

Sistema de reconocimiento y diagnóstico de arritmias cardíacas aplicado a la identificación de taquicardias de complejos anchos a partir del ECG

System for the recognition and diagnostics of cardiac arrhythmias applied to the identification of wide complex tachycardia from the ECG

*Oscar Javier Olarte¹, Daniel Alfonso Sierra*¹, Oscar Leonel Rueda²*

¹ Grupo CEMOS, Escuela de Ingenierías Eléctrica, Electrónica y de Telecomunicaciones, Universidad Industrial de Santander, UIS, Apartado Aéreo 678, Bucaramanga, Santander, Colombia

² Grupo de Electrocardiografía, Escuela de Medicina, Universidad Industrial de Santander, UIS, Apartado Aéreo 678, Bucaramanga, Santander, Colombia

(Recibido el 14 de agosto de 2008. Aceptado el 12 de marzo de 2009)

Resumen

Se presenta una herramienta software como soporte al diagnóstico diferencial de taquicardias de complejos anchos basado en la metodología clínica de diagnóstico Bayesiano. El sistema consta de módulos independientes para: a) Detección de complejos, con sensibilidad (S_n) de 94% y valor predictivo positivo (VP+) de 97,5%. b) cómputo de la duración del complejo, con error cuadrático medio (ERMS) de 25,2 ms c) determinación del eje eléctrico del complejo QRS, con error RMS de 5,89° d) determinación de morfología de bloqueo de rama, con S_n 89,9% y VP+ 93,3% y e) clasificación de morfologías de QRS, donde se obtuvo clasificación completa. La técnica empleada se basa en detección de cruces por cero y valores singulares (máximos y mínimos) en la transformada *wavelet*. Por su parte, el sistema de clasificación de morfologías se desarrolla con redes neuronales artificiales.

----- **Palabras clave:** Taquicardias de complejos anchos, transformada wavelet, diagnóstico diferencial, diagnóstico Bayesiano, electrocardiografía

* Autor de correspondencia: teléfono: + 57 + 1 + 860 + 634 22 82, correo electrónico: dasierra@uis.edu.co (D. Sierra).

Abstract

A software system as a support for the differential diagnostics of wide complex tachycardia based on the Bayesian diagnostic clinical methodology is presented. The system has different modules to: a) Detect complexes, with Sensibility (Sn) of 94% and Predictive Positive value (VP+) of 97.5%. b) Compute the duration of the complex, with root mean square error (ERMS) of 25.2 ms. c) Determinate the electric axis of the QRS complex, with RMS error of 5.89°. d) Determinate the branch block morphology, with Sn 89.9% and VP+ 93.3% and d) Classify the QRS morphologies, where complete classification was obtained. The used technique was based in the zero crossings, and singular values (maxima and minima) in the Wavelet Transform. The classification system was developed using artificial neural networks.

----- **Keywords:** Wide complex tachycardias, wavelet transform, differential diagnosis, Bayesian diagnosis, electrocardiography

Introducción

Las taquicardias de complejos anchos (WCT) se definen como ritmos ventriculares mayores a 100 latidos por minuto (l/min) con complejos QRS de duración mayor o igual a 120 ms. Estas taquicardias pueden tener un origen ventricular o supraventricular y hacer la diferenciación es trascendental, ya que de esto depende el tratamiento para intentar revertir la arritmia en la fase aguda, el manejo a largo plazo del paciente y el pronóstico del mismo [1-3].

El diagnóstico diferencial del origen de las WCT se lleva a cabo por el cuerpo médico, mediante el reconocimiento de morfologías y criterios sobre el electrocardiograma de superficie. Si bien existen diversas metodologías para llevar a cabo dicha evaluación y diagnóstico, varios estudios han mostrado que carecen de reproducibilidad debido al carácter subjetivo tanto de los criterios, como del juicio médico [4, 5]. En adición a la amplia gama de criterios y dificultad para discernir entre ellos, las circunstancias clínicas que suelen rodear la llegada de un paciente con WCT hacen necesaria la adopción de medidas rápidas, directas y precisas para llegar a un acertado diagnóstico. En este campo varios investigadores han propuesto la aplicación metódica de diferentes criterios, con el objetivo de alcanzar niveles de especificidad

y sensibilidad altos. Algunos de los principales trabajos reconocidos, y aplicados por sus niveles de precisión, son los desarrollados por los grupos de investigación de Brugada *et al* [6], Miller *et al* [7], Lau *et al* [4] y Griffith *et al* [8]. Estos trabajos proponen diferentes metodologías para el diagnóstico diferencial de taquicardia ventricular (TV) y taquicardia supraventricular (TSV) con Bloqueo de Rama del Haz de His (BRHH) en WCT, con niveles de sensibilidad y especificidad altos.

Para aportar en esta área, el presente trabajo tiene por objeto caracterizar la señal electrocardiográfica mediante una herramienta software para evaluar criterios relacionados con el diagnóstico diferencial de WCT. Esto con el propósito de contribuir a reducir la subjetividad presente en la evaluación, así como al desarrollo de implementaciones futuras. El trabajo hace uso de la transformada *wavelet* (TW) como herramienta base en la discriminación de la información del ECG, y las redes neuronales artificiales como método de generalización en la clasificación de eventos.

En primera instancia, se resumen los criterios y métodos empleados en diversos procedimientos diagnósticos de WCT, y se señala sobre cuáles se basa la identificación automática con una he-

herramienta software. Luego, se presenta la implementación y validación de cada uno de los sistemas empleando una serie de registros de bases de datos disponibles en *Physiobank* [9]. Finalmente se exponen conclusiones del trabajo y se plantean posibles mejoras a la herramienta desarrollada.

Valor diagnóstico del electrocardiograma en WCT

Las WCT ventriculares o supraventriculares con BRHH generan electrocardiogramas (ECG) similares; sin embargo estos proveen la forma más fiable de diferenciarlos. Los patrones electrocardiográficos de las diversas formas de BRHH y los eventos hallados en TV son indicativos importantes en este respecto. Los siguientes criterios electrocardiográficos han sido sugeridos y/o usados por diversos autores, para distinguir entre TSV con BRHH y TV [1-3, 6-7, 10-14].

