$

$$E_{señal}^{Met}(i) = M_{señal}^{Met}(i) - M_{señal}^{Ref}(i) |_{Met \in (SL, SLR, ML)}$$

Donde ecuación 10 son las marcas de referencia de QRS_{on} , QRS y T_{end} obtenidas de los intervalos QT y RR utilizados para construir las señales simuladas, mientras ecuación 11 es la marca obtenida de los delineadores basados en Wavelet. Se consideraron las 12 derivaciones del sistema estándar para aplicar el método SL y las reglas de selección post-procesamiento SLR. Además, las derivaciones de Frank fueron obtenidas por la transformada de Dower para el método ML. En la tabla se aprecian los resultados obtenidos:

$$(M_{señal}^{Ref}(i))$$

$$(M_{señal}^{Met}(i))$$

A partir de los resultados obtenidos, se reafirma la variabilidad existente en los errores del método SL para las diferentes derivaciones, de aquí que no resulte sencillo escoger una de las 12 derivaciones como la más indicada para realizar la delineación del QRS. Las estrategias multiderivacionales (SLR y ML) para el comienzo del complejo QRS se inclinan hacia los valores desfavorables del error como se aprecia en la distribución de los errores de la figura 4.

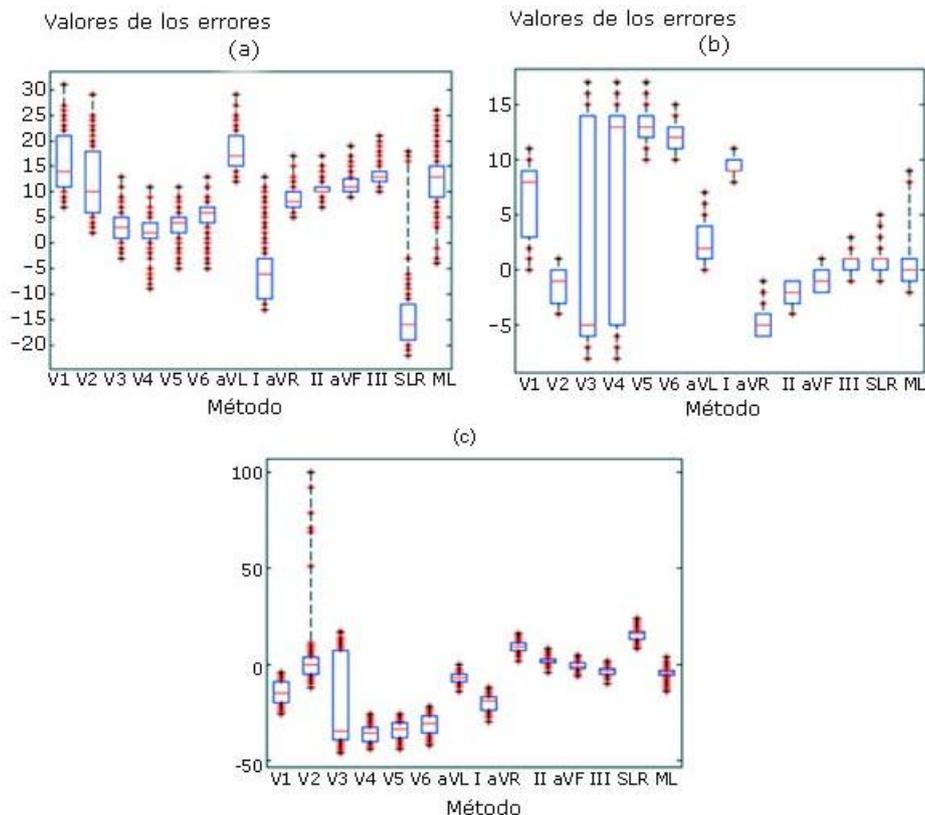


Fig. 4. Distribución de los valores de errores obtenidos para el comienzo QRS (a), el pico principal del complejo QRS (b) y el final de la onda T (c), a partir de los errores de delineación de la señal, con FR= 0,27 Hz y SNR= 10 dB.

El desempeño óptimo para la detección del comienzo del complejo QRS en la señal contaminada por el efecto de la respiración (0,27 Hz) y ruido no respiratorio de SNR= 10 dB, se logra a través del delineador SL en V4, mientras las detecciones menos efectivas se obtienen con el delineador SL en la derivación V1 y con SLR.

Por su parte la distribución de los errores en la señal para la detección del pico QRS demuestran que los menores valores de error en la delineación SL se alcanzan en la derivación III y se mejoran los resultados en la derivación aVF y con el delineador ML. Los resultados obtenidos con SLR siguen siendo favorables, además la desviación típica del error al emplear SL en V3 y V4 es muy elevada, por lo que en estas derivaciones se producirán el mayor número de detecciones erróneas.

La detección y delineación de la onda T es una de las más complicadas debido a su baja amplitud y relación señal/ruido. En este caso las derivaciones donde se observan menores valores de error en la delineación SL no coinciden con las derivaciones de mejores resultados para las marcas del QRS o QRS_{on}, lo que ratifica su variabilidad. Las reglas de selección post-procesamiento presentan errores elevados, en cambio con la estrategia ML se logran errores de detección bastante bajos. Los mejores resultados se logran con el delineador SL para la derivación aVF, pero también se puede comprobar que los resultados obtenidos con el delineador ML se acercan a los mejores resultados, dándose pruebas de su robustez frente al efecto mecánico de la respiración. Los errores de delineación en SLR continúan elevados.

