

Universidad de Oriente
Facultad de Ingeniería Eléctrica
Departamento de Telecomunicaciones



TRABAJO DE DIPLOMA

Implementación del algoritmo Multiderivacional en la delineación de los picos de onda del ECG

Autor: Karel Durán Romero

Tutor: Msc, Maikel Noriega Alemán

Santiago de Cuba

Junio/ 2015

Universidad de Oriente
Facultad de Ingeniería Eléctrica
Departamento de Telecomunicaciones



TRABAJO DE DIPLOMA

Implementación del algoritmo Multiderivacional en la delineación de los picos de onda del ECG

Autor: Karel Durán Romero

karel.duran@tle.fie.uo.edu.cu

Tutor: Msc, Maikel Noriega Alemán

Profesor Auxiliar, Departamento de Telecomunicaciones, FIE, mnoriega78@fie.uo.edu.cu

Santiago de Cuba

Junio/ 2015



Hago constar que el presente trabajo de diploma es de mi autoría exclusivamente, no constituyendo copia de ningún trabajo realizado anteriormente y las fuentes usadas para la realización del trabajo se encuentran referidas en la bibliografía. Doy mi consentimiento a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización del Tutor o Institución.

Firma del Autor

PENSAMIENTO

La raza humana necesita un desafío intelectual. Debe ser aburrido ser Dios, y no tener nada que descubrir.

Stephen Hawking

DEDICATORIA

A mis padres por todo el apoyo que me han brindado durante todos estos años y por la confianza que depositaron siempre en mí.

AGRADECIMIENTOS

- ✓ A mis padres por su amor y apoyo incondicional durante todos estos años de mi vida, por guiarme siempre por el camino correcto.
- ✓ A mi hermana Mayelín por brindarme su ayuda en los momentos en que la necesité y por su preocupación constante por mí.
- ✓ A mi tutor de tesis Maikel Noriega Alemán por los consejos, la experiencia y el tiempo brindados, sin los cuales no hubiera podido realizar este trabajo.
- ✓ A mi tía Maritza por darme su apoyo cuando lo necesitaba.
- ✓ A mi amigo Niober por mostrarse incondicional en todo momento.
- ✓ A mis amigos Héctor, Rolando Peña, Rolando Vega, Jorge, Ricardo, Félix, Idelsa, Liliana, Meryl, Gretel por su solidaridad, por sus consejos, por ser amigos.
- ✓ A mis vecinos Marina, Michel, Aldo y Aldito por su apoyo desinteresado.
- ✓ A todos los profesores que me ayudaron a lo largo de mi vida como estudiante.
- ✓ A todos aquellos que de una forma u otra apoyaron la realización de este trabajo.
- ✓ A todos, gracias.

RESUMEN

En este trabajo inicialmente se realizó un estudio general sobre la anatomía y fisiología del corazón. Además, se abarcaron las principales características de las señales de electrocardiograma (ECG), donde se describieron las diferentes ondas y segmentos más importantes así como los métodos de delineación utilizados para detectar los principales puntos y límites de esta señal utilizando como herramienta fundamental la Transformada Wavelet (TW). Se realizó una descripción de los diferentes sistemas automáticos de delineación de ECG basados en TW tanto uniderivacionales como multiderivacionales (Sistema de Delineación Uniderivacional (SL), Reglas de Selección Post-procesamiento Uniderivacional (SLR) y el Sistema de Delineación Multiderivacional (ML)). Finalmente se implementó una nueva propuesta del algoritmo de delineación de los picos de onda basado en la proyección del bucle espacial de la Transformada Wavelet sobre una dirección óptima.

Palabras clave: Electrocardiograma, Transformada Wavelet, Delineación Multiderivacional.

ABSTRACT

In this work initially it was made a general study about the anatomy and physiology of the heart. Also, main characteristics of the electrocardiogram (ECG) waves were embraced, where the different waves and more important segments were described as well as the delineation methods used to detect the main points and limits of this signals using as fundamental tool the Wavelet Transform (WT). It was made a description of the different ECG automatic delineations systems based on WT (Single-lead system (SL), Rules for Lead Selection (SLR) and the Multi-lead system (ML)). Finally was carried out the implementation of a new proposal of the algorithm of delineation of the wave peaks based on the projection of the space loop of the Wavelet Transform on an optimal direction.

Keywords: Electrocardiogram, Wavelet Transform, Multi-lead system.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1 . NOCIONES BÁSICAS DE ELECTROCARDIOGRAFÍA Y LA FISIOLÓGÍA CARDÍACA.....	3
1.1 Anatomía y fisiología del corazón.....	3
1.1.1 Activación eléctrica del corazón	3
1.1.2 Sistema de conducción eléctrico del corazón.....	4
1.1.3 Nociones de electrofisiología cardíaca.....	6
1.2 Electrocardiografía.....	7
1.2.1 Derivaciones electrocardiográficas.....	8
1.2.2 Sistema de Derivación de Frank	12
1.2.3 El electrocardiograma.....	14
1.2.4 Ondas, intervalos y segmentos del electrocardiograma.....	14
1.2.5 El eje eléctrico del corazón.....	18
CAPITULO 2 . DESCRIPCIÓN DE LOS MÉTODOS DE DELINEACIÓN BASADOS EN TRANSFORMADA WAVELET	19
2.1 Consideraciones generales sobre la Transformada Wavelet.....	19
2.1.1 Prototipo Wavelet.....	23
2.1.2 Análisis de ruido utilizando TW.....	26
2.2 Sistema de delineación multiderivacional (ML).....	27
2.3 Sistema de delineación uniderivacional (SL).....	31
2.3.1 Detección del complejo QRS	32
2.3.2 Delineación del QRS (Comienzo, final y ondas individuales)	34
2.3.3 Detección y delineación de la onda T.....	35
2.3.4 Detección y delineación de la onda P.....	36
CAPITULO 3 . PROPUESTA DEL NUEVO MÉTODO DE DELINEACIÓN PARA LOS PICOS DE ONDAS DEL ECG	38
3.1 Delineación multiderivacional del pico de la onda principal del complejo QRS ...	39
3.1.1 Estrategia multi-paso iterativa	39
3.1.2 Validación de los resultados.....	42
3.2 Reglas de protección aplicadas a la delineación del pico de la onda principal del QRS	45
3.2.1 Regla de protección 1	46

3.2.2	Regla de protección 2	49
3.2.3	Regla de protección 3	50
3.2.4	Validación de los resultados luego de aplicadas las reglas de protección ...	52
3.3	Delineación multiderivacional de los picos de las ondas Q y S.....	55
3.3.1	Onda Q	56
3.3.2	Onda S.....	59
3.3.3	Validación de los resultados.....	61
3.4	Delineación multiderivacional del pico de la onda T	65
3.4.1	Estrategia multi-paso iterativa	65
3.4.2	Validación de los Resultados	67
	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	71
	REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	72
	Glosario de términos	74
	ANEXOS	75

INTRODUCCIÓN

El análisis de las señales electrocardiográficas constituye una tarea de gran importancia ya que a partir de las amplitudes y duración de cada una de las ondas e intervalos se puede brindar un diagnóstico acerca del estado de salud de un determinado paciente. La ingeniería se ha interesado por hacer de la interpretación de la señal de ECG un proceso que pudiera ser matemáticamente analizado para así obtener un resultado rápido y efectivo que sirva de apoyo al personal médico.

Se han desarrollado diferentes aproximaciones para la búsqueda de los picos y límites de las ondas del ECG. Como ejemplo se pueden citar: la estrategia basada en el criterio de la pendiente del ECG, diferenciación pasa bajo y la Transformada Wavelet (TW), entre otros. La TW proporciona información de tiempo y frecuencia simultáneamente por lo que, con respecto a la localización de diferentes ondas con características frecuenciales típicas, constituye una herramienta fundamental para la delineación automática del ECG. Los sistemas de delineación automática de ECG basados en la TW tienen como ventaja que evitan la necesidad de un preprocesamiento o prefiltrado de la señal para eliminar ruidos de origen externo o bien fisiológicos por lo que aumentan la eficiencia computacional.

Antecedentes del problema

El método que ha demostrado la mayor robustez en este sentido ha sido el Sistema de Delineación Uniderivacional (SL), unido a las Reglas de Selección Post-procesamiento Uniderivacional (SLR), sin embargo los estudios realizados han demostrado que el sistema de delineación multiderivacional (ML) comete menor error en la delineación de los límites de onda comparado con el método SLR, no siendo así en el caso de los picos de las ondas, donde se comete un error mayor, debido a la forma en que se realiza la delineación en estos casos, donde se toma la mediana de las marcas obtenidas por el SL en las tres derivaciones ortogonales.

Problema a resolver

La baja precisión en los algoritmos de ayuda al diagnóstico apoyados en el delineador multiderivacional debido al error cometido en la delineación de los picos de ondas del ECG.

Objeto de estudio

El procesamiento digital de señales biomédicas.

Objetivo Principal

Realizar la implementación del algoritmo de delineación ML de los picos de ondas del ECG basado en la proyección del bucle espacial sobre una dirección óptima.

Objetivos específicos

1. Realizar un estudio general sobre la anatomía y fisiología del corazón.
2. Realizar un estudio acerca de las características de las señales de electrocardiograma (ECG).
3. Realizar una descripción de los diferentes sistemas automáticos de delineación de ECG basados en TW.
4. Realizar la propuesta del nuevo método de delineación de los picos de ondas del ECG utilizando el Sistema de Delineación Multiderivacional (ML).

Viabilidad de la investigación.

La interfaz que se propone permite la delineación de la señal ECG a un costo relativamente bajo, pues solo requiere el uso de una computadora personal.

Hipótesis.

Si se realiza la implementación del algoritmo de delineación ML de los picos de ondas del ECG, basado en la proyección del bucle espacial sobre una dirección óptima, se podrían disminuir los errores cometidos en la delineación de estas marcas.

CAPITULO 1 . NOCIONES BÁSICAS DE ELECTROCARDIOGRAFÍA Y LA FISIOLÓGÍA CARDÍACA

El corazón es el órgano principal del sistema circulatorio, localizado en el tórax levemente a la izquierda del esternón y conformado por músculos especializados que suministran la fuerza motriz para impulsar la sangre a través del organismo.

1.1 Anatomía y fisiología del corazón

El corazón se compone de dos cavidades superiores llamadas aurículas y dos inferiores denominadas ventrículos, separadas por una pared muscular denominada tabique. El flujo sanguíneo se controla por medio de cuatro válvulas: Tricúspide, Mitral, Pulmonar y Aórtica, las cuales se encargan de permitir el paso de la sangre entre las cavidades al interior y al exterior del corazón. [1]

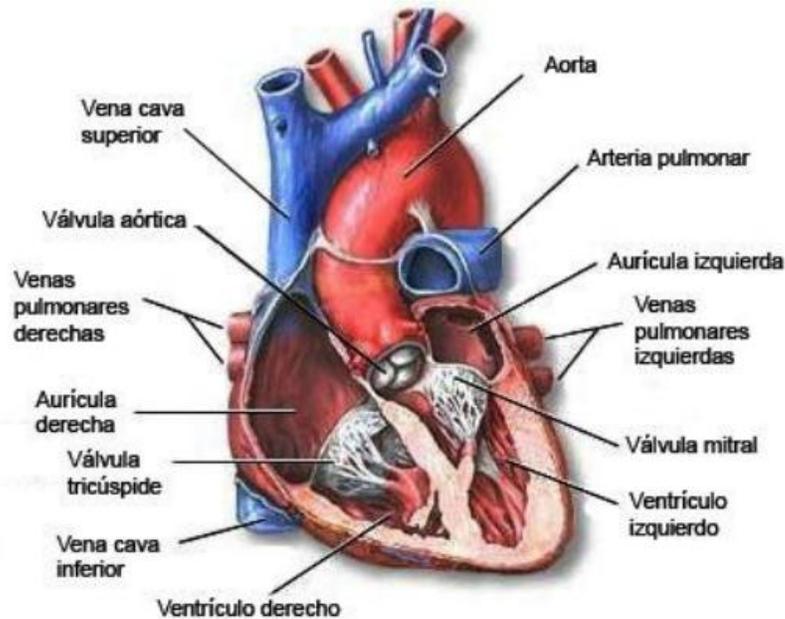


Figura 1.1. Anatomía interna del corazón.

1.1.1 Activación eléctrica del corazón

Un latido cardíaco es una acción de bombeo que toma aproximadamente un segundo. A medida que se acumula sangre en las aurículas se produce una contracción

en las mismas que impulsa la sangre a través de las válvulas Tricúspide y Mitral hacia las cavidades inferiores que se encuentran en reposo (ventrículos derecho e izquierdo). Esta contracción se origina a partir de un impulso eléctrico generado en el nodo Sinusal (SA) denominado también como el marcapasos natural del corazón.

Como se observa en la figura 1.1, el corazón está constituido por cuatro cámaras: dos aurículas y dos ventrículos. La aurícula derecha recibe la sangre venosa del cuerpo y la envía al ventrículo derecho el cual la bombea hacia los pulmones, lugar en el que se oxigena y del que pasa a la aurícula izquierda. De aquí la sangre se deriva al ventrículo izquierdo, de donde se distribuye a todo el cuerpo y regresa a la aurícula derecha cerrando el ciclo cardíaco.

La llegada de la señal eléctrica a las fibras musculares del corazón inicia la contracción. Una actividad rítmica regular y una contracción coordinada de las aurículas y ventrículos requieren la presencia de fibras automáticas especializadas que generen un impulso eléctrico y lo distribuyan a las fibras miocárdicas de estas cámaras en la secuencia y el tiempo apropiados. Ambas funciones la realizan grupos especializados de fibras cardíacas que componen el sistema de conducción cardíaco.

[2]

1.1.2 Sistema de conducción eléctrico del corazón.

El sistema de conducción inicia con la despolarización cardíaca y debe transmitir el impulso eléctrico desde las aurículas hacia los ventrículos. Para ello se compone de las siguientes estructuras: el nódulo sinusal (SA), el nódulo auriculoventricular (AV), el haz de His con sus ramificaciones izquierda y derecha y las fibras de Purkinje (Figura 1.2).

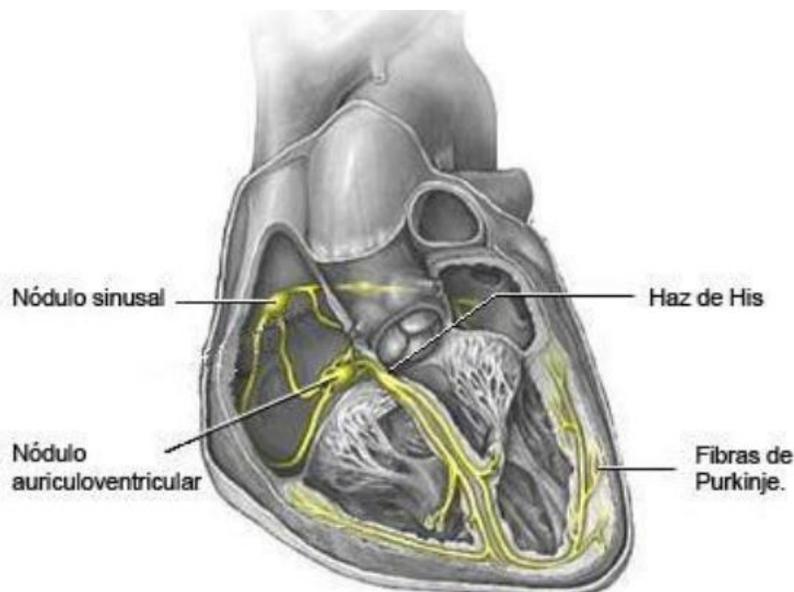


Figura 1.2. Sistema de conducción eléctrico de corazón.

El impulso cardíaco se origina espontáneamente en el nódulo sinusal, el cual se encuentra ubicado en la pared de la aurícula derecha, en la unión entre la propia aurícula y la vena cava superior.

El nódulo sinusal genera potenciales de acción a una frecuencia aproximada de 70 pulsos/minuto y, a pesar de que existen otros tejidos cardíacos dotados de automatismo, es el que marca el ritmo cardíaco debido a que presenta la frecuencia más rápida.

Desde el nódulo sinusal la excitación se transmite a las células auriculares vecinas, por las zonas de menor resistencia eléctrica intercelular a una velocidad de 0,3 m/s. Esta propagación de la despolarización se canaliza especialmente a través de las vías específicas de conducción denominadas vías internodales anterior, media y posterior, que conducen el impulso desde el nódulo sinusal al nódulo auriculoventricular.

El nódulo auriculoventricular (AV) está situado en la parte posterior del septum interauricular y constituye la única vía de comunicación entre la cavidad auricular y la ventricular. Tiene una frecuencia intrínseca aproximada de 50 pulsos/minuto pero, bajo condiciones normales, sigue la frecuencia impuesta por el nódulo sinusal. La velocidad de propagación en el nódulo AV es muy lenta (0,05 m/s) y da lugar a un retraso en el progreso de la activación que permite un llenado ventricular óptimo durante la contracción auricular.

A continuación del nódulo AV se encuentra el haz de His que se divide a nivel subendocárdico en dos ramas que se propagan una a cada lado del tabique interventricular. Estas ramas se arborizan en una compleja red de fibras de conducción denominada Fibras de Purkinje que conducen el impulso eléctrico hacia los ventrículos desencadenando la contracción ventricular. La velocidad del sistema de conducción ventricular es de 1 a 4 m/s de manera que la activación de la región subendocárdica es casi inmediata en toda la superficie.

Todas las células cardíacas tienen la propiedad de generar dipolos eléctricos cuando reciben la señal de activación (despolarización) y también cuando, tras su contracción, regresan al estado de reposo (repolarización). Estos dipolos eléctricos son los que se registran utilizando los equipos electrocardiográficos y las posiciones de electrodos que se detallan en las siguientes secciones.

1.1.3 Nociones de electrofisiología cardíaca.

El corazón está conformado por dos tipos de células:

- Células automáticas o de respuesta lenta (nodo SA).
- Células no automáticas o de respuesta rápida (masa muscular).

La diferencia fundamental entre estas células se basa en que las primeras poseen un potencial de reposo inestable, se despolarizan automáticamente y al alcanzar un potencial de umbral, generan un potencial de acción que se transmite a las células vecinas. Por el contrario, las células no automáticas poseen un potencial de reposo estable y necesitan de un estímulo externo que las sitúe en el potencial de umbral para, posteriormente, generar un potencial de acción. [2]

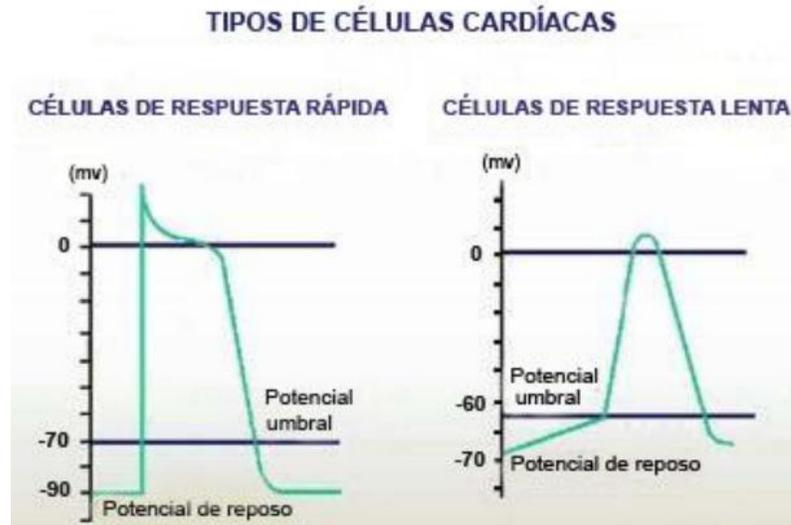


Figura 1.3. Potencial de acción, polarización y repolarización de la membrana celular.