Criterios electrocardiográficos

Existe un elevado número de criterios electrocardiográficos para la detección y clasificación de WCT. Debido a las limitaciones de espacio, se nombrarán y se refiere al lector interesado en ellas a [15], donde se presenta una discusión más amplia al respecto. Los criterios preferidos, reportados en la literatura, son: Duración del complejo QRS [1, 4, 7, 10, 11]; frecuencia y ritmo cardíaco [1, 2, 10]; latidos de captura y fusión [1, 7, 16]; orientación del eje en el plano frontal [1, 7, 10, 11]; existencia de patrones concordantes a través de derivaciones precordiales [1, 7, 10]; presencia y duración de complejos RS [6, 7, 10]; y existencia de disociación Aurículo-Ventricular [1, 12, 16]. Es de resaltar que existen una serie de criterios morfológicos en BRHH derecha e izquierda, que permiten realizar el diagnóstico y clasificación de WCT, tal y como se expone en [15]; estos fueron tomados de [7, 10, 13].

Análisis multivariable

Como muestra el apartado anterior, existe diversidad de criterios basados en el ECG de superficie, algunos con mejor sensibilidad y especificidad

que otros (véase referencias [3, 4, 6, 15]), los cuales son directamente aplicables y permiten llevar a cabo el diagnóstico diferencial de WCT. Sin embargo, aún hoy se presentan dudas e incertidumbres al realizar dicho procedimiento, sea por poca familiaridad con los criterios, con su aplicación, o reconocimiento. El presente desarrollo de una herramienta software en el diagnóstico diferencial de WCT se basa en el procedimiento Bayesiano de Lau *et al* [4]. Esta selección se motivó en su alto grado de sensibilidad y especificidad.

El método Bayesiano de Lau *et al* está basado en la probabilidad asociada a la presencia de algún determinado evento, la cual se modifica cuando se cuenta con nueva información asociada. Esta actualización se realiza multiplicando la posibilidad previa del evento (*prior odds* en el original, traducción sugerida por Tapia y Nieto [17]) por la relación de posibilidades (*Likelihood Ratio*, LR) asociado con cada nueva información disponible. El método Bayesiano de Lau inicia asignando una probabilidad de 80% a que un registro electrocardiográfico es VT; ya que la prevalencia de VT es cuatro veces mayor a la de SVT. Posteriormente se observa con qué otra información se cuenta para corroborar o debilitar tal asignación; *i.e.* la presencia o ausencia de los diversos criterios electrocardiográficos previamente nombrados. Lau y colaboradores, basados en la sensibilidad (S_n) y especificidad (S_p) de los diferentes criterios, calcularon el LR asociado a cada uno de ellos y seleccionaron aquellos que fueron más efectivos en la discriminación de VT/SVT [4]. Finalmente, si la posibilidad posterior (resultado de la posibilidad previa multiplicada por los LR de los eventos que están presentes/ausentes en el ECG) es mayor o igual a la unidad, el registro electrocardiográfico corresponderá a una VT. En caso contrario será una SVT. Una posibilidad posterior (*odds ratio*) superior a la unidad es equivalente a una probabilidad posterior superior a 0,5 para VT [17]. Una gran ventaja del procedimiento de Lau, es que si algún o algunos de los criterios incluidos no son identificables en el registro no se tienen en cuenta para obtener la probabilidad posterior [4].

Implementación del sistema

El presente numeral corresponde a la implementación de un sistema software para detección, perfilado y clasificación de complejos QRS en registros electrocardiográficos. En este caso, el procedimiento está orientado a características diagnósticas de WCT, más específicamente en los criterios diagnósticos propuestos por Lau *et al* [4]. La metodología y herramienta empleada en el desarrollo se basa en la TW y se fundamenta en la ubicuidad en tiempo y frecuencia de esta transformada [18-20].

Si bien se siguen los trabajos acá mencionados, dadas las características particulares que presentan las WCT (complejos mayores a 120 ms y frecuencias superiores a 100 l/min.), se plantea un procedimiento basado en los tres primeros niveles de descomposición de la TW, para detección y delineamiento, junto a medidas de protección (ventana de inclusión y período refractario). El sistema así empleado se basa en el estudio del contenido espectral para complejos anchos, los cuales presentan diferencias significativas en relación al trabajo clásico de Thakor *et al* [21], donde no se trató este tipo de patologías.

Una vez se cuenta con un procedimiento de detección y delineamiento de complejos QRS se procede a la extracción de las características diagnósticas propuestas en [4] como son: Ancho del complejo, empleando el delineamiento de complejos QRS por WT; eje eléctrico del sistema, mediante el delineamiento de complejos QRS; y detección de singularidades en niveles de descomposición *wavelet*, con el objeto de determinar la tendencia (amplitud) eléctrica de las derivaciones (dirección) y calcular el vector eléctrico resultante. La identificación de morfologías de bloqueo de rama se desarrolla a través de la deflexión terminal del complejo QRS, identificada a través de puntos singulares en las descomposiciones *wavelet*.

Por último, la identificación y clasificación de morfologías diagnósticas se lleva a cabo por comparación, donde es necesario desarrollar un sistema que supere la influencia de la amplitud y

duración (tamaño) de los elementos a cotejar. Se presenta la implementación y validación de cada uno de los sistemas empleando una serie de registros de las bases de datos *Creighton University Ventricular Tachyarrhythmia Database*, *malignant ventricular arrhythmia* y *MIT-BIH arrhythmia database*, disponibles en *Physiobank* [9] y la plataforma de cómputo Matlab. Estos registros fueron re-muestrados para contar con una frecuencia de muestreo (f_s) de 250 Hz.