Una valoración final permite afirmar que la estrategia SL a pesar de lograr errores bajos en las marcas de las diferentes ondas de un latido, estas no coinciden para una derivación específica, lo que complica demasiado la tarea de escoger una derivación óptima para realizar la delineación. Por su parte, las variantes multiderivacionales SLR y ML tienen mayor fuerza en una u otra marca; por ejemplo el delineador SLR es muy robusto para el pico de las ondas y el delineador ML tiene sus mejores resultados en los límites de las ondas de menor relación señal/ruido.

Es importante notar que estos sistemas basados en las reglas post-procesamiento, utilizan 12 derivaciones para la delineación, mientras en el ML solo se necesitan tres derivaciones ortogonales, permitiéndose una mayor eficiencia computacional. Además, se puede observar la alta inmunidad de estos últimos frente al ruido no respiratorio, debido a las características de la TW.

CONSIDERACIONES FINALES

Los resultados obtenidos en esta investigación permiten concluir que, con el análisis realizado sobre los métodos de delineación basados en la Transformada Wavelet, se puede definir que no se requiere ningún prefiltrado o preprocesamiento para la eliminación de ruido, son aplicados de manera directa sobre la señal de ECG digitalizada, aumentándose en la eficiencia computacional.

El método multiderivacional es el que mejor aprovecha la información espacial proporcionada por las derivaciones ortogonales, permitiéndose una delineación más precisa de la señal ECG en las ondas de menor relación señal/ruido.

En el método SL no existe una derivación específica para determinar las marcas de las principales ondas del ECG, lo que provoca desconocimiento del especialista de la derivación ideal para realizar la detección.

Las reglas de selección post-procesamiento logran su mejor desempeño en la delineación del pico de las ondas.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores del trabajo declaran que no existe un potencial conflicto de intereses relacionado con el artículo.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. Ochoa Montes LA, González Lugo M, Vilches Izquierdo E. Muerte súbita cardiovascular en poblaciones de riesgo. *CorSalud*, Revista de Enfermedades Cardiovasculares. 2014;6:71-8.
2. Ministerio de Salud Pública. Anuario Estadístico de Salud 2012. 2013 [Citado 06 Abr 2016]. Disponible en: http://files.sld.cu/dne/files/2013/04/anuario_2012.pdf
3. Noriega Alemán M, Almeida R, Martínez JP, Laguna P. Medida Multiderivacional de QT en el ECG de 12 derivaciones del sistema EASI. Actas de XXVII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. CASEIB; 2009. p. 625-8.
4. Martínez Rodrigo A, Alcalaz Martínez R, Real Serrano J, Sánchez Melendez C, Rieta Ibañez JJ. Aplicación de la Transformada Fasorial en la Delineación Automática de Puntos Fiduciales en el ECG. Libro Actas XXVIII Congreso Anual de la Sociedad Española de Ingeniería Biomédica. CASEIB; 24-26 noviembre 2010. p. 1:1-4.
5. Silva C, Lillo P, Gatica V, Alegría D. Mejoramiento de Algoritmo Clásico de Detección de Complejos QRS en Señal Electrocardiográfica. *Ingeniare*. 2010;18:176-82.
6. Almeida R, Martínez JP, Rocha AP, Laguna P. Multilead ECG Delineation Using Spatially Projected Leads From Wavelet Transform Loops. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2009;56(8):1996-2005. doi:10.1109/TBME.2009.2021658.
7. 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):570-81. doi:10.1109/TBME.2003.821031.
8. Almeida R. Automatic ECG characterization: Application to QT Interval Variability. 2006. doi:10.1017/CBO9781107415324.004.
9. Noriega Alemán M. Estudio comparativo de la delineación multiderivacional en la señal electrocardiográfica; 2010.
10. Noriega Alemán M, Martínez JP, Laguna P, Bailón R, Almeida R. Respiration effect on wavelet-based ECG T-wave end delineation strategies. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. 2012;59(7):1818-28. doi:10.1109/TBME.2011.2157824.
11. Sörnmo L. Vectorcardiographic loop alignment and morphologic beat-to-beat variability. *Biomedical Engineering. IEEE Transactions*. 1998;45(12):1401-13.

12. Bailón R, Mateo J, Olmos S, Serrano P, García J, Del Río A, et al. Coronary artery disease diagnosis based on exercise electrocardiogram indexes from repolarisation, depolarisation and heart rate variability. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2003;41(5):561-71.

13. Hampel FR, Ronchetti EM, Rousseeuw PJ, Stahel WA. *Robust Statistics: The Approach Based on Influence Functions*. (John Wiley & Sons, ed.); 2011.

14. Dower GE. The ECGD: a derivation of the ECG from VCG leads. *J Electrocardiol*. 1984;17(2):189-91.

Recibido. 14 de junio de 2016.

Aprobado: 15 de julio de 2016.

Ricardo Enrique Pérez Guzmán. Facultad de Ciencias Técnicas. Universidad de Las Tunas. Las Tunas, Cuba.

Correo electrónico: ricardopg@ult.edu.cu