Estos potenciales se presentan debido a que en las células se generan corrientes eléctricas de muy baja intensidad como consecuencia de desplazamientos iónicos de Potasio (K⁺), Sodio (Na⁺), Cloro (Cl⁻) y Calcio (Ca⁺) que continuamente se están produciendo en un flujo continuo bidireccional a través de la membrana celular.

La membrana celular se encuentra en estado de reposo si en el interior de las células predominan los iones K⁺ mientras que en el exterior prevalecen los iones Na⁺, generando así una superioridad de cargas negativas en el interior (aproximadamente -90mV) y de positivas en el exterior.

Aunque con el empleo de microelectrodos es posible medir el potencial de cada célula, las señales bioeléctricas de interés clínico se producen por la actividad coordinada de grandes grupos celulares. Es este tipo de actividad sincronizada, en el que intervienen muchas células, el que puede registrarse mediante métodos no invasivos.

1.2 Electrocardiografía.

La electrocardiografía es el estudio de la actividad eléctrica del corazón que representa los cambios en el potencial de acción ocurridos durante el ciclo cardíaco. Estos cambios se describen como una serie de vectores que indican la dirección de la despolarización celular en cada una de las cavidades cardíacas; por ello, el análisis de la secuencia de propagación del impulso facilita la deducción del comportamiento electrofisiológico de las estructuras del corazón y de posibles anomalías.

En la figura 1.4 se muestran las deflexiones de los vectores de la despolarización cardíaca, las cuales se obtienen a través de equipos médicos denominados electrocardiógrafos, que se conectan al paciente mediante cables unidos a los electrodos ubicados sobre la superficie del cuerpo según normas establecidas. La señal electrocardiográfica puede interpretarse de acuerdo a la derivación con la que es captada, ya que cada una de estas, representa la lectura de la magnitud y dirección de los vectores del potencial de acción desde distintos puntos de referencia.

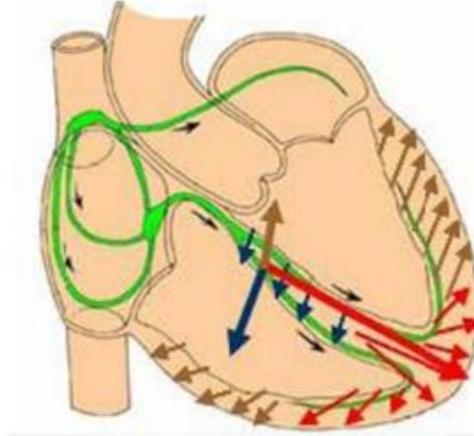


Figura 1.4. Direcciones de los vectores de la despolarización cardíaca

1.2.1 Derivaciones electrocardiográficas.

En dependencia de la posición de los electrodos sobre la superficie del cuerpo del paciente se obtienen distintas señales simultáneas denominadas derivaciones electrocardiográficas que se corresponden con diferentes puntos de vista sobre el fenómeno eléctrico cardíaco.

El ECG estándar de 12 derivaciones es el sistema de derivaciones más usado en rutinas clínicas y se basa en 10 posiciones de electrodos como se explica en la siguiente tabla:

Tabla 1.1. Nombre y localización de los electrodos

Nombre del electrodo	Localización del electrodo
RA(<i>right arm</i>)	En el brazo derecho evitando prominencias óseas.
LA (<i>left arm</i>)	En el mismo sitio que se colocó RA, pero en el brazo izquierdo
RL (<i>right leg</i>)	En la pierna derecha evitando prominencias óseas.
LL (<i>left leg</i>)	En el mismo sitio que se colocó RL, pero en la pierna izquierda.
V1	En el cuarto espacio intercostal a la derecha del esternón.
V2	En el cuarto espacio intercostal a la izquierda del esternón.
V3	Entre V2 y V4.
V4	En el quinto espacio intercostal (entre las costillas 5 y 6), en la línea medio-clavicular (línea imaginaria que desciende desde el punto medio de la clavícula).
V5	En la misma línea horizontal que V4, pero verticalmente en la línea axilar interior (línea imaginaria que desciende desde el punto medio entre el centro de la clavícula y su extremo lateral).
V6	En la misma línea horizontal que V4 y V5, pero verticalmente en la línea medio axilar (línea imaginaria que desciende desde el centro de la axila del paciente).

1.2.1.1 Derivaciones periféricas

El ECG se estructura en la medición del potencial eléctrico entre varios puntos corporales. Las derivaciones I, II y III, ilustradas en la figura 1.5, son periféricas y miden la diferencia de potencial entre los electrodos situados en los miembros:

- La **derivación I** mide la diferencia de potencial entre los electrodos del brazo derecho y el izquierdo.
- La **derivación II** mide la diferencia de potencial entre los electrodos del brazo derecho y la pierna izquierda.
- La **derivación III** mide la diferencia de potencial entre los electrodos del brazo izquierdo y la pierna izquierda.

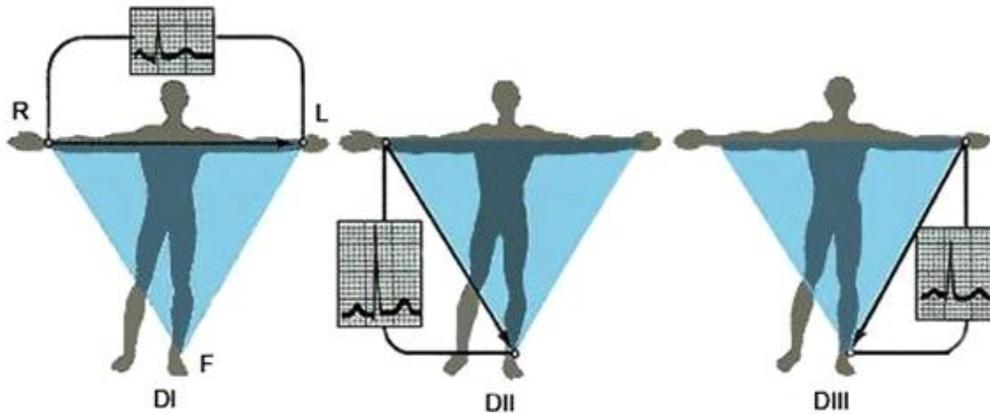


Figura 1.5. Derivaciones periféricas.

Los electrodos periféricos forman los ángulos de lo que se conoce como el *triángulo de Einthoven*. A partir de estos tres puntos se obtiene el punto imaginario V (baricentro del triángulo, denominado terminal central de Wilson) localizado en el centro del pecho, por encima del corazón. Estas derivaciones son bipolares, es decir, tienen un polo positivo y un polo negativo.

1.2.1.2 Derivaciones precordiales.

Los electrodos para obtener las derivaciones precordiales (V1, V2, V3, V4, V5, y V6) se colocan directamente sobre la superficie del pecho como se ilustra en la figura 1.6. Debido a su proximidad con el corazón, no es necesario aumentarlas.

Estas derivaciones miden la diferencia de potencial entre el punto imaginario V y cada uno de los electrodos, todas son unipolares, ya que aunque tienen dos polos, el polo negativo V está compuesto por las señales procedentes de diferentes electrodos.

Las derivaciones precordiales describen la actividad eléctrica del corazón en el denominado plano horizontal en donde el eje eléctrico del corazón se conoce como eje Z.

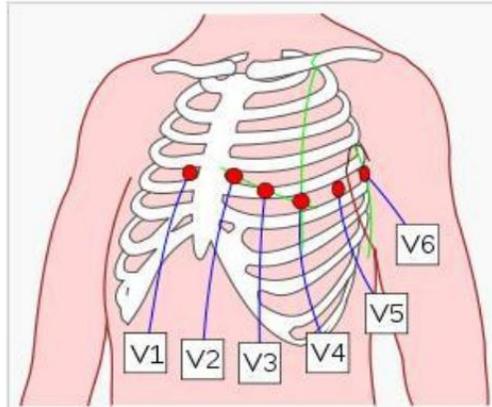


Figura 1.6. Colocación de los electrodos para obtener las derivaciones precordiales.

1.2.1.3 Derivaciones periféricas aumentadas

Estas derivaciones son unipolares, registran las variaciones eléctricas de potencial en un punto (brazo derecho, brazo izquierdo o pierna izquierda) respecto a otro punto en que la actividad eléctrica durante la contracción cardíaca no varía significativamente y están aumentadas en virtud del tipo de conexión eléctrica. Se conocen como aVR, aVL y aVF:

- La derivación *aVR* (*augmented vector right*) tiene el electrodo positivo en el brazo derecho. El electrodo negativo es una combinación entre los electrodos correspondientes al brazo izquierdo y a la pierna izquierda, lo que aumenta la fuerza de la señal del electrodo positivo en el brazo derecho.
- La derivación *aVL* (*augmented vector left*) tiene el electrodo positivo en el brazo izquierdo. El electrodo negativo es una combinación del electrodo del brazo derecho y del electrodo de la pierna izquierda, lo que aumenta la fuerza de la señal del electrodo positivo del brazo izquierdo.
- La derivación *aVF* (*augmented vector foot*) tiene el electrodo positivo en la pierna izquierda. El electrodo negativo es una combinación entre los electrodos correspondientes al brazo derecho y al brazo izquierdo lo que aumenta la señal del electrodo positivo en la pierna izquierda.

Las derivaciones aVR, aVL y aVF se representan en la figura 1.7 y se calculan a través de las derivaciones I y II de la siguiente forma:

$$aVR = -\frac{I+II}{2} \quad (1.1)$$

$$aVL = I - \frac{II}{2} \quad (1.2)$$

$$aVF = II - \frac{I}{2} \quad (1.3)$$

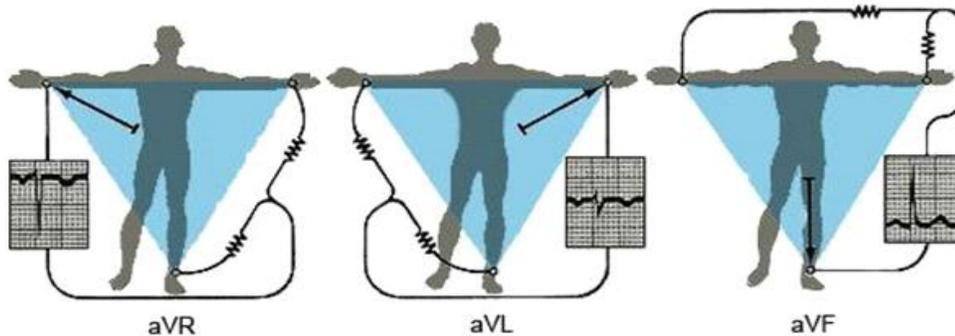


Figura 1.7. Derivaciones periféricas aumentadas.

En general, cada una de las 12 derivaciones registra información de partes concretas del corazón:

- Las derivaciones inferiores (III y aVF) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la pared inferior del corazón, es decir, desde la cúspide del ventrículo izquierdo.
- Las derivaciones laterales (I, II, aVL, V5 y V6) detectan la actividad eléctrica desde el punto superior de la pared lateral del corazón, que representa la pared lateral del ventrículo izquierdo.
- Las derivaciones anteriores V1 a V6 registran información desde la pared anterior del corazón o la pared frontal del ventrículo izquierdo.
- aVR se utiliza raramente para la información diagnóstica, pero indica si los electrodos se han colocado correctamente sobre el paciente.

1.2.2 Sistema de Derivación de Frank

En 1956 Ernest Frank publicó un Sistema de Derivación del Vectorcardiograma que se basó en sus datos previamente publicados del modelo homogéneo del tórax. [3]

Requisitos de la localización de los Electrodo

Para medir las tres componentes del dipolo, se necesitaban al menos cuatro electrodos (uno como referencia). Frank decidió aumentar el número de electrodos a siete, para

disminuir el error debido a la variación entre individuos en la localización del corazón y la posición del cuerpo humano. Es importante que la posición del electrodo pueda ser fácil de encontrar para aumentar la reproducibilidad de la medida.

Determinación de la Localización del Electrodo

Basado en los requisitos anteriormente citados, Frank ideó un Sistema de Derivación, ahora soportando su nombre, que produce las Derivaciones Ortogonales Corregidas. Los números del electrodo y las posiciones estaban escogidos muy intencionalmente, y se basaron en su modelo homogéneo del tórax (Figura 1.8 Él seleccionó el nivel 6 para la colocación del electrodo, porque los vectores de derivación son más amplios en este nivel. Específicamente, él escogió los puntos designados A, E, I, y M en la izquierda, parte delantera, a la derecha, y atrás, respectivamente. Él también escogió el punto C entre los puntos A y E porque está próximo al corazón. Además fueron incluidos un punto en el cuello y uno en el pie izquierdo.

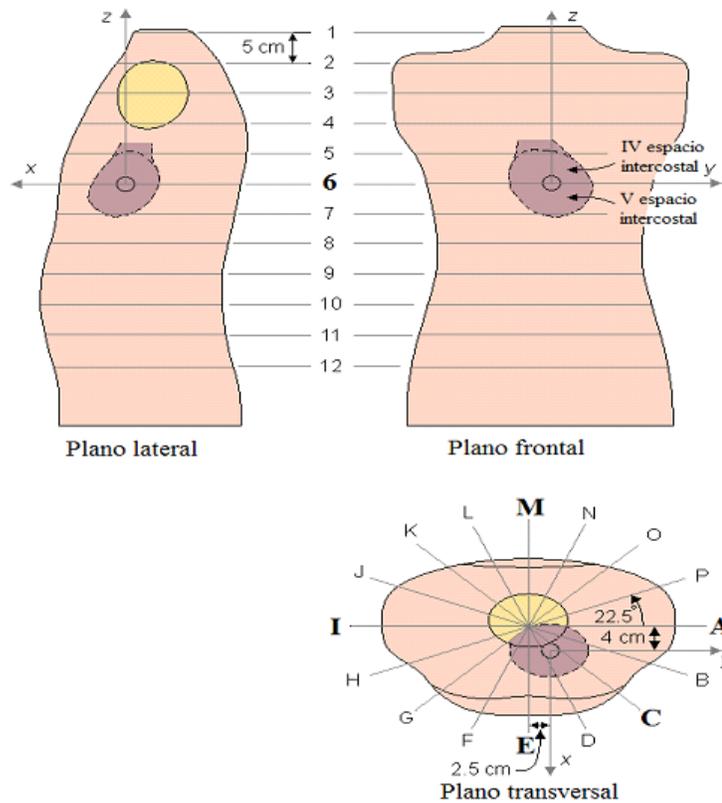


Figura 1.8. Modelo del torso y sistema de coordenadas de Frank.

De esta forma se determinan las tres derivaciones que forman el sistema ortogonal. Este sistema todavía debía ser normalizado por lo que se colocan las resistencias 13.3R y 7.15R entre las derivaciones X e Y respectivamente, de esta forma se lleva estas señales

al mismo nivel de la señal proveniente de la derivación Z. Ahora el Sistema de Derivaciones de Frank es ortonormal. La figura 2.9 ilustra la Matriz de Derivaciones de Frank completa. Es digno de mencionar que el sistema Frank es actualmente el más común de todos los sistemas clínicos de VCG en todo el mundo (Sin embargo, el VCG representa menos del 5 % de los electrocardiogramas).

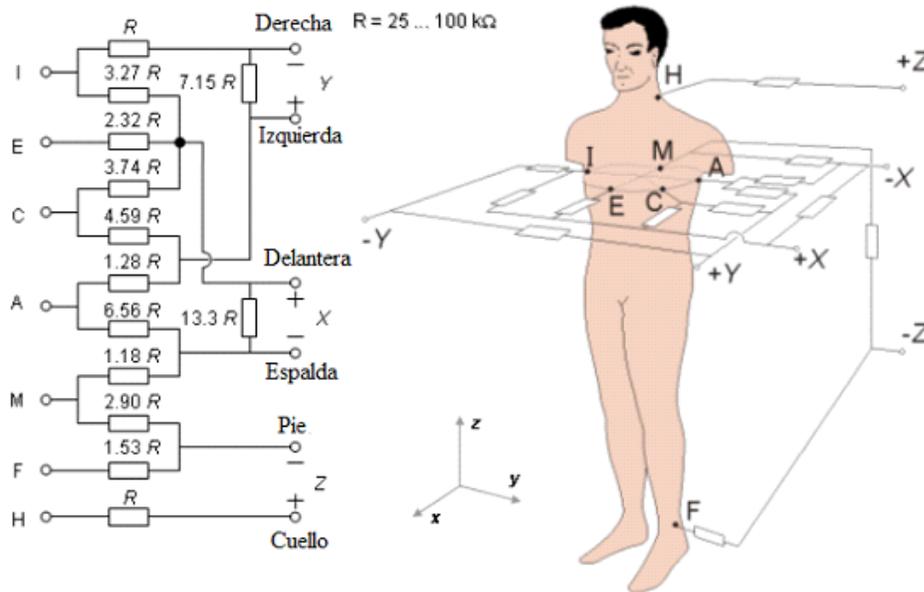


Figura 1.9. Sistema de Derivaciones de Frank.

Las derivaciones de Frank también pueden ser sintetizadas a partir del sistema estándar de 12 derivaciones por medio de la matriz de Dower. [3]

1.2.3 El electrocardiograma.

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica cardíaca en función del tiempo por medio de electrodos situados en la superficie del cuerpo. Constituye un método no invasivo y una herramienta de diagnóstico indispensable para la detección de muchas enfermedades cardíacas y no cardíacas.

1.2.4 Ondas, intervalos y segmentos del electrocardiograma.

La despolarización/repolarización de las diversas estructuras cardíacas da origen a las diferentes ondas del ECG, conocidas como onda P, ondas Q, R y S (complejo QRS) y onda T, tal como se muestra en la figura 1.10.

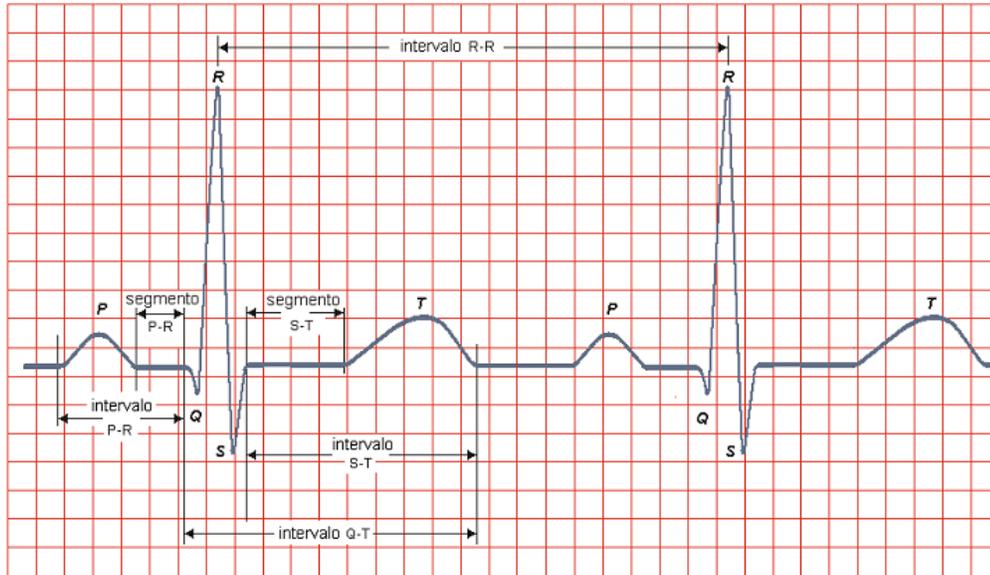


Figura 1.10. Ondas, intervalos y segmentos de la señal de ECG.