Proceso de detección y delineamiento de complejos QRS

Antes de discutir los procesos de detección y delineamiento de los complejos QRS se dedicará un espacio a aspectos relacionados con el análisis de los componentes espectrales de los complejos anchos, aspecto importante en la implementación del sistema. Así mismo, es preciso señalar que antes de desarrollar la identificación y delineamiento de complejos QRS, se realizó un preprocesamiento de la señal sobre el ruido de alta frecuencia [22].

Análisis del contenido espectral para complejos anchos

El estudio del contenido de frecuencia de los diferentes eventos electrocardiográficos fue desarrollado por Thakor, Webster y Tompkins [21]. Este trabajo ha sido empleado de manera general para detectar eventos electrocardiográficos con gran precisión. Sin embargo, dado que este estudio clásico no incluye registros con WCT, se siguió la misma metodología para caracterizar en frecuencia las WCT [21]. El procedimiento se aplicó a 140 complejos angostos de 14 señales diferentes y a 160 complejos anchos de 16 señales diferentes; se tomaron los complejos sin tener en cuenta el tipo de patología. De esta forma se obtienen los resultados mostrados en la figura 1, donde se observa que los complejos anchos presentan componentes de frecuencia en el rango de 0 a 10 Hz. A diferencia, el espectro de complejos angostos se concentra entre 5 y 15 Hz, este último resultado es comparable con lo reportado en [21].

Los resultados anteriores indican, con relación a los filtros *wavelet quadratic spline*, que los niveles *wavelet* adecuados para detectar complejos QRS anchos son el cuarto y el quinto, ya que bajo estos se presentan las frecuencias de 0 a 10 Hz (tomando $f_s = 250$ Hz) [15, 22]. Sin embargo, los niveles cuarto y quinto contienen las componentes de las ondas P y T, lo cual genera inconvenientes en la discriminación de los diferentes eventos. En consecuencia, se eligió al nivel tres de descomposición para la detección de complejos QRS. Por su parte, para el delineamiento, es decir la detección o ubicación del inicio y fin de la onda, se seleccionó el nivel dos de descomposición.

Identificados los componentes espectrales de los complejos, se procede a su detección. Se sigue de cerca el desarrollo de sistemas de detección y clasificación de eventos electrocardiográficos de los trabajos de Martínez *et al* [18], Li *et al* [19] y Shahambi *et al* [20]. Estos sistemas emplean el procedimiento de cruces por cero, junto al establecimiento de umbrales basados en la amplitud media del registro, para la detección del complejo, y en la amplitud del complejo detectado, para el delineamiento del mismo.

Extracción de características a través de la primera derivada (Cruces por cero)

Para una señal que exhibe ondulaciones, su derivada presentará cruces por cero en instantes donde los máximos o mínimos de la onda original se presentan. Además, el inicio y fin de la onda corresponderán a puntos con máximos o mínimos en la derivada (en adelante llamados pares *max-min*) [15]. En consecuencia, la caracterización de la señal involucra: a) Determinar el punto máximo de una onda ubicando el cruce por cero de la derivada (rodeado de pares *max-min*); b) Definir el inicio/fin de la onda original como el inicio/fin del par *max-min*. Durante el proceso de detección de complejos QRS es importante contar con mecanismos complementarios conocidos como “medidas de protección” [18, 19]. En el presente trabajo se implementaron las siguientes tres medidas: Ventana de inclusión, periodo refractario

y procedimiento de rebúsqueda. La ventana de inclusión es el intervalo de tiempo que define si un máximo o mínimo es complemento de otro o si debe considerarse un evento aislado. El periodo refractario es el intervalo de tiempo durante el cual no se consideran nuevos módulos max-min, como parte de un mismo complejo. Finalmente, el procedimiento de rebúsqueda mejora el proceso de detección; si en una primera búsqueda no se encuentran módulos max-min en un determinado periodo de tiempo, se reduce el umbral y/o aumenta el periodo de búsqueda. Estos tres procedimientos son descritos en mayor detalle en [15].

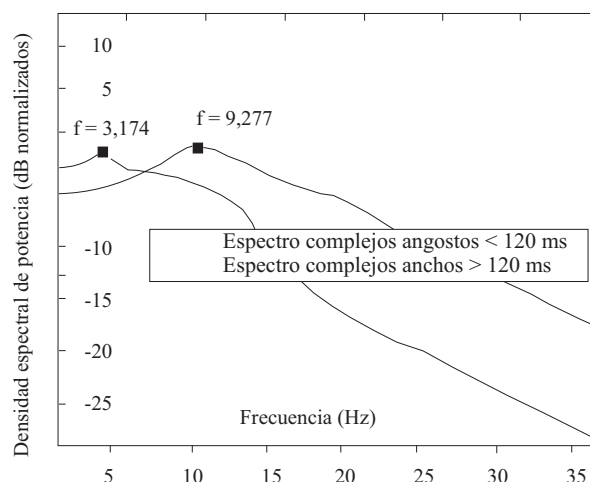


Figura 1 Espectro promedio de datos normalizados para complejos anchos y angostos

Delineamiento y corrección de complejos QRS

El proceso de delineamiento de complejos QRS implica la determinación de las ondas componentes del complejo y sus características. Para esto se cuenta con tres subprocesos: Detección de puntos laterales, establecimiento del inicio y fin del complejo y corrección de la línea isoléctrica.

- *Detección de puntos laterales*

La cantidad y disposición de ondas pertenecientes a un complejo dependen de la morfología del mismo. Por tanto, es necesario determinar qué máximos y mínimos laterales al par *max-min* de detección (*max-min* principal) pertenecen al

complejo. Esto permite la detección del inicio y fin del complejo.

Considerando la máxima tasa cardiaca (230 l/min) y el ancho de los complejos (cota superior de 200 ms), se determinó una Ventana de Búsqueda (V_b) y aceptación de picos de duración de 260 ms, centrada en el cruce por cero del pico de la onda principal del complejo QRS (onda R, o en su defecto la onda de mayor amplitud). Dentro de la ventana de búsqueda se consideran como picos pertenecientes al complejo aquellos puntos singulares que superen un umbral ϵ^2 en el nivel dos de detalle *wavelet* [18].

- *Establecimiento del inicio y fin del complejo QRS*

Una vez hallados todos los pares *max-min* pertenecientes al complejo QRS, se toma como inicio del complejo la muestra antes del primer pico del complejo que se acerque más al umbral ξ_{qrs_on} (umbral de detección de inicio) y como fin del complejo, la muestra cercana a ξ_{qrs_off} (umbral de fin del complejo). Los umbrales ξ_{qrs_on} y ξ_{qrs_off} son establecidos en [18] y se emplean en $j=2$, nivel *wavelet* donde se desarrolla el delineamiento.

- *Corrección de la línea iso-eléctrica*

Realizadas la identificación y delineamiento de latidos, se procede a la corrección de la línea iso-eléctrica. El movimiento de la línea base es indicado por el segmento ST, el cual es aproximado como el inicio del complejo QRS. Así, la línea base aproximada se sustrae del ECG original como se muestra en la Figura 2.

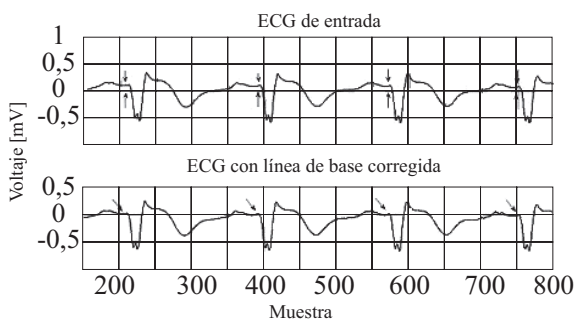


Figura 2 Ejemplo de corrección de la línea isoeléctrica

Desarrollo del procedimiento de Lau o diagnóstico Bayesiano

El presente numeral describe el desarrollo de los pasos del procedimiento de Lau *et al* [4], para lo cual se desarrollan cuatro sistemas: 1) Medición del ancho del complejo QRS; 2) determinación y clasificación del eje eléctrico del complejo QRS en el plano frontal; 3) establecimiento del tipo de morfología de bloqueo de rama; y 4) clasificación de morfologías del complejo QRS.

Medición del ancho del complejo QRS

El ancho del complejo QRS es la diferencia entre el instante de fin del complejo y su inicio, los cuales fueron establecidos en el proceso de delimitamiento de latidos cardíacos.

Determinación y clasificación del eje eléctrico del complejo QRS en el plano frontal

Una vez se cuenta con los complejos QRS de cada una de las derivaciones frontales, se calculan los máximos y mínimos locales dentro de cada complejo, en el primer nivel de aproximación, con el objeto de reducir posibles oscilaciones de alta frecuencia presentes y remanentes del proceso de filtrado. La forma del complejo (si es onda R, RS, $R_{mellada}$ (R_m), etc.), no influye en la determinación del eje, sino únicamente su tendencia eléctrica a ser positiva o negativa. Para este proceso es indispensable la corrección de la línea de base (isoeléctrica), ya que cada uno de los puntos singulares se mide desde la línea cero. La tendencia eléctrica media de los QRS se calcula como la suma algebraica de los máximos y mínimos de cada complejo. Una vez se obtienen los valores eléctricos medios de cada vector, en las derivaciones bipolares o unipolares, se procede a realizar su cálculo [16, 23].

Establecimiento del tipo de morfología de bloqueo de rama

El establecimiento del tipo de morfología de bloqueo que presenta la toma electrocardiográfica es

crucial en el proceso de discriminación de WCT, ya que estas son usadas en los diferentes criterios morfológicos para su diagnóstico diferencial. Los bloqueos de rama se definen con base en la deflexión final del complejo en la derivación V1 en complejos QRS con duración mayor o igual a 120 ms, siendo positiva la deflexión en Morfología de Bloqueo de Rama Derecha (RBBB), y negativa en Morfología de Bloqueo de Rama Izquierda (LBBB) [7, 13]. Una vez extraídos los complejos QRS, el procedimiento consiste en determinar cuál es la deflexión final presente en los QRS de la toma. Se considera una deflexión positiva/negativa, si el último punto singular dentro del complejo en la primera aproximación es positivo/negativo y el último en el segundo nivel de detalle es negativo/positivo. Cuando tanto el punto singular de la aproximación y detalle coinciden en signo ha ocurrido un error en el proce-

so y este complejo no se tiene en cuenta para la evaluación del tipo de morfología de rama; esta regla se basa en propiedades de la *wavelet quadratic spline* que describe una función de primera derivada [24].

Clasificación de morfologías del complejo QRS

Una vez determinada la morfología de bloqueo de rama es posible precisar qué tipo o tipos de morfologías del complejo QRS es necesario identificar. Dada la propiedad de “espejo” de las derivaciones V1 y V6 se plantea el mapa de clasificación de la tabla 1, en base a la cual se desarrollan dos redes neuronales (RN). La primera RN se especializa en detección de morfologías de V1-LBBB y V6-RBBB, ya que estas son del mismo tipo (Tabla 1); la segunda RN se encarga de las morfologías de V1-RBBB/V6-LBBB.