Las porciones del electrocardiograma entre las deflexiones se denominan segmentos, y las distancias entre ondas se denominan intervalos. El ECG está conformado por diferentes ondas, intervalos y segmentos:

Onda P: representa la señal eléctrica que corresponde a la despolarización auricular. Resulta de la superposición de la despolarización de la aurícula derecha (parte inicial de la onda P) y de la izquierda (final de la onda P). La repolarización auricular no se observa en el ECG debido a que ocurre simultáneamente con la repolarización ventricular y el complejo QRS obstaculiza cualquier señal originada por la activación auricular. Para que la onda P sea sinusal (que provenga del nodo sinusal) debe reunir ciertas características:

- Su amplitud no debe superar los 0,25 mV, de lo contrario, indica un agrandamiento auricular derecho.
- Su duración no debe superar los 110 ms en adultos y 70 a 90 ms en los niños. Si es mayor, indica la existencia de un agrandamiento auricular izquierdo y derecho.
- Tiene que ser redondeada, de rampas suaves, simétricas, de cúspide roma y de forma ovalada.
- Tiene que preceder al complejo ventricular.

Intervalo PR (PQ): constituye la distancia desde el inicio de la onda P hasta el comienzo del complejo QRS. En los adultos su valor normal oscila entre 120 y 200

ms. Este intervalo es reflejo del tiempo de conducción auriculoventricular que incluye el retardo fisiológico a través del nodo AV. Su duración disminuye con el aumento de la frecuencia cardíaca.

Complejo QRS: El complejo QRS corresponde a la corriente eléctrica que causa la contracción de los ventrículos derecho e izquierdo (despolarización ventricular), la cual es mucho más potente que la de las aurículas y compete a mayor masa muscular, produciendo de este modo una mayor deflexión en el electrocardiograma.

La onda Q, cuando está presente, representa la pequeña corriente horizontal del potencial de acción viajando a través del septo interventricular. Las ondas Q que son demasiado anchas y profundas no son de origen septal, sino que indican un infarto de miocardio. Las ondas R y S indican contracción del miocardio.

Las anomalías en el complejo QRS pueden indicar bloqueo de rama (cuando es ancho), taquicardia de origen ventricular, hipertrofia ventricular u otras anomalías ventriculares. En adultos su duración normal oscila entre 60 y 100 ms.

La rotulación de las deflexiones que corresponden a los complejos QRS es arbitraria quedando establecida de la siguiente manera:

Onda Q: deflexión negativa no precedida por deflexión positiva.

Onda R: primera deflexión positiva del complejo.

Onda S: primera deflexión negativa luego de una primera deflexión positiva.

Onda R': deflexión positiva después de la onda S.

Onda S': deflexión negativa después de la onda R'.

Onda QS (complejo QS): cuando el complejo posee una deflexión negativa monofásica.

Los patrones normales de las deflexiones del complejo QRS pueden variar de forma sin que represente alguna anomalía, tal como se observa en la figura 1.11.

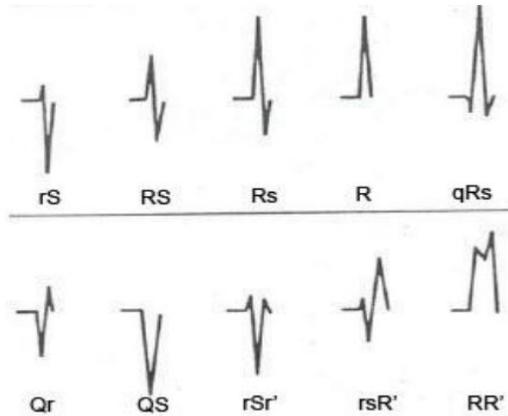


Figura 1.11. Diferentes morfologías del complejo QRS.

Segmento ST: Comprende desde el fin del complejo QRS hasta el inicio de la onda T. Con respecto a la línea de base puede estar supradesnivelado, infradesnivelado o ser isoelectrico.

Tiene valor patológico si hay desniveles mayores a 1 mm. Debido a que no hay mayor cambio de potencial durante esta fase, el segmento ST suele ser isoelectrico en los electrocardiogramas normales.

Onda T: Corresponde con la repolarización ventricular y aparece al final del segmento ST. Su polaridad suele ser positiva en todas las derivaciones excepto en aVR y ocasionalmente en DIII. La forma de la onda T es redondeada pero asimétrica, por lo general la rama ascendente suele ser de inscripción lenta mientras que la descendente busca la isoelectrica de forma rápida. La amplitud de la onda T es variable de unas a otras derivaciones, aunque nunca debe exceder los 0.6 mV.

Intervalo RR: representa el intervalo de tiempo entre ondas R consecutivas. Normalmente se considera como la duración del ciclo cardíaco, o sea, este intervalo define la frecuencia cardíaca.

Intervalo QT: intervalo de tiempo desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T. El intervalo QT se corresponde con la duración de la despolarización y repolarización ventricular y su duración varía de acuerdo a la frecuencia cardíaca. Se han desarrollado diferentes métodos para el cálculo del intervalo QT corregido (QTc) en cuanto a la frecuencia cardíaca pero el más utilizado es el propuesto por Bazett mediante la siguiente ecuación:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad (1.4)$$

1.2.5 El eje eléctrico del corazón.

El eje eléctrico podría definirse como la dirección general del impulso eléctrico a través del corazón. Representa la resultante eléctrica determinada por la despolarización de ambos ventrículos. Es de gran utilidad clínica, ya que orienta al cardiólogo en el diagnóstico electrocardiográfico. Su localización entre -30° y $+110^\circ$ se considera normal.

En la figura 1.12 se representa el eje eléctrico del corazón en forma vectorial, su cálculo puede realizarse a partir de las derivaciones midiendo la amplitud de la onda R desde la línea isoeletrica y restándole la onda que tenga mayor amplitud entre la onda Q y S, en cada derivación. Una vez obtenida esa magnitud se trazan los vectores teniendo en cuenta el eje de cada derivación y se calcula el vector resultante el cual representará el eje eléctrico del corazón. [1]

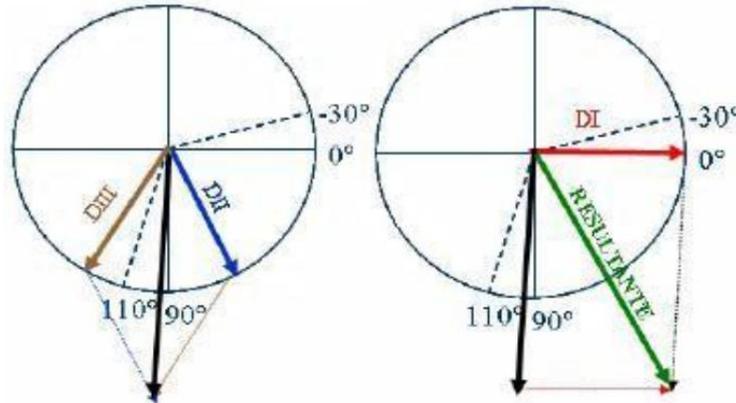


Figura 1.12. Representación vectorial del eje eléctrico cardíaco.

CAPITULO 2 . DESCRIPCIÓN DE LOS MÉTODOS DE DELINEACIÓN BASADOS EN TRANSFORMADA WAVELET

La delineación de las ondas ECG en cada latido cardíaco consiste en la localización de sus picos y límites (comienzo y final), lo que proporciona información clínica útil, específicamente la duración y amplitud de las ondas asociadas a los complejos fenómenos eléctricos y sus evoluciones latido a latido.

La delineación de ondas de baja amplitud como las ondas P y T constituye una tarea desafiante debido a la baja relación señal a ruido (SNR) que presentan. Además, no existen reglas estándares específicas para localizar los límites de las ondas, lo que hace más difícil el sistema de delineación. La metodología automática permite evitar la variabilidad intra/interobservador por lo que el desarrollo de métodos robustos y precisos para la delineación automática de ECG constituye un tema de gran interés, en particular para el análisis de registros extensos. [4]

Uno de los métodos de delineación automática de las ondas del ECG con mejores prestaciones lo constituye un delineador multiescala basado en la TW. Este método 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.

2.1 Consideraciones generales sobre la Transformada Wavelet

Existen fenómenos físicos que pueden describirse a partir de su representación en el dominio del tiempo, sin embargo, existen otros fenómenos que necesitan más información para ser descritos, en especial cuando se requiere conocer aspectos como las frecuencias o la energía contenida en dichas señales.

La Transformada de Fourier (TF) proporciona una descripción de la distribución de energía de la señal respecto a su contenido de frecuencia, este método es ampliamente utilizado en el procesamiento y análisis de señales y con resultados

satisfactorios en los casos en que estas señales sean periódicas y lo suficientemente regulares, pero no ocurre lo mismo para el análisis de señales cuyo espectro varía con el tiempo (señales no estacionarias).

La Transformada de Fourier detecta la presencia de una determinada frecuencia pero no brinda información acerca de la evolución en el tiempo de las características espectrales de la señal.

Muchos aspectos temporales, tales como el comienzo y el fin de una señal finita y el instante de aparición de una singularidad en una señal transitoria, no pueden ser analizados adecuadamente por el análisis de Fourier. Una manera de resolver este problema para los casos de señales no estacionarias y transitorias es utilizando la Transformada Corta de Fourier (STFT).

Esta transformada básicamente consiste en dividir una señal en pequeños segmentos de tiempo mediante una función ventana de tal forma que, para cada segmento, se pueda asumir que la señal es estacionaria, y así calcular la TF en cada porción de la señal.

Aunque la STFT parece resolver la dificultad de la representación tiempo-frecuencia de la señal, existe un inconveniente que se remonta al principio de incertidumbre de Heisenberg, el cual establece que no es posible conocer exactamente la representación tiempo-frecuencia de una señal, es decir, no se puede saber con seguridad qué componentes frecuenciales existen en ciertos instantes de tiempo. Lo que sí es posible conocer son los intervalos de tiempo en los cuales existen ciertas bandas de frecuencia.

[5]

En consecuencia existe un compromiso entre buena resolución en el tiempo o buena resolución en frecuencia, el cual está ligado al tamaño de la función ventana. Si se emplea una ventana de longitud infinita, se obtiene la TF clásica, la cual ofrece una perfecta resolución frecuencial, pero no brinda información temporal; se debe obtener una ventana bastante corta, para localizar los segmentos en los cuales la señal sea estacionaria.

La estrechez de la ventana mejora la resolución en el tiempo pero empobrece la resolución en frecuencia, ya que para cada componente se observa un ancho de banda amplio, impidiendo así, una detección precisa del valor real de la frecuencia existente en los intervalos de tiempo.

De igual manera, el uso de una ventana ancha está relacionado con una buena resolución frecuencial pero una baja resolución temporal, ya que no se observa una clara separación de la ubicación de cada componente en su respectivo intervalo de tiempo.

Por tanto, la selección de la función ventana dependerá de la aplicación y la señal a analizar para así establecer si se debe sacrificar resolución en tiempo o en frecuencia.

En el caso de señales biológicas como las señales electrocardiográficas, la STFT no es un método óptimo para la localización de las ondas ya que las bandas de frecuencia de las ondas componentes del registro están muy cercanos y sobrepuestos y, además, la duración en tiempo de las mismas es muy corta, dificultándose así la función ventana que mejor se adecue. Por lo tanto, se hace necesario encontrar un método de análisis tiempo-frecuencia que utilice una resolución variable. [6]

A pesar de la existencia de problemas de resolución en el tiempo y en la frecuencia, es posible analizar cualquier señal usando un enfoque distinto mediante la denominada Transformada Wavelet (TW). Esta transformada analiza la señal a diferentes frecuencias con diferentes resoluciones. [7]

La TW es capaz de proporcionar información del tiempo y la frecuencia simultáneamente. Ofrece buena resolución temporal y baja resolución frecuencial en eventos de altas frecuencias; y por el contrario, ofrece 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.

El análisis wavelet se realiza de manera similar a la STFT, en el sentido que la señal es multiplicada por una función específica y la transformada se calcula separadamente para distintos segmentos de la señal en el dominio del tiempo. Sin embargo, en este análisis no se evalúa la TF y el ancho de la ventana varía a medida que se calcula la transformada para cada escala del espectro. El objetivo de la TW es descomponer la señal original en un grupo de señales que representan la correlación entre la señal original y una función patrón de características especiales denominada wavelet madre.

La TW continua se representa matemáticamente como:

$$C(\tau, S) = \frac{1}{\sqrt{|S|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \Psi \left[\frac{t-\tau}{S} \right] dt \quad (2.1)$$

En donde:

$$\Psi(\tau, S) = \frac{1}{\sqrt{|S|}} \Psi \left[\frac{t-\tau}{S} \right] \quad (2.2)$$

La transformada es una función de dos variables: translación (τ) y escala (S). La translación está relacionada con la localización de la ventana en la medida que ésta se desplaza a través de la señal, mientras que la escala corresponde a una dilatación o una compresión de la misma, las altas escalas corresponden a señales dilatadas y las escalas pequeñas corresponden a señales comprimidas; en relación con la frecuencia, las escalas menores corresponden a altas frecuencias y las escalas mayores corresponden a bajas frecuencias. [8]

Debido a que la TW incluye información relacionada con el tiempo y la frecuencia, la representación gráfica de esta transformada se realiza en un plano denominado plano tiempo-escala, representado en la figura 2.1. Cada desplazamiento genera una celda en la cual es calculado un coeficiente wavelet. A medida que aumentan las escalas, la wavelet madre se ensancha con lo que mejora la resolución frecuencial y se pierde resolución en el tiempo.

Cuando por el contrario disminuye la escala, la wavelet madre se estrecha, perdiéndose resolución en la frecuencia, pero ganando resolución en el tiempo. De esta forma, modificando el tamaño de la wavelet madre y desplazándola por el eje temporal, se generan celdas con una magnitud de coeficientes que varían dependiendo de las características de esta onda en relación con la señal a analizar.

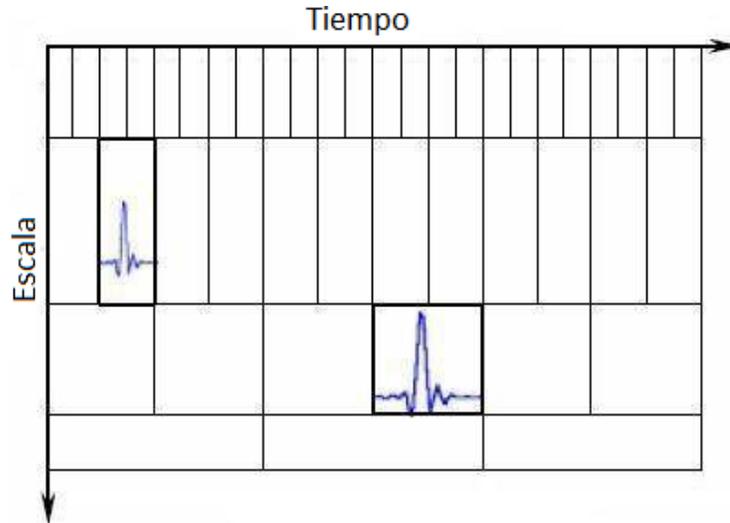


Figura 2.1. Enrejado tiempo-escala.

2.1.1 Prototipo Wavelet.

La respuesta en frecuencia en cada escala wavelet se deriva de la función de prototipo wavelet utilizado, por lo que resulta de extrema importancia que la elección de esta función atienda al contenido de frecuencia de la señal a analizar. Tomando como prototipo wavelet $\psi(t)$, la derivada de una función suavizada $\theta(t)$, la Transformada Wavelet Discreta (TWD) de una señal $y(t)$ en la escala S viene dada por:

$$W_S^y(\tau) = -S \left[\frac{d}{dt} \right] \int_{-\infty}^{\infty} y(t) \theta_S(t - \tau) dt \quad (2.3)$$

La versión escalada de la función suavizada está dada por:

$$\theta_S(t) = \frac{1}{\sqrt{S}} \theta \left[\frac{t}{S} \right] \quad (2.4)$$

De la ecuación 2.3, se deduce que la TW es proporcional a la derivada de la versión filtrada de la señal con respuesta a impulso suavizada en la escala S .

Con respecto a la delineación automática de ECG, esta propiedad es muy importante para la detección de ondas ECG, las cuales están compuestas por pendientes y máximos o mínimos locales:

- Los picos de onda se corresponden con cruces por cero en la TW (Figura 2.3).
- Las pendientes corresponden a máximos y mínimos en la TW.

En este trabajo se utiliza como prototipo wavelet $\psi(t)$, una spline cuadrática originalmente propuesta en [9], que cumple con esta propiedad y su TF viene dada por:

$$\Psi(w) = jw \left[\frac{\text{sen}(w/4)}{w/4} \right]^4 \quad (2.5)$$

De la ecuación 2.5, la spline cuadrática puede ser identificada como la convolución de 4 pulsos rectangulares. La siguiente figura representa el prototipo wavelet y la función suavizada $\theta(t)$.

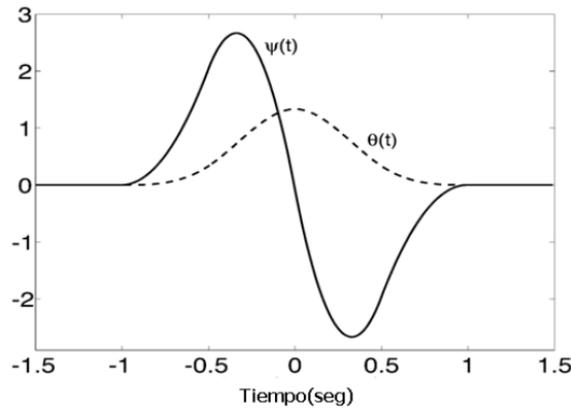


Figura 2.2. Prototipo wavelet $\psi(t)$ y función suavizada $\theta(t)$.

De acuerdo con el prototipo wavelet utilizado se consideran puntos de máximo y mínimo y cruces por cero a diferentes escalas. En cada latido, las ondas poseen características típicas que facilitan la localización de sus puntos fundamentales seleccionando escalas adecuadas de la TW y considerando las componentes de frecuencia dominante de cada onda ECG.

En las figuras 2.3 y 2.4 se representan, respectivamente, el espectro de potencia de las ondas del ECG y la respuesta en frecuencia equivalente de la TDW en las escalas $S=2^m$ con $m = 1, 2, 3, 4$ y 5 .