Tabla 1 Mapa de clasificación de las morfologías diagnósticas de WCT

Derivación y morfología	Formas para V1 en sistema con LBBB y V6 en sistema con RBBB.	Formas para V1 en sistema con RBBB y V6 en sistema con LBBB.
Tipos de complejos QRS a identificar	<ul style="list-style-type: none"> • RS o Rs o rS • QS o Qs o qS • Complejo RS con ondulación de la onda R a la S • QRS 	<ul style="list-style-type: none"> • R • R mellada • QR o Qr o qR • RSR o RsR o RSr' o Rsr'

Insumos para las redes neuronales de clasificación de morfologías

Los insumos para estas redes, y el empleo de la misma, tienen como base la generalización de dos métodos de clasificación de formas de onda:

1) *Comportamiento de puntos singulares dentro del complejo.* El cual refiere a la disposición y número de cambios de signo que presenta cada complejo en su primer derivada (primera diferencia). Por ejemplo, los puntos singulares de la primera diferencia del complejo con morfología

R presenta la disposición de signos [+ -], en tanto que la forma RS es [+ - +]. Esta disposición de cambios de signo no se repite excepto en la onda $R_{mellada}$ y RSR, las dos con disposición [+ - + -] [15]. Para la evaluación de los puntos singulares se emplea una aproximación a la primera diferencia empleando TW mediante la *wavelet Quadratic Spline* [24].

2) *Comparación de formas base.* En este método se establece un grupo de formas de onda base o “plantillas”, que cobijan los tipos de morfología a clasificar. Se consideraron en la plantilla todos los casos posibles de la tabla I, por ejemplo para

la onda RS se delinearon ondas del tipo RS, Rs y rS. La correlación de la señal normalizada con la plantilla base indica el nivel de similitud con cada una de las formas [15]. Estos métodos, si bien lucen directos, no son de aplicación inmediata ya que dependen de la calidad de la toma electrocardiográfica. El ruido de alta frecuencia o accidentes en el complejo pueden producir puntos singulares y por tanto cambios de signo que no corresponden con una morfología en particular. En adición, en el método de comparación con

formas base, interfieren también la amplitud de la onda de entrada y la duración del complejo, ya que las formas en la plantilla son constantes en estos aspectos. La figura 3 muestra algunos ejemplos de la disposición de los módulos máximos-mínimos, así como los dos tipos de fallas de detección: *Réplica de singularidades*, cuando se presentan dos o más singularidades por onda componente e *inclusión de singularidades*, cuando se presentan singularidades no pertenecientes a las ondas que conforman el complejo.

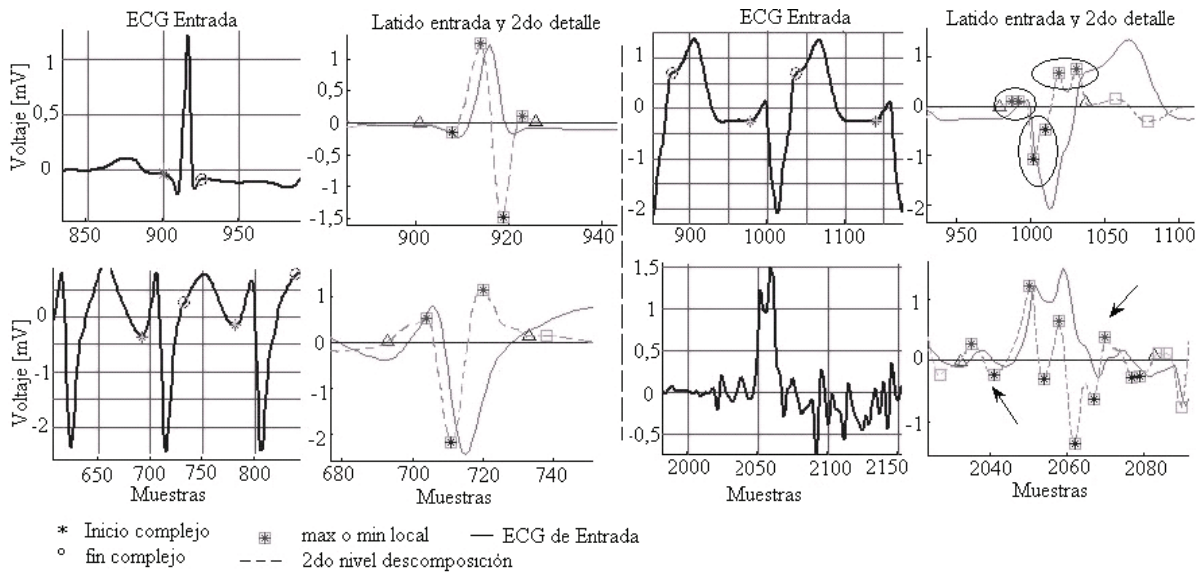


Figura 3 Errores particulares en el método de clasificación por puntos singulares. Se muestran tomas ECG, y la ubicación de los máximos y mínimos locales en el nivel 2 de detalle *wavelet*. Izquierda: Disposición correcta de puntos singulares. Derecha: Señal con réplicas (elipses) e inclusión (flechas) de singularidades

Los efectos de la amplitud de la onda son tratados mediante normalización de datos a un rango definido (*i.e.* $[-1,1]$). Los efectos en la duración de la señal son superados empleando los puntos singulares hallados en cada complejo y no el total de muestras que lo componen. Para la réplica de singularidades se consideró una única singularidad por cambio de signo, como indica el método básico de *comportamiento de puntos singulares*. La figura 4 muestra un ejemplo de corrección de replica de singularidades.

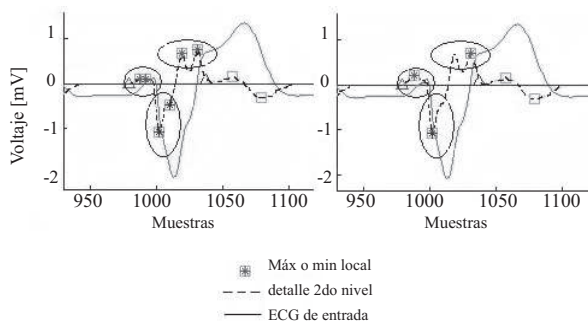


Figura 4 Corrección de la réplica de singularidades. La onda corregida presenta los tres picos y signos [+ - +] de la forma base RS

Por su parte, el problema de inclusión de singularidades no puede ser solucionado en forma directa sobre los puntos característicos, ya que no existen criterios para eliminar alguno. Este fenómeno se afrontó empleando propiedades de correlación y autocorrelación [15]. Al realizar la correlación de las singularidades de entrada con las formas base, se considera que los máximos valores refieren la posición de mayor similitud, con lo cual se infiere una tendencia útil para la clasificación. Debido a que un valor de la correlación no es suficiente para determinar el tipo de morfología, se implementó un proceso similar con el segundo nivel de aproximación. En este caso se aceptaron todos los puntos singulares que presentaron las ondas, ya que los cambios de signo por onda componente no se pueden generalizar en las aproximaciones. Junto a la correlación, se evaluó el valor medio y la desviación estándar de los puntos singulares de los latidos para ser considerados como insumos en las RN.

Estructura de las redes neuronales para clasificación de morfologías

Se evaluaron diferentes tipos de redes y número de neuronas, y se emplearon diversos algoritmos de entrenamiento. Las RN finales cuentan con arquitectura *backpropagation* con una única capa, 50 parámetros de entrada, 5 neuronas y función de transferencia *log-sigmoide* [15]. Los parámetros de entrada a las RN para clasificación de morfologías son: a) el valor máximo de la correlación entre los valores singulares de los detalles en el nivel dos del ECG y la primera diferencia de las formas base de la plantilla. b) La correlación entre los puntos singulares en el nivel dos de aproximación y los puntos singulares de la forma base en la plantilla. c) el valor promedio de la señal ECG y d) la desviación estándar de los puntos singulares del ECG de entrada. Se establecieron cinco salidas para cada red, donde cuatro de ellas pertenecen a una morfología en particular, y la quinta corresponde a una salida por defecto, que se activa cuando los parámetros de entrada no indican ninguna de las morfologías señaladas. Para el entrenamiento y validación de

las RN se eligieron 256 complejos provenientes de 36 registros ECG. Dentro de este grupo de latidos, el 16% (41 latidos) presentaron el fenómeno de inclusión, en tanto que el 84% presentaron el número de singularidades correctas, o pudieron ser obtenidas por medio del procedimiento de corrección de réplicas. Seis registros de los 36 corresponden a registros simulados dado que no se obtuvieron latidos con melladura entre R y S, ni del tipo RSR.

Desempeño del sistema

La validación se realiza sobre cada uno de los sistemas descritos en forma individual por medio de parámetros de desempeño como son la sensibilidad (S_n), el valor predictivo positivo (VP+), o mediante error cuadrático medio (ERMS). Para el proceso de validación se emplearon 30 registros electrocardiográficos de 10 segundos de las bases de datos del MIT disponibles en *PhysioBank* [9]. Sobre este conjunto de datos se identificó el inicio y fin del complejo, así como su morfología.

Desempeño del sistema de detección de complejos

Sobre los 30 registros se indicaron 256 complejos QRS de diversas morfologías, de los cuales el sistema detectó 242 (242 Verdaderos Positivos, VP), y dejó de mostrar 14 (14 Falsos Negativos, FN). Por otro lado, el sistema indicó la existencia de 6 complejos que no fueron señalados (6 Falsos Positivos, FP). Esto indica una S_n de 94% y un VP+ de 97,5%. En general los FN se presentan por presencia de extrasístoles, ya que una vez detectado un latido el periodo de refracción cambia al 50% de la frecuencia cardiaca. Los FP se presentaron, en general, por presencia de ruido de alta frecuencia

Desempeño de detección del ancho del complejo

En este caso se emplea como medida de desempeño el error cuadrático medio entre los datos generados por el sistema y los delineados en forma manual. Solo se tienen en cuenta para este caso los

242 complejos detectados. De esta forma se obtiene una diferencia cuadrática media general de 17,2 ms en la estimación del ancho del complejo. En particular, se observaron mayores diferencias en complejos anchos que en angostos, por tal motivo se calcula el ERMS para cada caso en particular. En complejos angostos el ERMS es de 8,8 ms. y el

ERMS para complejos anchos es de 25,2 ms. Para los registros estudiados, se encontró que los errores son producidos por ruido de alta frecuencia. Por su parte, en WCT se deben a que el final del complejo y el inicio del segmento ST presentan transiciones suaves y uniformes, y por tanto prácticamente no diferenciables, como lo presenta la figura 5.

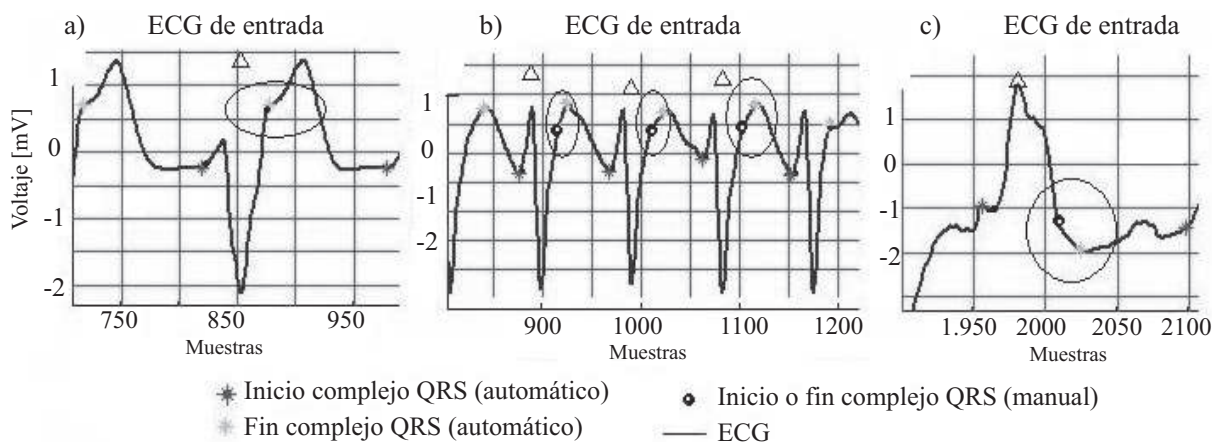


Figura 5 Detección de inicio y fin en complejos anchos a) Alto grado de coincidencia en complejos anchos sin taquicardia, la elipse muestra cambio fuerte en el inicio del segmento ST, por tal motivo es delineada correctamente. b) y c) Para casos con WCT, las elipses muestran el fin del complejo QRS e inicio del segmento ST; se observa suavidad en este punto, por tal motivo el delineamiento produce errores apreciables