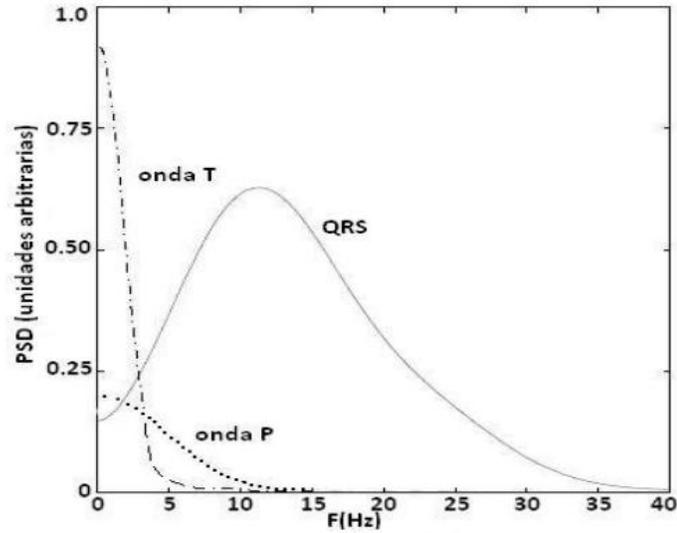


Figura 2.3. Espectro de potencia del complejo QRS y de las ondas P y T.

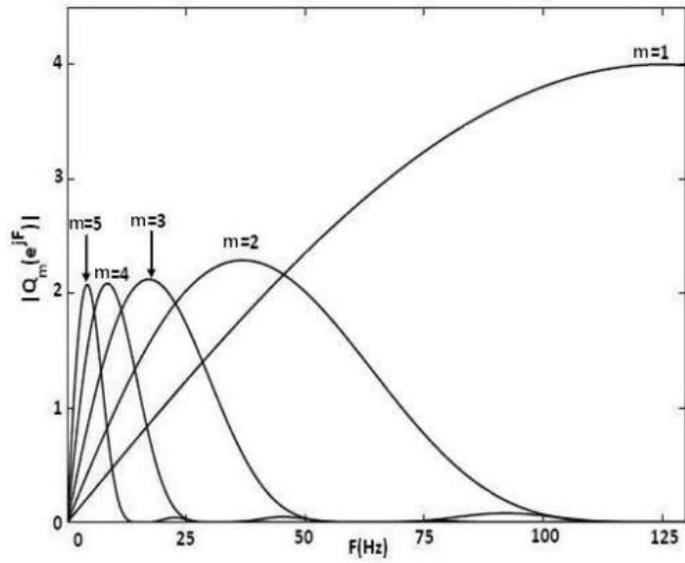


Figura 2.4. Respuesta en frecuencia equivalente de la TDW en las escalas $s=2^m$, $m = 1, 2, \dots, 5$.

Haciendo una comparación entre estos gráficos se observa que:

- La mayor parte de la energía de la señal ECG se encuentra dentro de las escalas 2^1 a 2^5 .
- Para escalas mayores de 2^4 la energía del complejo QRS es muy baja.
- Las ondas P y T tienen sus principales componentes entre las escalas 2^4 y 2^5 .

El ruido y otros fenómenos pueden evitarse considerando sus diferentes contribuciones en varias escalas.

2.1.2 Análisis de ruido utilizando TW.

La TW se caracteriza por la alta inmunidad al ruido de origen externo o fisiológico, esto se puede observar en la figura 2.5 donde, por ejemplo, si se produce el movimiento de algún artefacto (como puede ser el desprendimiento de un electrodo), se generan líneas aisladas de módulos máximos o mínimos que pueden descartarse fácilmente en las dos primeras escalas de la TW (a). Si la señal de ECG estuviera contaminada por ruido de alta frecuencia (b), las escalas más afectadas son 2^1 y 2^2 , por lo que la delineación de la señal puede realizarse en las escalas superiores que son inmunes a este tipo de ruido. La desviación de la línea de base (c) afecta sólo a las escalas superiores que 2^4 .

Los sistemas de delineación automática de señales de ECG basados en la TW evitan la necesidad de un preprocesamiento de la señal aprovechando la propiedad de la TW explicada anteriormente por lo que pueden aplicarse de forma directa a la señal de ECG digitalizada.

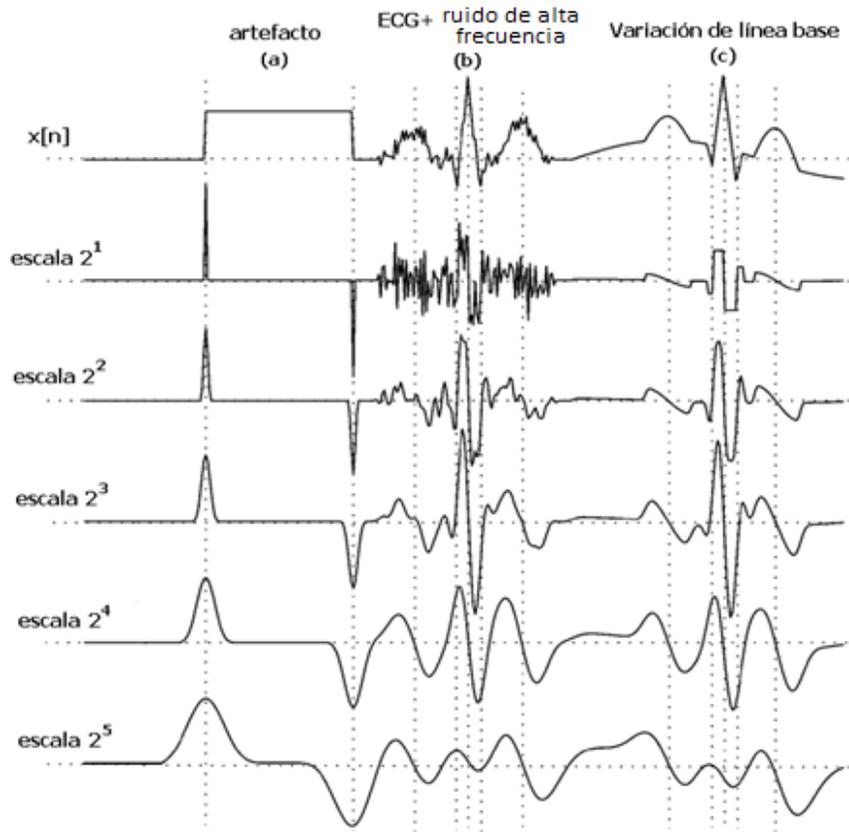


Figura 2.5. Análisis de ruido empleando la TW

2.2 Sistema de delineación multiderivacional (ML).

El método multiderivacional considera simultáneamente la información espacial proporcionada por las derivaciones ortogonales de Frank $X[k]$, $Y[k]$ y $Z[k]$ (Sistema de derivaciones descrito en el capítulo anterior) que definen el vectorcardiograma (VCG) con el objetivo de incrementar la robustez y la exactitud de la delineación. La combinación de los diferentes puntos de vista (diferentes derivaciones) sobre el mismo fenómeno eléctrico puede ser crucial para la correcta localización de los puntos característicos de las diferentes ondas del ECG, principalmente para la delineación de los límites [10]. Un ejemplo es ilustrado en la figura 2.6 para el complejo QRS.

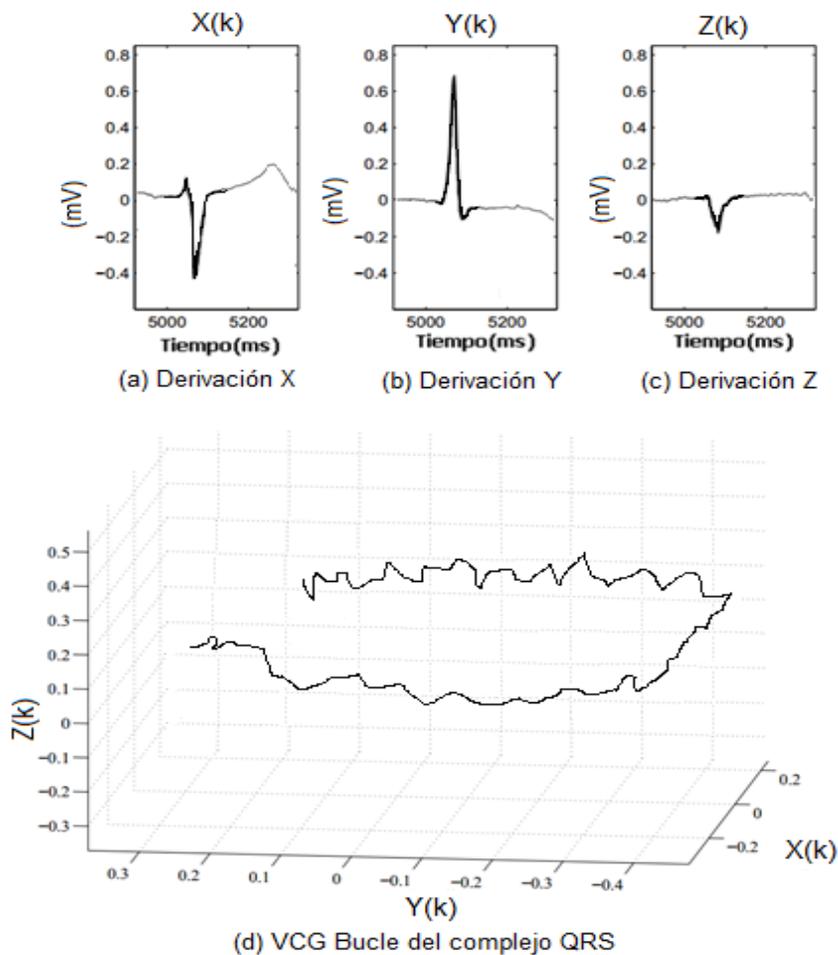


Figura 2.6. Ejemplo de la señal ECG correspondiente a un latido completo y el bucle del VCG correspondiente al complejo QRS: (d) Bucle del VCG correspondiente al complejo QRS obtenido a partir de las señales ECG que constituyen el Sistema de derivaciones de Frank (a), (b) y (c).

Sobre cada derivación se calcula la TW y se obtiene un lazo espacial wavelet (figuras 2.7 y 2.8) en una ventana de tiempo W que se define como:

$$W_{m(k)} = [W_{2^m}^X[k], W_{2^m}^Y[k], W_{2^m}^Z[k]]^T \quad (2.6)$$

Donde $W_{2^m}^d$ es la TW de la derivación $d = \{X, Y, Z\}$ del ECG en la escala wavelet m .

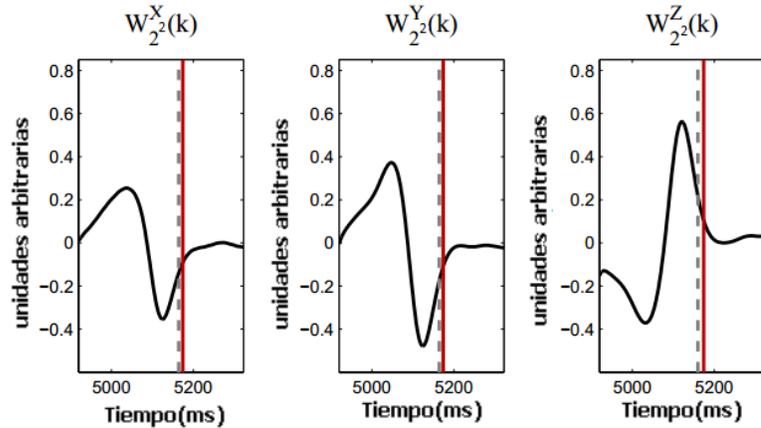


Figura 2.7. TW de las derivaciones X, Y y Z para el complejo QRS en la escala 2^2 .

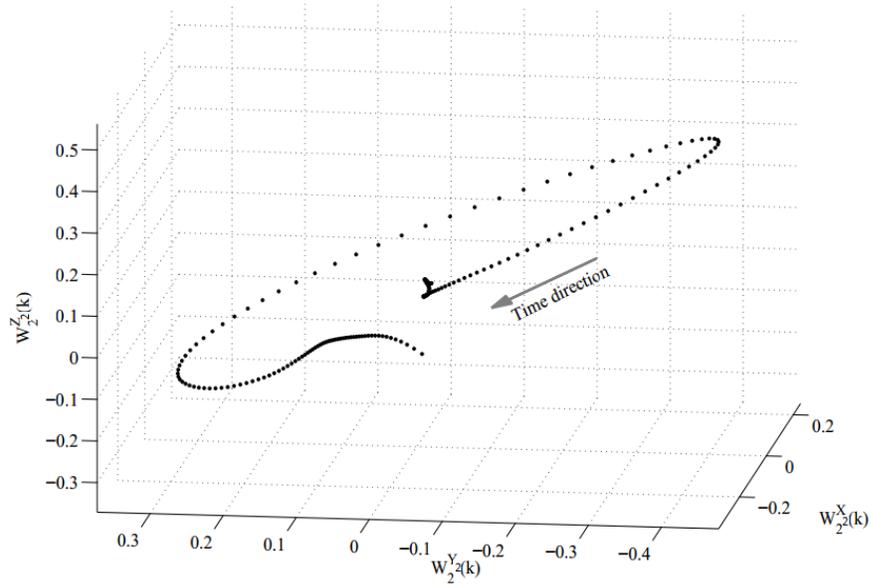


Figura 2.8. Bucle espacial de la TW de las derivaciones X, Y y Z para el complejo QRS.

Como consecuencia del prototipo wavelet usado (spline cuadrática), el bucle de la TW, es proporcional a la derivada del VCG que describe las variaciones del vector eléctrico cardíaco (EHV) en cualquier intervalo de tiempo W . Asumiendo que el ruido es espacialmente homogéneo, la dirección espacial con la máxima proyección de la TW en la zona escogida, definiría la derivación ECG que maximiza la relación señal a ruido (SNR) en la zona, y por tanto, la más apropiada para realizar la delineación. [8]

La dirección principal de la variación del EHV está determinada por el vector director correspondiente al mejor ajuste lineal del bucle de la TW. La dirección \mathbf{u} del EHV se toma como la mejor dirección ajustada a los mínimos cuadrados totales (TLS). Escogiendo adecuadamente el intervalo de tiempo a considerar se logra encontrar la dirección \mathbf{u} correspondiente a la derivación más adecuada para los propósitos de la delineación [11]. La proyección de cada uno de los puntos del bucle de la TW ($\mathbf{W}_m[k]$) sobre la dirección \mathbf{u} , permite obtener una señal $D[k]$ que combina la información proveniente de las derivaciones ortogonales de Frank (Fig. 2.9):

$$D[k] = \frac{\mathbf{W}_m^T[k]\mathbf{u}}{\|\mathbf{u}\|}, k \in I \quad (2.7)$$

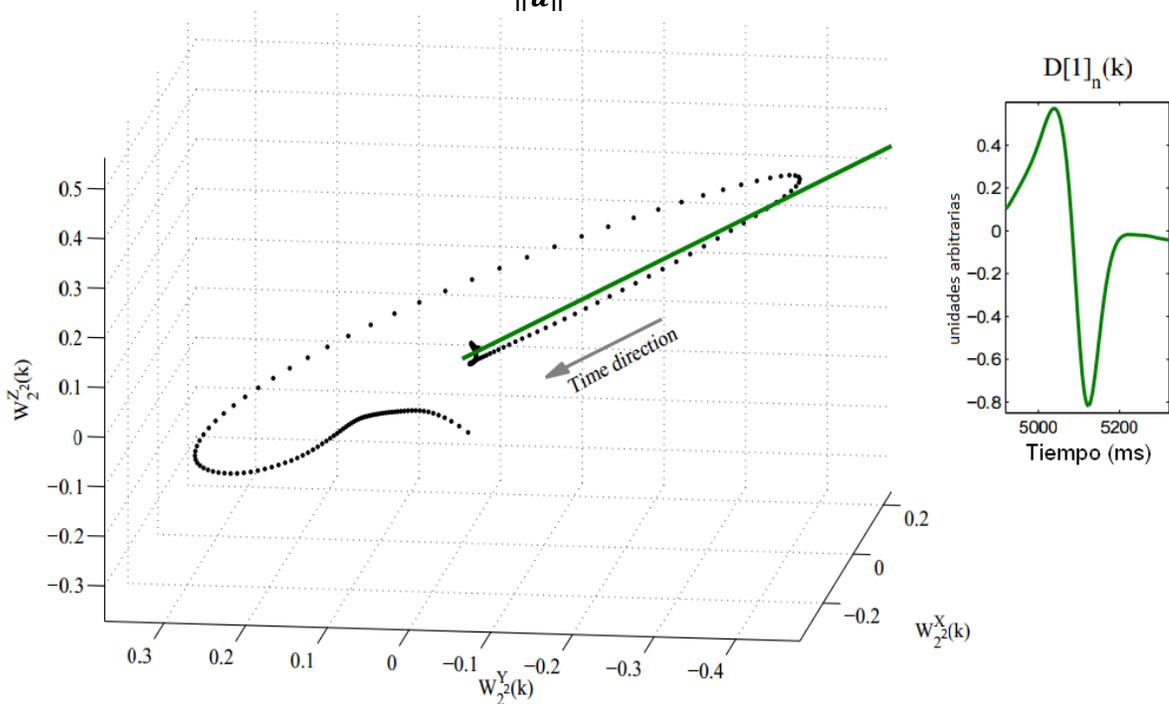


Figura 2.9. (Izquierda) Bucle espacial de la TW y la dirección principal \mathbf{u} (verde) sobre la que se proyecta el mismo. (Derecha) $D[1]_n(k)$ Nueva derivación obtenida de la proyección del bucle perteneciente al latido n en el 1er paso de la búsqueda, (Final del QRS).

El método multiderivacional implementado para la delineación de los límites de ondas está basado en una estrategia multi-paso iterativa (Figura 2.10) en la cual se busca la dirección principal \mathbf{u} sobre la que se obtiene la derivación espacial óptima para los propósitos de la delineación, es decir, la derivación con pendiente más empinada y mayor relación señal a ruido y sobre la cual se aplican las reglas de umbral del delineador uniderivacional (SL, por sus siglas en inglés). [12]

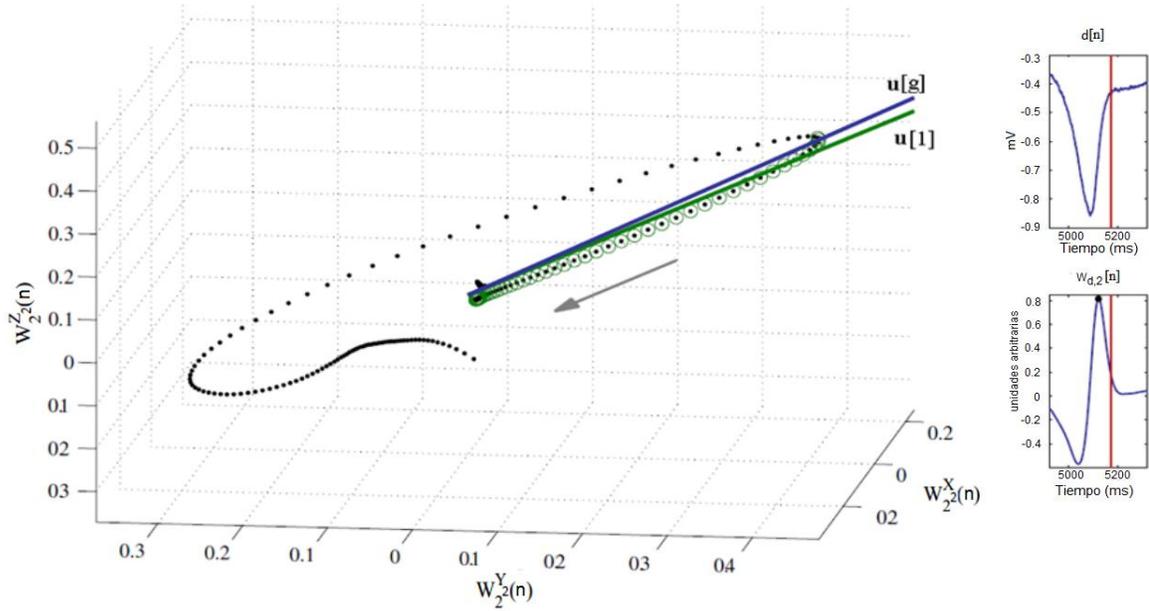


Figura 2.10. Búsqueda iterativa de la mejor dirección principal \mathbf{u} encontrada en el paso g , (Final del QRS).