Determinación y clasificación del eje eléctrico

Para determinar el desempeño del sistema del eje eléctrico es necesario contar con tomas de las derivaciones frontales, por tal motivo se recurrió a la base de datos *PTB Diagnostic ECG Database* disponible en *PhysioBank* [9]. De esta base de datos se tomaron 10 registros y se aplicó el algoritmo implementado, la respuesta del algoritmo se clasificó en los sectores indicados por Lau *et al* [4] y se comparó con la respuesta generada por un médico. En 9 casos el algoritmo diseñado y el médico coincidieron en el sector de clasificación. El ERMS en la detección del ángulo eléctrico fue de 5,89°. Es importante aclarar que dado que no se contó con registros específicos de WCT, no se realiza la evaluación del sistema para el caso específico de WCT, sino para el caso general.

Tipo de morfología de bloqueo de rama

La morfología de bloqueo de rama, como se indicó en 2.2.3, se estima con base en la deflexión final positiva o negativa de la derivación V1. Para la evaluación del sistema se seleccionaron 10 registros que cumplieran con la duración establecida. Se dejaron a un lado otras características como tipo de morfología o frecuencia cardiaca, dado que la deflexión final es un concepto independiente de otras propiedades del complejo. De esta forma, el sistema se evalúa con respecto a la capacidad de coincidencia en la determinación de la deflexión final. Así se definen los VP como aquellas deflexiones detectadas en forma correcta por el sistema, los FN cuando el sistema no puede detectar el tipo de deflexión, es decir, cuando se presenta coincidencia entre los puntos singulares en los niveles *wavelet* empleados. Finalmente, los FP se presentan cuando el sistema indica una deflexión

que no corresponde a la indicada y establecida en forma manual. De 116 complejos, el sistema detectó en forma correcta la deflexión final en 98 casos (VP=98), no detectó 11 (FN=11) e indicó una deflexión contraria en 7 casos (FP=7). Esto indica una Sn de 89,9% y un VP+ de 93,3%.

Clasificación de morfologías del complejo QRS

Los datos del conjunto de validación se presentaron a cada una de las redes neuronales implementadas y en ambos casos se clasificó el conjunto en forma correcta. Debido a que este conjunto de validación es pequeño, (31 registros), es deseable contar con una validación más amplia.

Discusión y conclusiones

La detección de complejos QRS en registros con WCT presenta características especiales que no han sido abordadas previamente en sistemas de detección y delineamiento automático. Es así que como punto de partida fue necesario realizar un análisis del contenido espectral particularizado para complejos anchos y angostos, siguiendo la metodología del texto clásico de Thakor *et al* [21]. Este proceso permitió establecer que los complejos anchos se centran en frecuencias de 3 a 5 Hz y que el nivel tres de descomposición *wavelet* es adecuado para la detección de estos complejos.

Se diseñó un sistema de detección de complejos QRS, empleando las bases de datos disponibles en *physiobank* [9] obteniendo una Sn de 94% y un VP+ de 97,5%. El sistema no detecta en forma correcta complejos QRS en registros cardíacos con ritmos mayores a 230 l/min, debido al período refractario impuesto en el procedimiento. Sin embargo, estos registros corresponderían a fibrilaciones y por tanto están fuera del alcance propuesto por el presente trabajo. Se desarrolló un sistema de detección y cómputo del ancho del complejo QRS en el nivel dos de descomposición *wavelet*. La mayor dificultad se presentó en la detección del fin del complejo QRS, debido a que los complejos anchos presentan un compor-

tamiento suave y uniforme, que en las descomposiciones *wavelet* no es detectable en forma expedita. La detección del eje eléctrico del complejo QRS en el plano frontal se llevó a cabo mediante la detección de puntos singulares (máximos y mínimos) sobre el primer nivel de aproximación, una vez fueron detectados los complejos QRS. Los puntos singulares sirven de estimativo de la tendencia eléctrica de cada derivación (bipolar o unipolar), donde una vez obtenida la amplitud, se emplea el sistema triaxial, para determinar el vector medio de la despolarización, y de éste el eje eléctrico del complejo. El sistema así empleado obtuvo concordancia completa con las apreciaciones del especialista en medicina interna experto en electrocardiografía. Se diseñó un sistema de identificación de morfologías de bloqueo de rama en base a la deflexión terminal del complejo QRS, empleando combinación de los puntos significativos en la primera aproximación y segundo detalle *wavelet*. Obteniendo una Sn de 89,9% y un VP+ de 93,3%. La clasificación de morfologías de complejos QRS se realizó por comparación con formas base. El sistema así desarrollado analiza los efectos de duración y amplitud del evento, empleando los cambios de signo de puntos singulares en los complejos, analizados con TW con *wavelet quadratic spline* y la correlación con formas base. Finalmente, se realiza la clasificación usando redes neuronales. Este sistema mostró un desempeño exitoso, evaluado sobre el conjunto de validación delineado manualmente por un médico especialista en medicina interna, experto en electrocardiografía.

El desarrollo de sistemas de detección y clasificación de WCT ofrece ayuda fundamental al especialista en cardiología y en medicina interna, para apoyar la toma de decisiones en cuanto a diagnóstico y posterior tratamiento. Así, contar con mayores y mejores sistemas de comparación de arritmias, permitirá mejorar el ejercicio de esta importante rama de la medicina. Como trabajos futuros se plantea una validación más estricta de los sistemas acá implementados mediante la captura de registros electrocardiográficos de pacientes con WCT, donde el delineamiento manual sea realizado por Cardiólogos Electrofisiólogos. Esto

permitirá refinar los procedimientos y contar con una herramienta más fiable. Por otra parte, dado su contacto temático, se plantea la posibilidad de expandir el sistema para realizar detección y diagnóstico de disociación aurículo-ventricular con registros tomados y validados por estudios electrofisiológicos como *gold standard*.

Referencias

1. J. Edhouse, F. Morris, "ABC of clinical electrocardiography: Broad complex tachycardia. Part I". *Br. Med. J.* Vol. 324. 2002. pp. 719-722.
2. L. J. Colín. "Electrocardiogram in the differential diagnosis of wide-QRS tachycardias". *Arch Cardiol Mex.* Vol. 74. 2004. pp. S44-S49.
3. O. Rueda. *Programa de entrenamiento en electrocardiografía*. Libro Electrónico. 2ª. ed. Grupo de electrocardiografía, Universidad Industrial de Santander UIS. 2008. pp 175.
4. E.W. Lau, R. K. Pathamanathan, G. André Ng, J. Cooper, J. Douglas Skehan, M. J. Griffith. "The Bayesian approach improves the electrocardiographic diagnosis of broad complex tachycardia". *PACE Pacing Clin. Electrophysiol.* Vol. 23. 2000. pp. 1519-1526.
5. M.E. Herbert, S.R. Votey, M.T. Morgan, P. Cameron, L. Dziukas. "Failure to agree on the electrocardiographic diagnosis of ventricular tachycardia". *Ann. Emerg. Med.* Vol. 27. 1996. pp. 35-38.
6. P. Brugada, J. Brugada, L. Mont, J. Smeets, E.W. Andries. "A new approach to the differential diagnosis of a regular tachycardia with a wide QRS complex". *Circulation.* Vol. 83. 1991. pp. 1649-1659.
7. J. M. Miller, M. K. Das, R. Arora, C. Alberte-Lista, J. Wu. "Differential Diagnosis of Wide QRS Complex Tachycardia". *Cardiac Electrophysiology: From Cell to Bedside*. Zipes, D. P. Jalife, J. (Editores). Ed. Elsevier Saunders. Philadelphia. 2004. pp. 747-757.
8. M. J. Griffith, C. J. Garratt, P. Mounsey, A. John Camm. "Ventricular tachycardia as default diagnosis in broad complex tachycardia". *Lancet.* Vol. 343. 1994. pp. 386-388.
9. A. L. Goldberger, L. A. Amaral, L. Glass, J. M. Hausdorff, P. C. Ivanov, R. G. Mark, J. E. Mietus, G. B. Moody, C. K. Peng, H. E. Stanley. "PhysioBank, PhysioToolkit, and PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals". *Circulation.* Vol. 101. 2000. pp. E215-20.
10. H. J. J. Wellens, F. W. H. M. Bar, K. I. Lie. "The value of the electrocardiogram in the differential diagnosis of a tachycardia with a widened QRS complex". *Am. J. Med.* 1978. Vol. 64. pp. 27-33.
11. H. J. J. Wellens. "Ventricular tachycardia: Diagnosis of broad QRS complex tachycardia". *Heart.* Vol. 86. 2001. pp. 579-585.
12. L. Eckardt, G. Breithardt, P. Kirchhof. "Approach to wide complex tachycardias in patients without structural heart disease". *Heart.* Vol. 92. 2006. pp. 704-711.
13. M. Akhtar, M. Shenasa, M. Jazayeri, J. Cáceres, P. J. Tchou. "Wide QRS complex tachycardia: Reappraisal of a common clinical problem". *Ann. Intern. Med.* 1988. Vol. 109. pp. 905-912.
14. J. Edhouse, F. Morris, "ABC of clinical electrocardiography: Broad complex tachycardia - Part II". *Br. Med. J.* Vol. 324. 2002. pp. 776-779.
15. O. J. Olarte. *Sistema de reconocimiento y diagnóstico de arritmias cardíacas aplicado a la identificación de taquicardias de complejos anchos a partir del electrocardiograma*. Tesis de Maestría. Universidad Industrial de Santander. Bucaramanga. 2007. pp. 107.
16. J. J. Arango, H. Vélez, W. Rojas, J. Borrero, J. Restrepo. *Fundamentos de Medicina: Manual de Electrocardiografía*. 5ª. ed. Medellín. Colombia. Corporación para Investigaciones Biológicas. 2003. pp. 344.
17. J. A. Tapia, F. J. Nieto. "Razón de posibilidades: a proposed translation of the term odds ratio". *Salud Pública Mex.* Vol. 35. 1993. pp. 419-424.
18. J. P. Martínez, R. Almeida, S. Olmos, A. P. Rocha, P. Laguna. "A Wavelet-Based ECG Delineator Evaluation on Standard Databases". *IEEE Trans Biomed. Eng.* 2004. Vol. 51. pp. 570-581.
19. C. Li, C. Zheng, C. Tai. "Detection of ECG characteristic points using wavelet transforms". *IEEE Trans. Biomed. Eng.* Vol. 42. 1995. pp. 21-28.
20. J. S. Sahambi, S. N. Tandon, R. K. P. Bhatt. "Using wavelet transforms for ECG characterization". *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.* Vol. 16. 1997. pp. 77-83.
21. N. V. Thakor, J. G. Webster, W. J. Tompkins. "Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter". *IEEE Trans Biomed Eng.* Vol. BME-31. 1984. pp. 702-706.
22. O. J. Olarte, D. A. Sierra. "Determinación de los parámetros asociados al filtro wavelet por umbralización aplicado a filtrado de interferencias electrocardiográficas". *UIS Ingenierías*. Vol. 6. 2007. pp. 33-44.
23. A. C. Guyton, J. E. Hall. *Tratado de Fisiología Médica*. Ed. Mc Graw-Hill. México. 1997. pp. 1262.
24. S. G. Mallat. *A wavelet tour of signal processing*. Ed. Academic Press. San Diego. California. 1999. pp. 637.