En cada paso el vector \mathbf{U}_n es determinado individualmente para cada latido y límite, adaptando y actualizando la ventana w_n como una forma de incrementar la relación señal a ruido (SNR) y garantizar pendientes pronunciadas en $D_n(k)$ [13]. El objetivo es construir una nueva derivación $D_n(k)$ adecuada para la localización de los límites, utilizando los mismos criterios de detección usados en el SL. Teniendo para cada latido n y límite la siguiente secuencia:

1. Se define una ventana de tiempo w_n adecuada para encontrar la dirección principal del EHV en el límite.
2. La dirección principal de variación del EHV es estimada usando la escala 2^2 como el mejor ajuste lineal del bucle de la transformada $\mathbf{L}_{w_n}^m(k)$, $k \in w_n$, donde:

$$\mathbf{L}_{w_n}^m(k) = \left[W_{2^m}^X[k], W_{2^m}^Y[k], W_{2^m}^Z[k] \right]', k \in w \quad (2.8)$$

3. Para la localización del complejo QRS $I_{[0]}^{QRS_n}$ en el latido n^{th} (Localización del pico de la onda principal), se toma la mediana de las marcas obtenidas en las 3 derivaciones ortogonales, el intervalo de tiempo I_n es definido como:

$$I_n = \left[I_{[0]}^{QRS_{n-1}}, I_{[0]}^{QRS_{n+1}} \right] \quad (2.9)$$

4. El bucle $\mathbf{L}_{I_n}^m(k)$, correspondiente con el mismo intervalo de tiempo I_n es proyectado

de acuerdo a la ecuación (2.8), para construir la nueva señal TW derivada $D_n(k)$.

$$D_n(k) = \frac{L_{I_n}^m(k) \cdot U_n}{\|U_n\|}, k \in I_n \quad (2.10)$$

5. Se realiza la delineación SL como se describe en la sección 2.3 sobre $D_n(k)$
6. El intervalo de tiempo w_n es actualizado de acuerdo a la localización del límite brindada por el paso previo; el procedimiento es repetido en el paso 2, hasta que no se obtenga un aumento en la pendiente para $D_n(k)$ en el paso 3; en ese caso se toma la localización del límite de la iteración previa, la cual corresponde a la derivación más adecuada para la delineación.

El proceso de optimización en la búsqueda de la dirección óptima puede proporcionar cualquiera de dos vectores simétricos y consecuentemente la derivación ECG obtenida será una de las dos derivaciones simétricas posibles (con polaridades invertidas). Esto no afectará el procedimiento de delineación debido a que el sistema SL está preparado para las diferentes polaridades de las ondas ECG. [14]

Debe resaltarse además que:

- La metodología de la delineación multiderivacional no está limitada al sistema de derivaciones de Frank, sino que puede ser aplicada a cualquier sistema de 3 derivaciones ortogonales.
- Considerando bucles de WT 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.

2.3 Sistema de delineación uniderivacional (SL).

Una vez obtenida la nueva derivación a partir de realizar la proyección sobre la dirección óptima encontrada, se procede a aplicarle las reglas de umbral del delineador SL.

Por medio de la TDW y utilizando un prototipo wavelet adecuado (spline cuadrática), este método permite obtener un conjunto de señales proporcionales a la derivada del ECG sobre las cuales se realiza la delineación [15]. La TW proporciona una descripción de la señal en el dominio tiempo-escala, permitiendo la representación de sus características temporales en diferentes resoluciones de acuerdo al contenido de frecuencia como se observa en la siguiente figura:

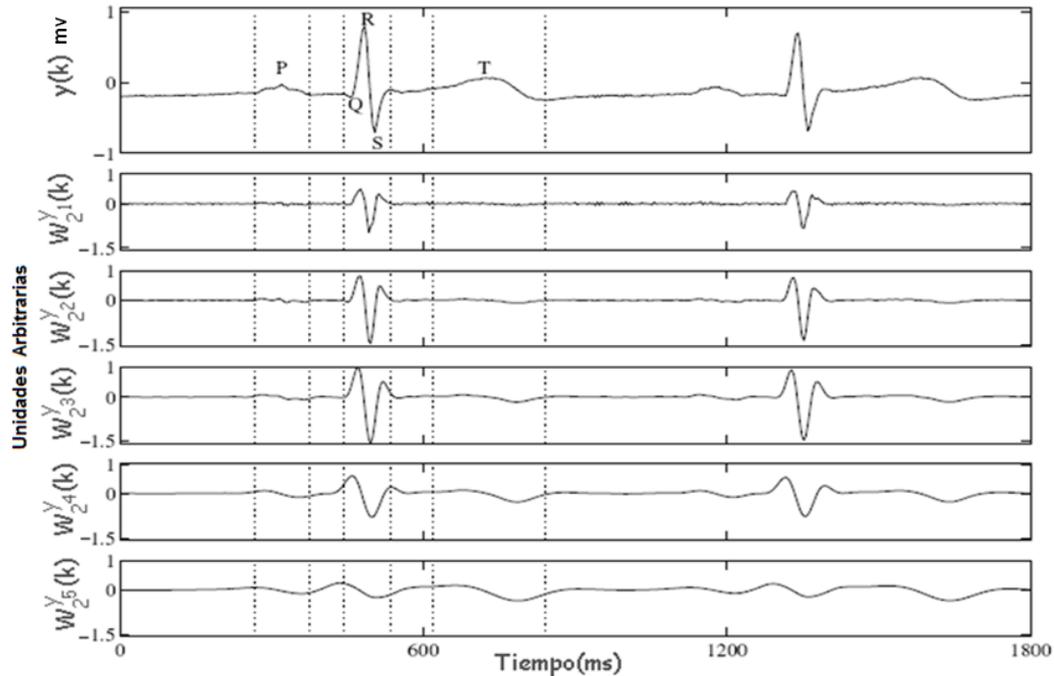


Figura 2.11. Ejemplo de las diferentes escalas de la TW para una señal de ECG.

El método de delineación uniderivacional (SL) emplea una derivación independiente para llevar a cabo la delineación a través de estrategias basadas en umbral. Los puntos significativos de las ondas del ECG se identifican en 4 pasos:

1. Detección del complejo QRS localizando la onda principal.
2. Delineación del complejo QRS localizando los picos y límites del complejo.
3. Delineación de la onda T localizando el pico y los límites de la onda (comienzo y final).
4. Delineación de la onda P localizando el pico y los límites de la onda (comienzo y final).

2.3.1 Detección del complejo QRS

Cada onda del complejo QRS se caracteriza por presentar a través de sus escalas un cruce por cero entre dos máximos locales de signos opuestos. El complejo QRS es detectado usando un algoritmo de aproximación multiescala y se corresponde con la siguiente secuencia:

1. Búsqueda a través de las escalas $a = 2^m | m = 1, 2, 3, 4$ por candidatos de módulos máximos relevantes que excedan los umbrales predefinidos correspondientes a cada escala γ_m^{QRS} .
2. Rechazar los módulos máximos tardíos o redundantes.

3. Identificar el par de módulos máximos consecutivos con polaridad opuesta que tengan las mayores amplitudes entre los candidatos (Proceso de descarte).
4. Localizar la posición del pico del QRS como el cruce por cero de $W_{2^1}^y(k)$ en el latido n, l^{QRS_n} entre el par de módulos máximos escogidos (Entre $P_{pre}^{QRS_n}$ y $P_{post}^{QRS_n}$). (Figura 3.4)

Además son tomadas otras medidas de protección, como un periodo refractario o una búsqueda hacia atrás con umbrales menores si ha transcurrido un tiempo significativo sin detectar cualquier QRS. [16]

Es importante resaltar que la onda principal del complejo QRS no tiene que ser estrictamente la onda R. [12]

Los umbrales utilizados para la búsqueda de estos módulos máximos son proporcionales al valor cuadrático medio (RMS) y se definen de la siguiente forma:

$$\gamma_m^{QRS} = RMS[W_{2^m}^y(k)] \quad \text{para } m = 1,2,3; \quad \gamma_4^{QRS} = RMS[W_{2^4}^y(k)] \quad (2.11)$$

El algoritmo de aproximación multiescala consiste en realizar una búsqueda de los módulos máximos cuyas amplitudes superen los umbrales predefinidos desde la mayor a la menor escala (Desde la escala 4 a la 1). Se escoge el mayor módulo máximo de la escala inferior que se encuentre en la vecindad del módulo máximo escogido en la escala superior (Ver figura 2.12).

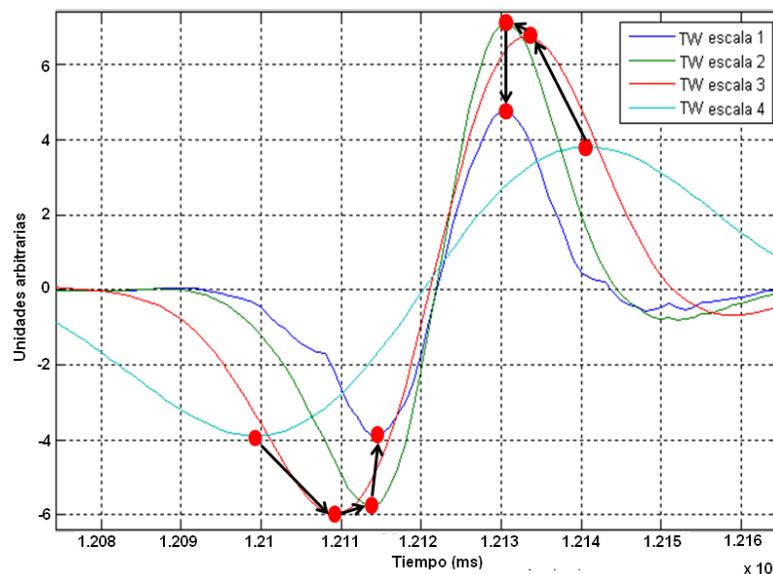


Figura 2.12. Algoritmo de aproximación multiescala.

La localización del pico del QRS corresponde entonces al primer cruce por cero de la WT en la escala 1 entre estos dos módulos. El cruce por cero se identifica por un cambio de polaridad para dos muestras consecutivas. (Ver figura 2.13)

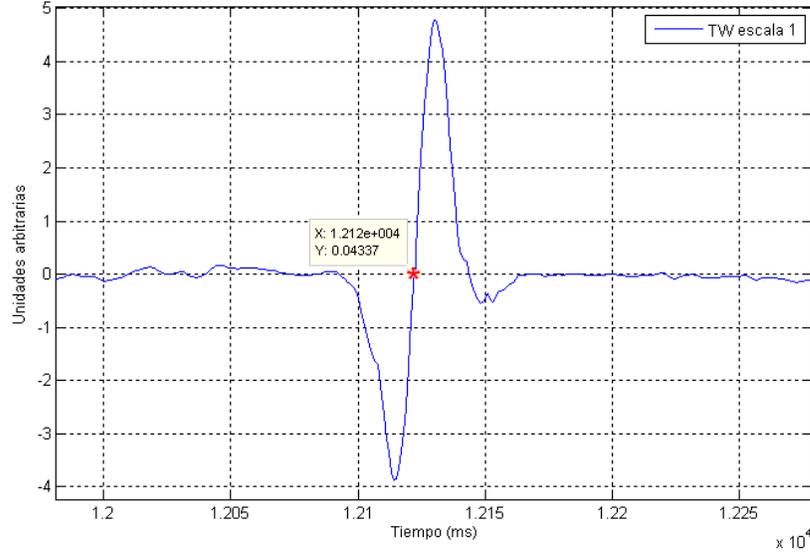


Figura 2.13. Detección del cruce por cero en la escala 1 de WT.

2.3.2 Delineación del QRS (Comienzo, final y ondas individuales)

Para la detección e identificación de las ondas individuales del QRS en cada latido el algoritmo parte de la posición dada por el detector l^{QRS_n} , el cual debe ser flanqueado por un par de módulos máximos con polaridad opuesta en la escala 2^2 , llamados $P_{pre}^{QRS_n}$ y $P_{post}^{QRS_n}$. El delineador realiza una búsqueda antes de $P_{pre}^{QRS_n}$ y después de $P_{post}^{QRS_n}$ de máximos significativos de $W_{2^2}^y(k)$ considerando otras pendientes adyacentes dentro del complejo QRS. Para considerar un máximo local como significativo, debe exceder el umbral γ_{pre}^{QRS} o γ_{post}^{QRS} respectivamente para ondas previas o subsiguientes [17]. Los umbrales usados para decidir si un módulo máximo es significativo están dados por:

$$\gamma_{pre}^{QRS} = 0.06 \text{Max}[W_{2^2}^y(k)] | k \in QRS_{W_n} \quad (2.12)$$

$$\gamma_{post}^{QRS} = 0.09 \text{Max}[W_{2^2}^y(k)] | k \in QRS_{W_n} \quad (2.13)$$

Donde QRS_{W_n} es una ventana de búsqueda relativa a la posición del QRS, definida como:

$$QRS_{W_n} = [l^{QRS_n} - 100, l^{QRS_n} + 100] \quad (2.14)$$

Los picos de onda son tomados como los cruces por cero entre pares de Módulos máximos de $W_{2^1}^y(k)$ de polaridad opuesta. Las reglas del intervalo de tiempo y los signos son incluidas para rechazar deformaciones en las ondas y deflexiones anormales en la señal ECG, ocasionada por ejemplo por la contaminación por ruido.

Los límites del complejo (comienzo y final del QRS) están localizados en la escala 2^2 , usando umbrales $\gamma^{QRS_{on}}$ y $\gamma^{QRS_{end}}$. Estos umbrales están relacionados con la amplitud del primer (first) o el último (last) módulo máximo en el complejo QRS, localizado en las muestras $k = p_f^{QRS_n}$ y $k = p_l^{QRS_n}$, esto es:

$$\gamma^{QRS_{on}} = \begin{cases} \frac{1}{20} W_{2^2}^y(p_f^{QRS_n}) & \text{si } W_{2^2}^y(k)(p_f^{QRS_n}) > 0 \\ \frac{1}{15} W_{2^2}^y(p_f^{QRS_n}) & \text{si } W_{2^2}^y(k)(p_f^{QRS_n}) < 0 \end{cases} \quad (2.15)$$

$$\gamma^{QRS_{end}} = \begin{cases} \frac{1}{8} W_{2^2}^y(p_l^{QRS_n}) & \text{si } W_{2^2}^y(k)(p_l^{QRS_n}) > 0 \\ \frac{1}{14} W_{2^2}^y(p_l^{QRS_n}) & \text{si } W_{2^2}^y(k)(p_l^{QRS_n}) < 0 \end{cases} \quad (2.16)$$

El principio (o fin) del QRS está antes (o después) de la primera (o última) pendiente significativa del QRS, la cual es asociada con un máximo de $|W_{2^2}^y(k)|$ en la muestra $k = p_f^{QRS_n}$ (para el comienzo del QRS) o $k = p_l^{QRS_n}$ (para el final de QRS). La localización del comienzo del QRS ($l^{QRS_{on}}$) es identificada seleccionando la muestra más cercana al primer pico del QRS. La localización del final del QRS ($l^{QRS_{end}}$) es identificada seleccionando la muestra más cercana al último pico del QRS) donde uno de los siguientes criterios es satisfecho:

- Se busca la muestra donde $|W_{2^2}^y(k)|$ está por debajo del umbral ($\gamma^{QRS_{on}} / \gamma^{QRS_{end}}$) relativo a la amplitud del módulo máximo $W_{2^2}^y(p_f^{QRS_n}) / W_{2^2}^y(p_l^{QRS_n})$.
- Se encuentre un mínimo local de $|W_{2^2}^y(k)|$ antes (o después) de $p_f^{QRS_n}$ o $p_l^{QRS_n}$.

2.3.3 Detección y delineación de la onda T

El proceso multiescala para la detección y delineación de la onda T es como sigue: primero definimos una ventana de búsqueda para cada latido, relativa a la posición del QRS que depende de un intervalo RR computado recursivamente [18]. Dentro de esta ventana, buscamos un máximo local de $W_{2^4}^y(k)$. Si al menos dos de ellos exceden el umbral γ_4^T se considera la presencia de una onda T. En este caso, el máximo local de la

TW con amplitud mayor que γ_4^{Tall} es considerado como la pendiente significativa de la onda, y los cruces por cero entre estos máximos locales como el pico de la onda. Dependiendo del número y la polaridad del máximo encontrado, asignamos una de seis morfologías posibles a la onda T: la positiva (+), la negativa (-), la bifásica (+ / - o - / +), sólo hacia arriba y sólo hacia abajo. Si la onda T no es encontrada en la escala 2^4 se repite el proceso sobre $W_{2^5}^y(k)$. Atendiendo a la pérdida de resolución en el tiempo en las escalas superiores, el(los) pico(s) de la onda T corresponden con cruces por cero en la escala 2^3 , si estos existen, o en la escala 2^k en la cual la onda T sea encontrada. Para identificar los límites de la onda, se utilizan los mismos criterios que para el principio y el fin del QRS, con umbrales γ_4^{Ton} y γ_4^{Tend} aplicados en la escala 2^m :

$$\gamma_4^{Ton} = 0.25W_{2^m}^y(p_f^T), \quad m = 4,5 \quad (2.17)$$

$$\gamma_4^{Tend} = 0.4W_{2^m}^y(p_l^T), \quad m = 4,5 \quad (2.18)$$

Los umbrales utilizados para la detección de la onda T y asignar su morfología son:

$$\gamma_m^T = 0.25RMS[W_{2^m}^y(k)] | l^{QRS_n} < k < l^{QRS_{n-1}} \text{ para } m = 4,5; \quad (2.19)$$

$$\gamma_m^{Tall} = 0.125RMS[W_{2^m}^y(k)] | k \in t_{w_n} \text{ para } m = 4,5; \quad (2.20)$$

Donde t_{w_n} es la ventana de búsqueda definida referida a las posiciones de los QRS vecinos y a la localización de la onda S, si existe, según la ecuación:

$$t_{w_n} = [t_{w_n}^b, t_{w_n}^e] \quad (3.21)$$

Donde:

$$t_{w_n}^b = \text{Max}\{l^{QRS_n} + 100 \text{ ms}, l^{S_n} + 50 \text{ ms}\} \quad (3.22)$$

$$t_{w_n}^e = \text{Min}\{l^{QRS_{n+1}} - 240 \text{ ms}, 0.6\text{Max}\{RR_n^{med}, 1000 \text{ ms}\}\} \quad (3.23)$$

Donde:

$$RR_n^{med} = \begin{cases} 0.8RR_{n-1}^{med} + 0.2RR(n) & \text{if } \begin{cases} RR(n) > 0.5RR_{n-1}^{med} \\ RR(n) < 0.5RR_{n-1}^{med} \end{cases} \\ RR_{n-1}^{med} & \text{, Para el resto de los valores} \end{cases} \quad (3.24)$$

2.3.4 Detección y delineación de la onda P

El algoritmo de la onda de la P es similar al algoritmo de la onda T, usando una ventana de búsqueda apropiada que depende del comienzo del QRS y el final de la onda T en el

latido previo. Para la onda P sólo cuatro morfologías diferentes son admitidas: la positiva (+), la negativa (-), y la bifásica (+ / -, - / +). [19]

Los umbrales utilizados para la detección de la onda P y asignar su morfología son:

$$\gamma_m^P = 0.02RMS[W_{2^m}^y(k)] | l^{QRSn} < k < l^{QRSn+1} \quad \text{para } m = 4,5; \quad (2.25)$$

$$\gamma_m^T = 0.125Max[W_{2^m}^y(k)] | k \in P_{wn} \quad \text{para } m = 4,5; \quad (2.26)$$

Los umbrales γ^{Pon} y γ^{Pend} para la localización de los límites son relativos a la amplitud del primer o último máximo $|W_{2^m}^y(k)|$ asociado a la onda P, localizada en las muestras $k = p_f^P$ y $k = p_i^P$.

$$\gamma_m^{Pon} = 0.5W_{2^m}^y(p_f^P), \quad m = 4,5 \quad (2.27)$$

$$\gamma_m^{Pend} = 0.9W_{2^m}^y(p_i^P), \quad m = 4,5 \quad (2.28)$$

CAPITULO 3 . PROPUESTA DEL NUEVO MÉTODO DE DELINEACIÓN PARA LOS PICOS DE ONDAS DEL ECG

Actualmente en el sistema de delineación multiderivación, las marcas de los picos de onda son obtenidas a partir del cálculo de la mediana de las marcas uniderivación correspondientes a los picos de onda obtenidos de las tres derivaciones ortogonales tal como muestra la Figura 3.1. Este método, si bien es muy sencillo, es la principal debilidad que tiene en la actualidad el sistema de delineación multiderivación debido a que tiene implícita la debilidad estadística de contar con pocas marcas para obtener la mediana. En aras de corregir esta dificultad, y aprovechando la información espacial que brinda la obtención del bucle VCG, se decidió realizar la implementación del algoritmo multiderivacional para la delineación de los picos de ondas, basado en la proyección sobre una dirección óptima.

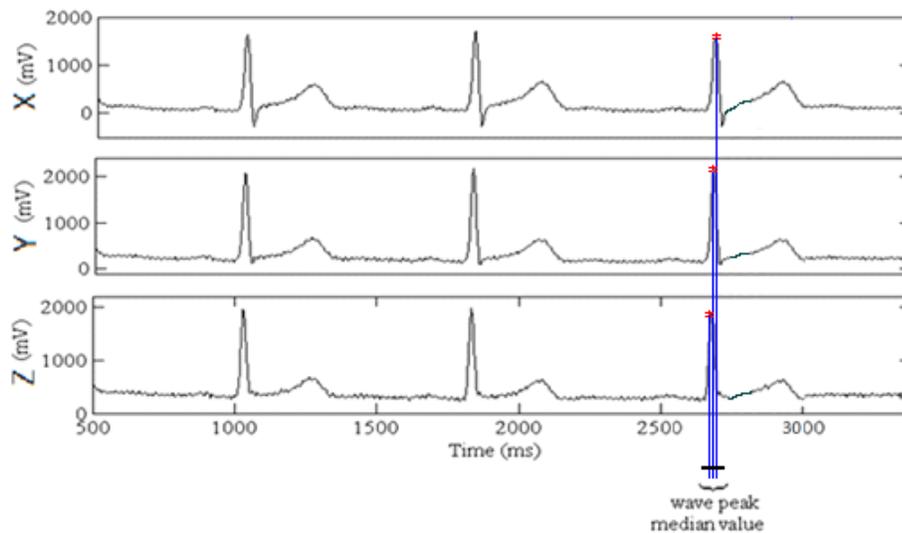


Figura 3.1. Determinación actual del pico principal del QRS a partir de las tres derivaciones ortogonales.

En este sentido, aprovechando el algoritmo multiderivación implementado para la delineación de los límites de onda, se le realizarán los cambios necesarios para adaptarlo a las características de los picos de onda. En los siguientes subíndices se describirá el

proceso de implementación de los nuevos algoritmos de delineación multiderivación para los picos de onda del ECG (Ondas del complejo QRS y la onda T).

3.1 Delineación multiderivacional del pico de la onda principal del complejo QRS

Al igual que en la gran mayoría de los delineadores automáticos de ECG, el primer paso para la delineación de las ondas del ECG es la localización del complejo QRS mediante la identificación de su onda principal. En el caso del delineador multiderivacional la localización de la onda principal del complejo QRS se determina en el bucle de la TW correspondiente a la escala 2 como se muestra en la figura 3.2. Al igual que en la delineación de los límites de onda, la dirección óptima U_n se busca mediante una estrategia multi-paso iterativa en las ventanas de tiempo más adecuadas para la marca de interés. [20]

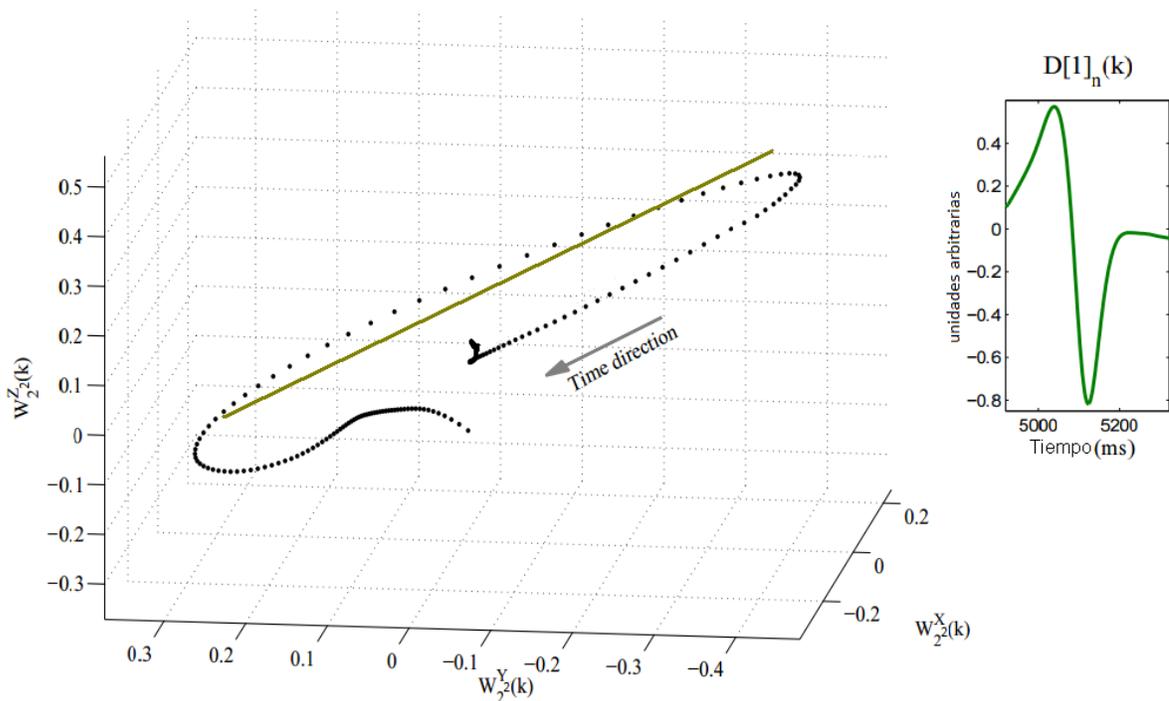


Figura 3.2 (Izquierda) Bucle espacial de la TW y la dirección principal u (verde) sobre la que se proyecta el mismo. (Derecha) $D[1]_n(k)$ Nueva derivación obtenida de la proyección del bucle perteneciente al latido n en el 1er paso de la búsqueda, (Pico de la onda principal del QRS).

3.1.1 Estrategia multi-paso iterativa

Para la localización del pico de la onda principal del QRS, resulta de interés la dirección de la variación del EHV correspondiente a la ventana de tiempo que contiene los puntos

de la parte central del bucle de la TW de la onda QRS (Figura 3.2). La estrategia multi-paso iterativa para la construcción de la nueva derivación consiste en los siguientes pasos para cada latido n :

Paso 1 – Inicialización

1. Se define la ventana inicial $R[1]_n$ como:

$$R[1]_n = \left[p_{f_{[0]on}}^{QRS_n}, p_{l_{[0]end}}^{QRS_n} \right] \quad (3.1)$$

donde:

$p_{f_{[0]on}}^{QRS_n}$ es la más temprana localización del primer módulo máximo significativo sobre las tres derivaciones ortogonales.

$p_{l_{[0]end}}^{QRS_n}$ es la más tardía localización del último módulo máximo significativo sobre las tres derivaciones ortogonales.

2. Una vez obtenida la ventana de tiempo, se procede a encontrar la dirección principal de la variación del EHV que está determinada por el vector director $U[1]_n$ correspondiente al mejor ajuste lineal del bucle de la TW $L_{R[1]_n}^2(k)$.
3. Se proyecta el bucle de la TW ($L_{I_n}^2(k)$) sobre $U[1]_n$ para construir la señal TW derivada ($D[1]_n(k)$).
4. Finalmente se obtiene el pico principal del QRS mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la nueva señal TW proyectada $D[1]_n(k)$.

Paso 2 – Iteración

A partir de la secuencia 4 del paso 1 se obtiene una nueva ventana de búsqueda sobre la cual se realiza la iteración. Este paso como su nombre lo indica será iterativo ($g \geq 2$) hasta que se encuentre la derivación proyectada que tenga las mejores características para el propósito de la delineación (figura 3.3).

1. La ventana de tiempo es actualizada de la iteración previa:

$$R[1]_n = \left[p_{f_{[g-1]on}}^{QRS_n}, p_{l_{[g-1]end}}^{QRS_n} \right] \quad (3.2)$$

donde:

$p_{f_{[g-1]on}}^{QRS_n}$ es la localización del primer módulo máximo significativo de $D[g-1]_n(k)$.

$p_{l[g-1]end}^{QRS_n}$ es la localización del último módulo máximo significativo de $D[g-1]_n(k)$.

2. La dirección $\mathbf{U}[g]_n$ es obtenida como mejor ajuste lineal del bucle $\mathbf{L}_{R[g]_n}^2(k)$.
3. Se proyecta el bucle de la TW ($\mathbf{L}_{l_n}^2(k)$) sobre $\mathbf{U}[g]_n$ para construir la señal TW derivada ($D[g]_n(k)$).
4. El pico principal del QRS se obtiene mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la proyección $D[g]_n(k)$.
5. Repetir para $g+1$, hasta que una de las siguientes condiciones se cumplan:
 - i) La marca del pico escogido en el paso g difiere menos de una muestra de la marca en el paso $g-1$.
 - ii) Se obtenga la misma localización del pico para tres pasos no consecutivos.
 - iii) Se cumplan las siguientes condiciones simultáneamente para las pendientes presentes en la señal TW proyectada:

$$\left| D[g]_n(p_{f[g]on}^{QRS_{D[g]_n}}) \right| \leq \left| D[g-1]_n(p_{f[g-1]on}^{QRS_{D[g-1]_n}}) \right| \quad (3.3)$$

$$\left| D[g]_n(p_{l[g]end}^{QRS_{D[g]_n}}) \right| \leq \left| D[g-1]_n(p_{l[g-1]end}^{QRS_{D[g-1]_n}}) \right| \quad (3.4)$$

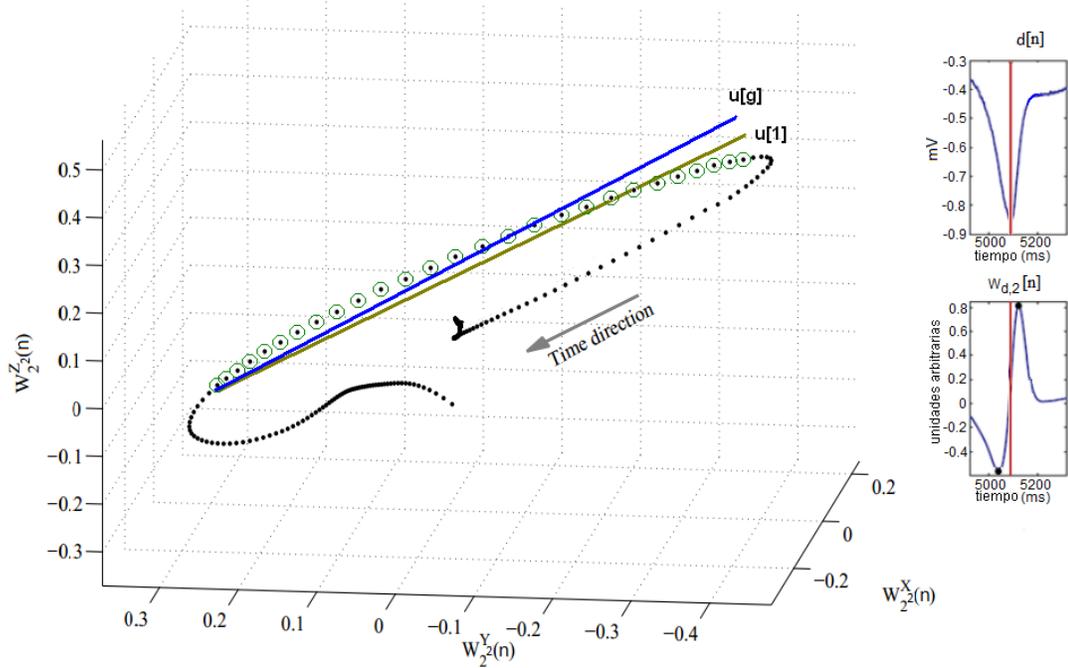


Figura 3.3. Búsqueda iterativa de la mejor dirección principal \mathbf{u} encontrada en el paso g , (Pico de la onda principal del QRS).

3.1.2 Validación de los resultados

Para comprobar la efectividad de la nueva propuesta de delineación del pico de la onda principal del QRS se hizo uso de la base de datos internacional de señales reales PTB. [15]

En esta base de datos se contaba con:

- 50 registros de control incluidos en esta base de datos.
- Cada uno contiene las 12 derivaciones estándar de ECG y las 3 derivaciones de Frank.
- Frecuencia de muestreo: 1000Hz
- Duración: Más de 30 segundos.
- No se tiene conocimiento sobre las condiciones en la que se registraron los mismos.

Debido a que esta base de datos no está marcada por un especialista se tuvo la necesidad de comparar los resultados obtenidos contra las marcas obtenidas en alguno de los métodos de delineación multiderivacional ya publicados y de buenos resultados en la delineación de los picos de onda. En este caso el método escogido fue la estrategia de selección post-procesamiento (SLR) [12], el cual es un método de una gran robustez y ampliamente usado en la actualidad.

Reglas de selección post-procesamiento en los sistemas basados en delineación SL (SLR).

El método de delineación SLR consiste en la adición de reglas de selección post-procesamiento a las marcas obtenidas con los sistemas basados en delineación SL. [9]

Para el caso de los picos de ondas la marca global consiste en la determinación de la mediana entre todas las anotaciones uniderivacionales consideradas tal y como se observa en la figura 3.4, sin embargo, la diferente orientación espacial de cada derivación permite la visibilidad de un fenómeno en una derivación antes que en otra y por tanto la mediana no es la mejor elección cuando se trata con los límites de las ondas. Estas reglas son muy robustas sobre todo en la delineación de los picos de onda, cuando se consideran conjuntos largos de anotaciones SL (por ejemplo las anotaciones adquiridas con el sistema estándar de 12 derivaciones) pero no son eficientes para registros de sólo 2 ó 3 derivaciones. Además se ha demostrado en otras publicaciones que para el caso de la delineación de los límites de onda del método multiderivacional es más preciso. [18]

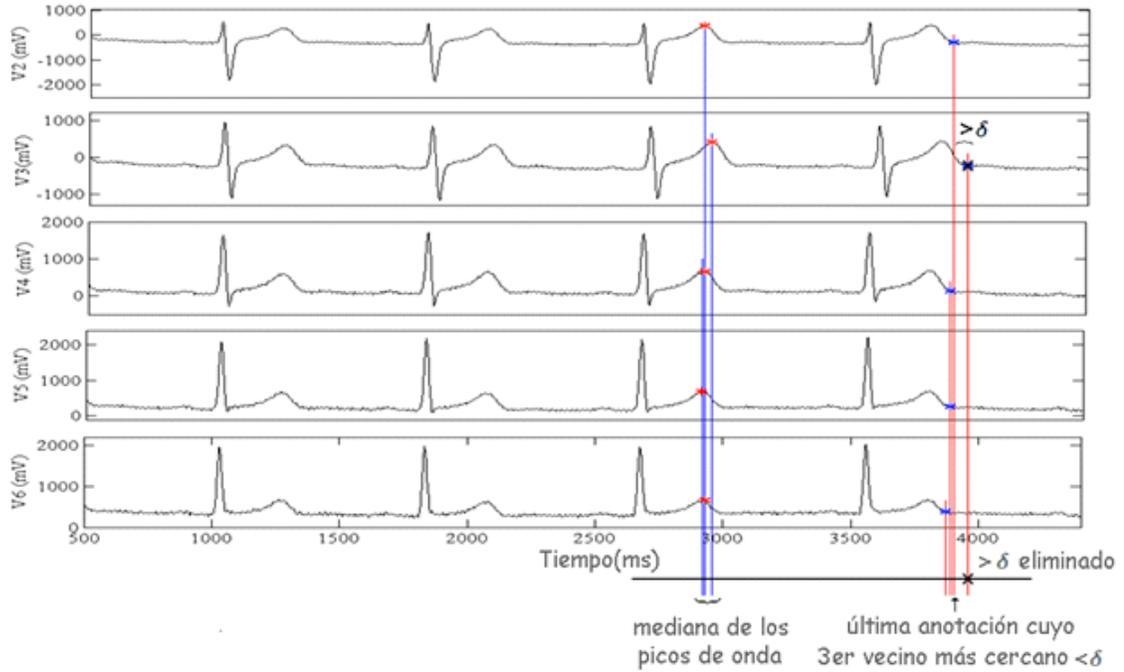


Figura 3.4. Reglas de selección post-procesamiento aplicadas a la onda T.

Una vez realizada la delineación de las señales de la base de datos PTB tanto con el método SLR como con ambos métodos multiderivacionales (el método propuesto y el basado en la mediana de las marcas SL de las tres derivaciones ortogonales) se procedió a calcular el error cometido por los métodos multiderivación tomando como referencia las marcas SLR.

Los errores se calculan de la siguiente forma:

$$E_{p_{QRS}}(l) = QRS_{SLR}(l) - QRS_p(l) \quad (3.5)$$

donde:

$E_{p_{QRS}}$ es el error cometido por el método multiderivacional en la detección del pico de la onda principal del QRS teniendo como referencia al SLR para el latido l .

QRS_{SLR} es la marca obtenida de la delineación del pico de la onda principal del QRS por medio del algoritmo SLR para el latido l .

QRS_p es la marca obtenida de la nueva propuesta de delineación multiderivacional del pico de la onda principal del QRS para el latido l .

$$E_{m_{QRS}}(l) = QRS_{SLR}(l) - QRS_m(l) \quad (3.6)$$

donde:

$E_{m_{QRS}}$ es el error cometido por el método multiderivacional a partir de la aplicación de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales en la detección del pico de la onda principal del QRS para el latido l teniendo como referencia al SLR.

QRS_{SLR} es la marca obtenida de la delineación del pico de la onda principal del QRS por medio del algoritmo SLR para el latido l .

QRS_m es la marca obtenida mediante la delineación multiderivacional para el pico de la onda principal del QRS para el latido l mediante la aplicación de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales.

En la figura 3.5 se muestran las distribuciones de los errores para ambos métodos de delineación. Observe como en el caso del método propuesto se obtienen valores de mediana cercanos a cero lo que resulta una ventaja respecto al método multiderivación con la mediana de las marcas correspondientes a las derivaciones ortogonales. Sin embargo cuando se tiene en cuenta el número de valores atípicos de ambas distribuciones se puede observar que el método propuesto aún es menos efectivo debido a que sobrepasa en más de 100 el número de *outliers*.

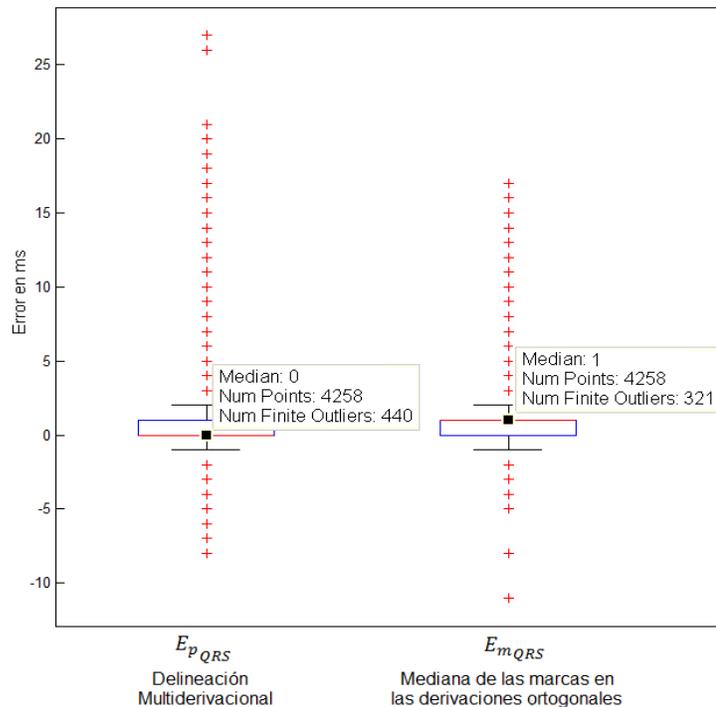


Figura 3.5. Representación de la distribución del error cometido en la detección del pico de la onda principal del QRS en cada señal, para el conjunto de todos los latidos de las 50 señales reales.

Para solucionar el elevado número de valores atípicos en los errores del delineador propuesto se procedió a implementar un grupo de reglas de protección que contribuyeran a mejorar los resultados obtenidos. A continuación se realiza la descripción de dichas reglas.

3.2 Reglas de protección aplicadas a la delineación del pico de la onda principal del QRS

Como se describió en el subtítulo 3.1.1, la delineación multiderivacional parte de la búsqueda de una ventana inicial de puntos en cada derivación ortogonal para conformar el bucle espacial sobre el cual se encuentra el vector óptimo. En las observaciones realizadas, el tamaño de esta ventana (más o menos puntos) tiene una afectación directa en la posterior decisión de la derivación proyectada más adecuada para los propósitos de la delineación. Esto se traduce en la derivación con la mayor pendiente entre módulos máximos y por lo tanto la mejor relación señal a ruido.

Debido al problema mencionado anteriormente se puede ver afectada la búsqueda del par de módulos máximos consecutivos de mayor separación entre ellos y polaridad opuesta, entre los cuales se busca el cruce por cero correspondiente al pico de la onda principal del complejo QRS (Figura 3.6):

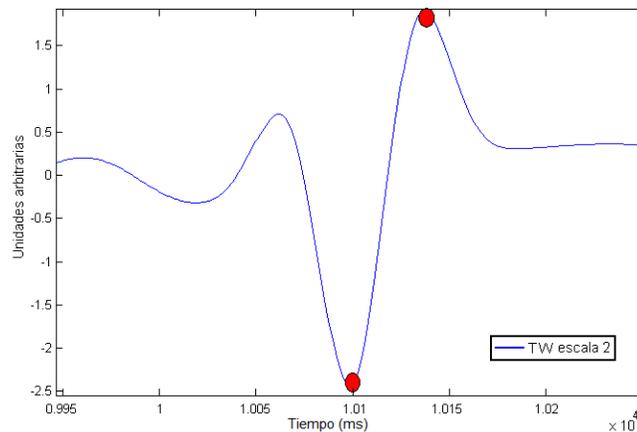


Figura 3.6. Elección de los dos módulos máximos consecutivos de polaridad opuesta entre los que se busca el cruce por cero.

La elección de estos puntos no siempre es tan evidente, para ello se realiza una búsqueda multiescala basada en umbrales predefinidos, de la mayor a la menor escala. En nuestro caso esa búsqueda comienza en la escala 4, como se había explicado en el epígrafe 2.3.1. El efecto negativo consiste en que en algunos latidos de un grupo determinado de señales, existen no 2, sino 3 módulos con amplitudes suficientemente

grandes para ser candidatos en la elección de los 2 módulos máximos a escoger finalmente para encontrar el cruce por cero, hay que tener en cuenta que con esta decisión puede estar aparejado un nivel de error significativo (Ver figura 3.7).

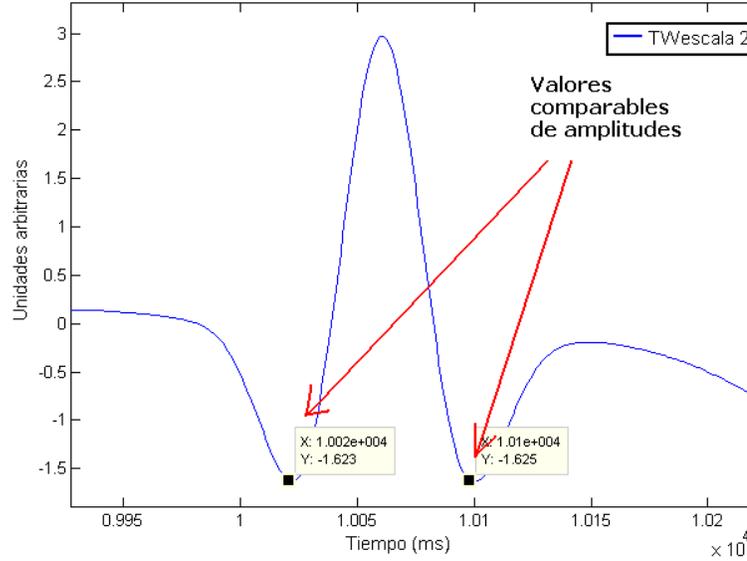


Figura 3.7. Ejemplo donde el algoritmo para la selección de los módulos máximos falla.

3.2.1 Regla de protección 1

El fenómeno anteriormente expuesto varía en dependencia del ancho de la ventana de puntos a escoger, debido a que para cada variación en la longitud de la ventana se encuentra una dirección óptima diferente. Si se proyecta en esas direcciones, se puede observar que los niveles de amplitud de las TW de la derivación proyectada difieren considerablemente. Este problema se puede resolver mediante una variación de la ventana inicial de tal forma que se obtenga el vector óptimo que tenga un mayor valor modular, con lo cual se mejora la relación señal a ruido de la señal proyectada y la detección se hace más exacta. El número de veces en que se varía la ventana, así como la cantidad de puntos a escoger dentro de esta, debe estar en dependencia de la frecuencia de muestreo de la señal. La variación consiste en ir disminuyendo la cantidad de puntos presentes en la ventana inicial. En este caso se escogió una variación (v) de hasta un 40 % de los puntos correspondientes a la ventana original (Ver figura 3.8).

Cada una de las ventanas se definen como:

Para $v = 0$ hasta $v = 20\%$ ($p_{l_{[0]end}}^{QRSn} - p_{f_{[0]on}}^{QRSn}$)

$$R[1]_{v_n} = \left[p_{f_{[0]on}}^{QRSn} + v, p_{l_{[0]end}}^{QRSn} - v \right] \quad (3.7)$$

Para cada valor de $R[1]_{v_n}$ es obtenida la dirección $U[g]_{v_n}$ como el mejor ajuste lineal del bucle $L^2_{R[g]_{v_n}}(k)$.

Se define entonces la matriz de vectores óptimos a escoger para cada valor de v como:

$$\mathbf{M}_{R[g]_n} = [\mathbf{M}_{R[g]_n} \quad \mathbf{U}[g]_{v_n}] \quad (3.8)$$

Finalmente se escoge el vector con el mayor valor modular:

$$\mathbf{U}[g]_n = \max(\text{abs}(\mathbf{M}_{R[g]_n})) \quad (3.9)$$

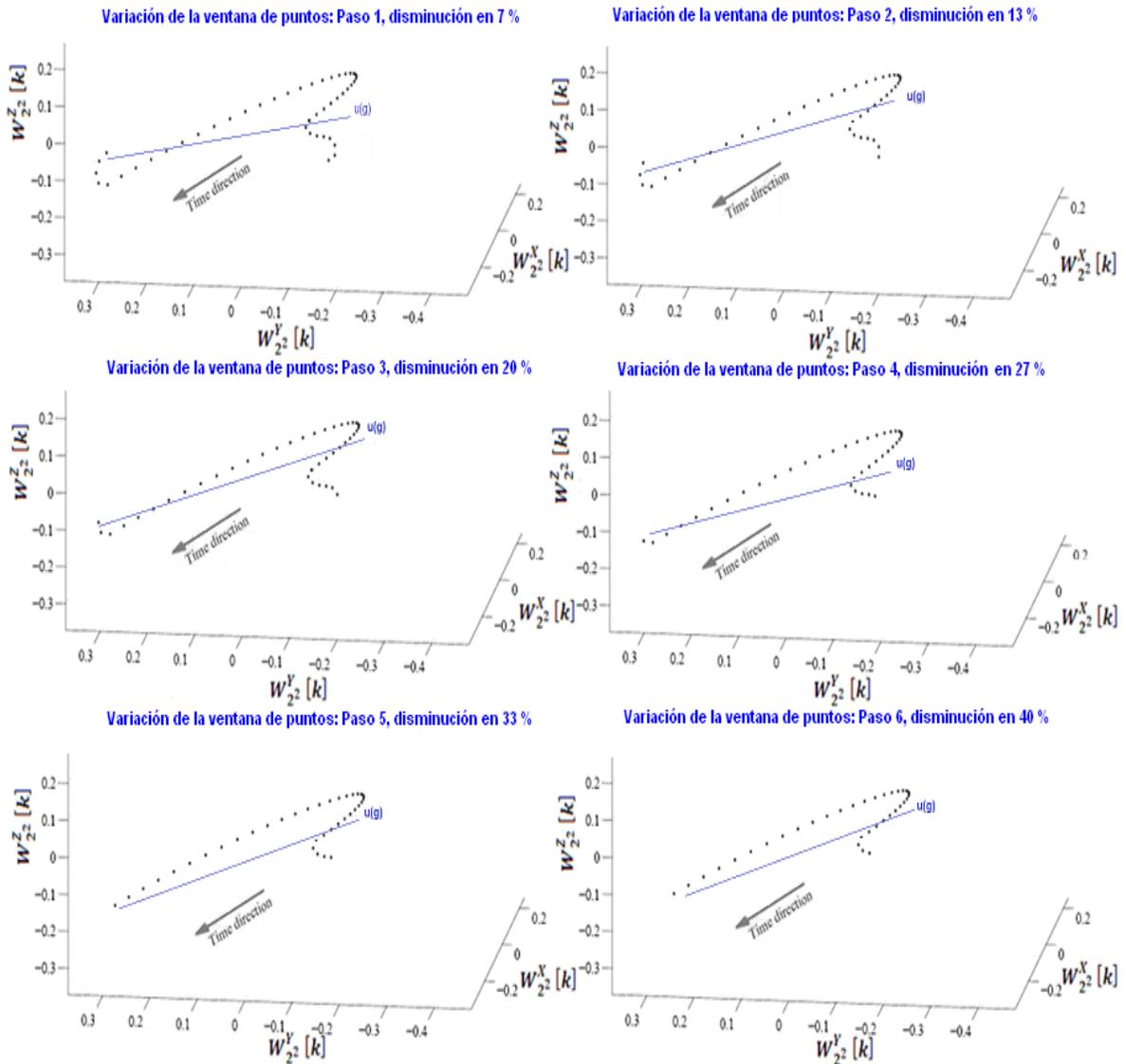


Figura 3.8. Proceso de variación de la ventana de puntos correspondiente al QRS en el bucle transformado.

En la figura 3.9 se muestra la proyección en las primeras 4 escalas del complejo QRS correspondientes a un mismo latido para cada variación de la ventana de puntos del bucle de la TW. Observe que la señal TW con mayores niveles de amplitud es la correspondiente a la dirección encontrada en el paso 3 y por tanto es la que tendrá mejor relación señal a ruido.

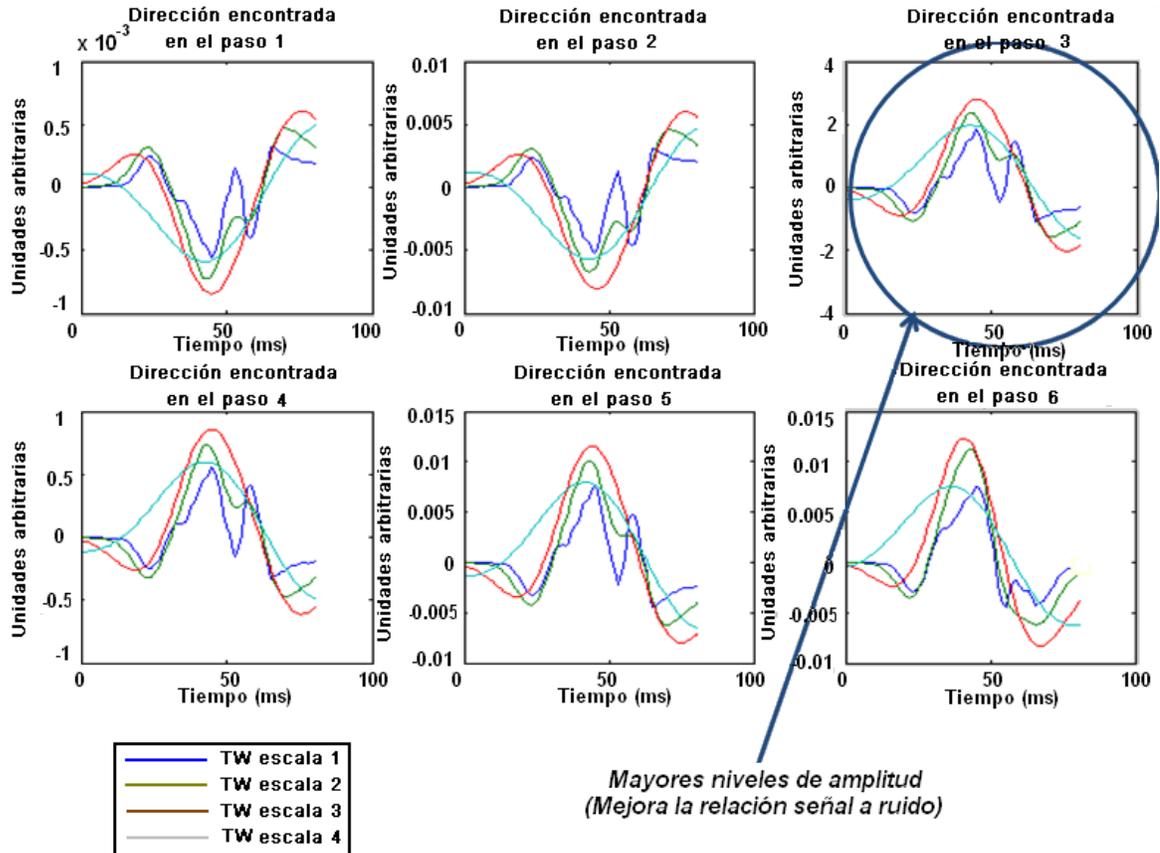


Figura 3.9. Proyecciones del bucle transformado en cada una de las direcciones encontradas para cada ancho de la ventana en un mismo latido.

En la tabla 3.1 se muestran las componentes vectoriales y el valor de amplitud modular de los vectores óptimos encontrados en cada paso de variación de la ventana inicial de puntos espaciales de la TW, observe como para el mismo ejemplo de la figura anterior se confirma el vector con mayor valor modular el correspondiente a la dirección obtenida en el en el paso 3.

Tabla 3.1. Vectores óptimos encontrados en cada paso de variación de la ventana inicial de puntos espaciales de la TW y su correspondiente valor de amplitud modular.

Vectores	Dirección 1	Dirección 2	Dirección 3	Dirección 4	Dirección 5	Dirección 6
Componente X	0.0311	0.3115	-106.2804	-31.8030	-0.4137	-0.2892
Componente Y	0.0120	0.1262	-41.3680	-11.7858	-0.1412	-0.0028
Componente Z	-0.0356	-0.1080	38.9126	12.2757	0.1757	0.2391
Amplitud	0.0356	0.3530	120.5032	36.0698	0.411	0.3753

Para tener una mejor idea de cuánto difieren la amplitud de las señales TW proyectadas en dependencia del valor modular de las direcciones óptimas, en la figura 3.10 se superponen las dos proyecciones de mayor nivel de amplitud encontradas para un latido específico, utilizando los vectores encontrados con mayor valor modular. Véase además como se resuelve la indecisión en la elección del par de módulos máximos de mayor amplitud en la proyección correspondiente a la dirección 3.

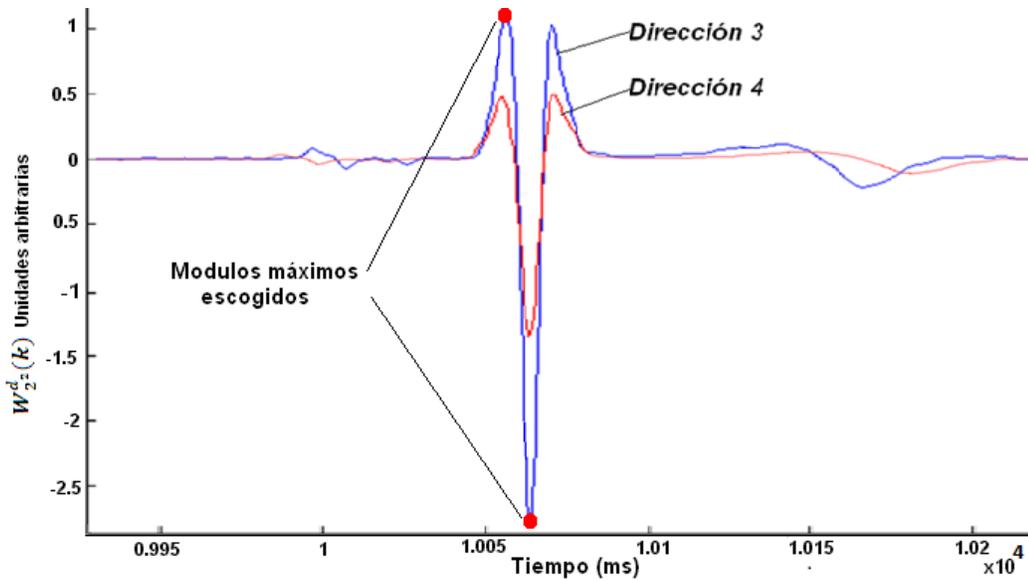


Figura 3.10. Proyecciones utilizando los vectores encontrados para cada variación de la ventana.

3.2.2 Regla de protección 2

Para la elección de los módulos máximos entre los que se detecta el cruce por cero correspondiente al pico de la onda principal del QRS, una vez encontrados los candidatos relevantes a través de las escalas $a = 2^m | m = 1, 2, 3, 4$ (algoritmo de aproximación multiescala del epígrafe 2.3.1), se realiza un proceso de descarte para reducir a 2 los módulos máximos consecutivos de mayor amplitud y polaridad opuesta en cada latido.

Anteriormente este proceso de descarte se desarrollaba utilizando una sola escala, esto conllevaba a errores, debido a que puede ofrecer resultados diferentes en dependencia de la escala sobre la que se realiza. Al seleccionar el par de módulos máximos en todas las escalas luego de realizado el descarte, si se garantiza que el par de módulos máximos seleccionado se repita en una mayor cantidad de escalas, entonces el error cometido en la delineación tiende a ser menor. Al usar 3 escalas para realizar el descarte se deben tomar los valores que se repitan en al menos 2 escalas distintas. Observe un ejemplo de lo anterior en la figura 3.11. En este caso coinciden los pares de módulos máximos escogidos en las escalas 2 y 3 por lo que son los que se toman como correctos.

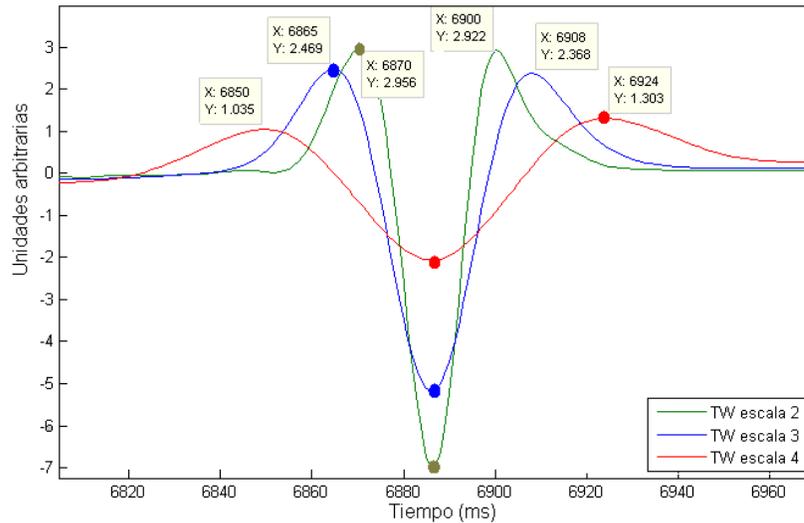


Figura 3.11. Elección de los módulos máximos realizando el descarte en cada escala.

3.2.3 Regla de protección 3

Otro de los problemas es en el momento de detectar mediante las reglas SL el pico de la onda, según el algoritmo anteriormente implementado, este se toma como el primer cruce por cero entre los dos módulos máximos consecutivos de polaridad opuesta en la escala 1 (Figura 3.12).

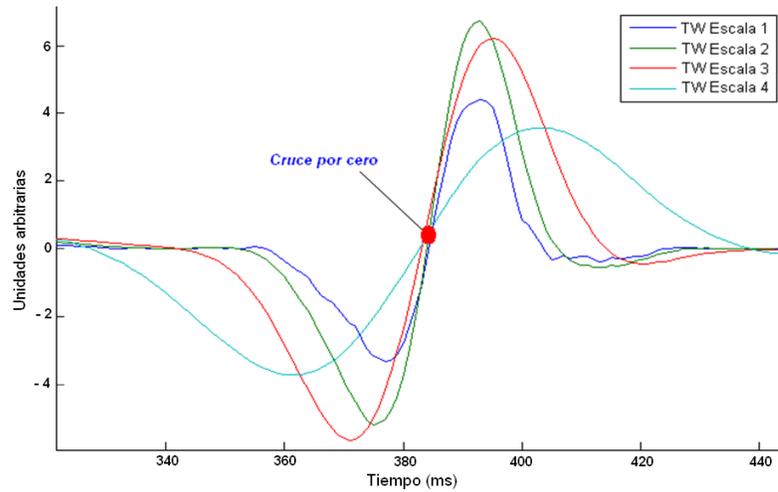


Figura 3.12. Elección del cruce por cero, caso coincidente para todas las escalas

En la mayoría de los casos este valor coincide con el cruce por cero en las escalas superiores como es mostrado en la figura anterior. No obstante esto no siempre se cumple debido a que por afectaciones de ruido en alguna de las escalas pueden aparecer componentes de frecuencias diferentes a la frecuencia de la onda en cuestión. Un ejemplo de esto se observa en la figura 3.13 donde la escala 1 es afectada por ruido lo que provoca que aparezcan mayor cantidad de cruces por cero entre el par de módulos máximos escogidos en la regla de protección 2. Debido a que la detección del cruce por cero correspondiente al pico de la onda principal del complejo QRS se realiza en la escala 1 esto provocará una incertidumbre sobre cuál de ellos escoger.

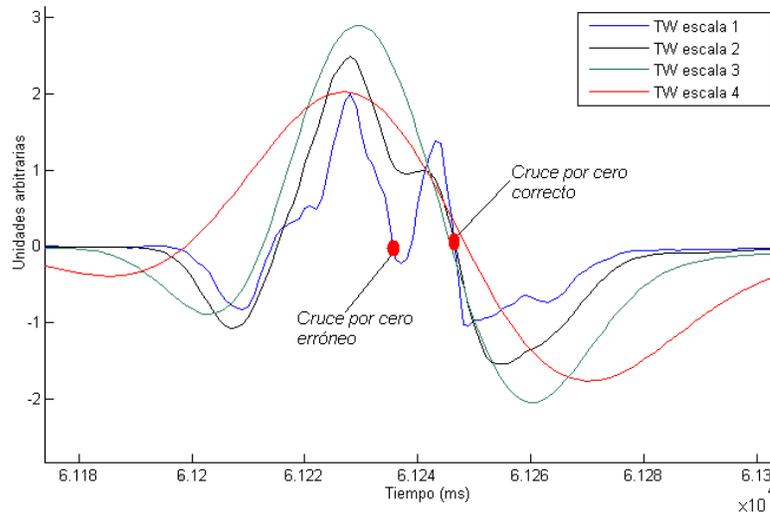


Figura 3.13. Elección del cruce por cero, caso divergente.

Para resolver esta incertidumbre se adiciona la tercera regla de protección, la cual consiste en verificar si la marca correspondiente al cruce por cero se repite en al menos

una escala. En este caso se toma la escala dos determinando como margen de diferencia no mayor de 3 muestras. Si esto no ocurre entonces el valor se debe determinar como incorrecto, lo que se traduce en obviar la detección en la escala 1 y utilizar la escala 2.

3.2.4 Validación de los resultados luego de aplicadas las reglas de protección

Una vez implementadas las reglas de protección se procede nuevamente a realizar la delineación del pico de la onda principal del complejo QRS y se comparan los resultados con los obtenidos en el epígrafe 3.1.2.

En la figura 3.14 se pueden observar las distribuciones de los errores para cada uno de los algoritmos de delineación del pico de la onda principal del complejo QRS. Tal y como era previsto luego de la implementación de las reglas se logró la disminución del número de *outliers* en los errores en más de 150 respecto al método propuesto con anterioridad y en más de 60 respecto al método de la mediana de las marcas correspondientes a las derivaciones ortogonales. Todo esto manteniendo los valores de mediana de la distribución en cero.

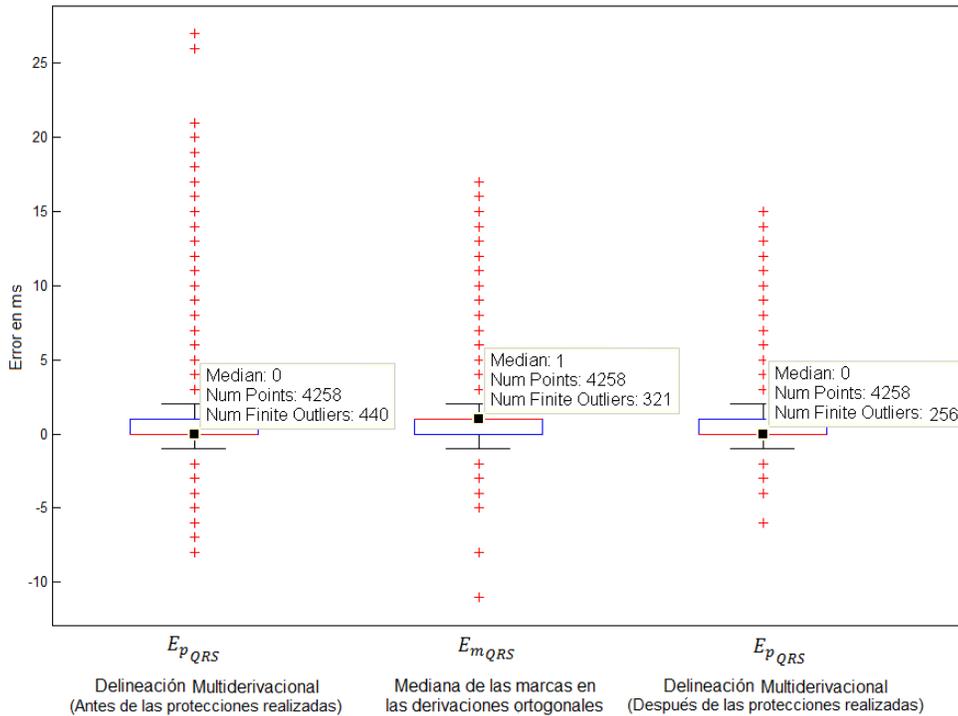


Figura 3.14. Representación de la distribución del error cometido en la detección de la onda principal del QRS en cada latido, para un conjunto de 50 señales reales, luego de implementadas las protecciones a la delineación.

Prueba de hipótesis

Con la ayuda de la función *ttest* del Matlab se realizó un test de hipótesis sobre los errores cometidos por los diferentes delineadores. Esta función devuelve un valor booleano (0 ó 1), el valor 1 significa que se rechaza la hipótesis nula, si por el contrario esta función devuelve el valor de 0 significa que ha habido una equivocación al rechazar H_0 . El nivel de significancia está relacionado con el grado de certidumbre requerido para rechazar la hipótesis nula a favor de la alternativa, el nivel de significancia estadístico que se utilizó es del 5%.

Debido a que las distribuciones de los errores observadas en la figura 3.14 tienen el 75% de los valores entre cero y un ms se determinó aplicar el test estadístico para las hipótesis alrededor de 1, por lo que estas quedarían:

Hipótesis nula, que es la que queremos rechazar: $H_0 : \mu > 1$ (Esto significa que el error cometido supera el valor de 1 ms).

Hipótesis alternativa: $H_1 : \mu \leq 1$ (Esto significa que el error cometido es menor o igual a 1 ms).

Como variable y se le introduce a la función: $y = \text{ones}(\text{length}(E_{p_{QRS}}), 1)$ (y se conforma como un vector de valor 1 y tantas filas como muestras del error). Esta será la muestra que toma como referencia la función estadística.

Como variable de entrada x se toma: $x = E_{p_{QRS}}$ (x toma el valor de los errores cometidos por la nueva propuesta de delineación multiderivacional luego de introducidas las reglas de protección)

Luego el test de hipótesis quedaría:

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

```
h = 1          p = 9.4592e-260
```

Demostrando que se rechaza hipótesis nula planteada y aceptando la hipótesis de que el error cometido por la nueva propuesta de delineación multiderivacional para el pico de la onda principal del QRS luego de que se introducen las reglas de protección es menor o igual al 1 ms.

Para verificar si existe alguna mejora estadística respecto a la propuesta sin las reglas y a la aplicación de la mediana de las marcas ortogonales se realizó el mismo test de hipótesis para los errores cometidos por estos métodos.

Cálculo de hipótesis para el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales:

Para $x=E_{m_{QRS}}$ (x toma el valor de los errores cometidos por el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales)

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

```
h = 0          p = 1
```

En este caso no se puede rechazar la hipótesis nula por lo que el error cometido con el método de la mediana de las marcas ortogonales es mayor a 1 ms. El mismo resultado se obtiene para los errores cometidos por la nueva propuesta de delineación sin la inclusión de las reglas de protección.

En vista de poder establecer una comparación entre los dos métodos se decidió calcular nuevamente la hipótesis estadística para el caso del método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales, esta vez comparando con un error de 2 ms, teniendo como:

Hipótesis nula, que es la que queremos rechazar: $H_0 : \mu > 2$ (Esto significa que el error cometido supera el valor de 2 ms).

Hipótesis alternativa: $H_1 : \mu \leq 2$ (Esto significa que el error cometido es menor o igual a 2 ms).

O sea: $y=2*\text{ones}(\text{length}(E_{m_{QRS}}),1)$ (y se conforma como una matriz unidimensional de valor 2).

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

```
h = 1          p = 3.0398e-132
```

En este caso se puede rechazar la hipótesis nula por lo que se acepta que el error cometido por del método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales es menor o igual al 2 ms. En el caso de la nueva propuesta sin la inclusión de las reglas de protección también se obtienen los mismos resultados.

Luego entonces se comprueba que con la introducción de reglas de protección a la delineación multiderivacional de pico de la onda principal del QRS se disminuye el error cometido, teniendo como referencia al delineador SLR, en un 1 ms. Este resultado podría no parecer significativo pero en el ámbito de la cardiología mientras más exactos sean los métodos de delineación, se podrán obtener sistemas de apoyo al diagnóstico más eficientes y por lo tanto se disminuye la ventana terapéutica con lo que se mejora la calidad de vida de los pacientes.

3.3 Delineación multiderivacional de los picos de las ondas Q y S

Una vez realizada la delineación multiderivacional de la onda principal del complejo QRS se procede a la detección de los picos de las ondas Q y S. Para establecer la ventana de puntos espaciales que se necesita para buscar la dirección óptima en el bucle transformado, en el caso de la onda principal del complejo, se escogía como punto inicial la marca más temprana del inicio del QRS y como fin la marca más tardía del final del QRS en las tres derivaciones ortogonales. Para la elección de los intervalos utilizados en la delineación de las ondas Q y S se toman en cuenta estas marcas, además del pico de la onda principal del QRS, que debe haber sido delineado anteriormente (Figura 3.15). O sea que para la localización de la onda Q se toma el intervalo desde la marca más temprana del complejo hasta la marca correspondiente al pico de la onda principal y para la onda S se toma el intervalo desde el pico de la onda principal hasta la marca más tardía del complejo.

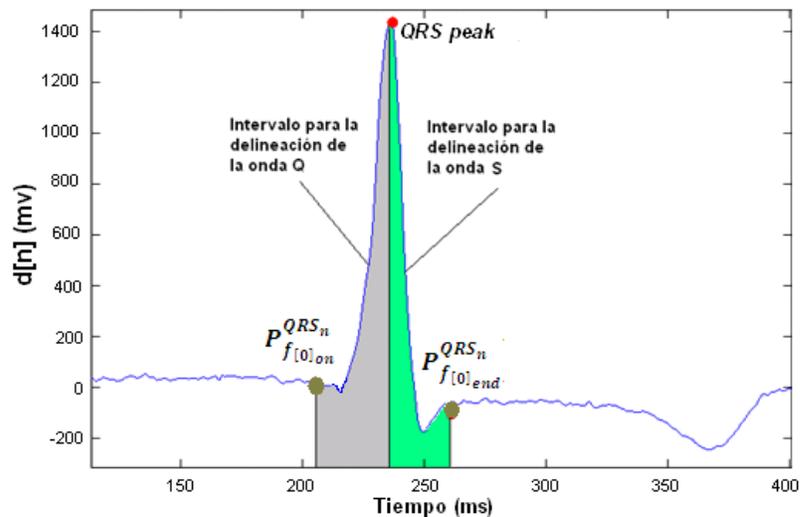


Figura 3.15. Elección del intervalo inicial para la búsqueda de la dirección de proyección óptima correspondiente a las ondas Q y S.

3.3.1 Onda Q

Para la localización del pico de la onda Q la estrategia multi-paso iterativa para la construcción de la nueva derivación consiste de los siguientes pasos, para cada latido n:

Paso 1 – Inicialización

En este paso se escoge la ventana de puntos a partir de la cual se creará el bucle de la TW que contiene los puntos correspondientes a la onda Q.

La secuencia de este primer paso de inicialización sería entonces:

1. Se define la ventana inicial $Q[1]_n$ como:

$$Q[1]_n = \left[p_{f_{[0]on}}^{QRS_n}, p_{peak}^{QRS_n} \right] \quad (3.10)$$

donde:

$p_{f_{[0]on}}^{QRS_n}$ es la más temprana localización del primer módulo máximo significativo sobre las tres derivaciones ortogonales.

$p_{peak}^{QRS_n}$ es la posición del pico de la onda principal del QRS, obtenida previamente en la delineación multiderivacional.

2. Una vez obtenida la ventana de tiempo se procede a encontrar la dirección principal de la variación del EHV que está determinada por el vector director $U[1]_n$ correspondiente al mejor ajuste lineal del bucle de la TW $L_{Q[1]_n}^2(k)$.
3. Se proyecta el bucle de la TW ($L_n^2(k)$) sobre $U[1]_n$ para construir la señal TW derivada ($D[1]_n(k)$).
4. Finalmente se obtiene el pico de la onda Q mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la nueva señal TW proyectada $D[1]_n(k)$.

Paso 2 – Iteración

A partir de la secuencia 4 del paso 1 se obtiene una nueva ventana de búsqueda sobre la cual se realiza la iteración. Este paso como su nombre lo indica será iterativo ($g \geq 2$) hasta que se encuentre la derivación proyectada que tenga las mejores características para el propósito de la delineación

1. La ventana de tiempo es actualizada de la iteración previa:

$$Q[1]_n = \left[p_{f_{[g-1]on}}^{QRS_n}, p_{peak}^{QRS_n} \right] \quad (3.11)$$

donde:

$p_{f_{[g-1]_{on}}}^{QRS_n}$ es localización del primer módulo máximo significativo de $D[g-1]_n(k)$.

$p_{peak}^{QRS_n}$ es la posición del pico de la onda principal del QRS, obtenida previamente en la delineación multiderivacional.

2. La dirección $U[g]_n$ es obtenida como mejor ajuste lineal del bucle $L_{Q[g]_n}^2(k)$.
3. Se proyecta el bucle de la TW ($L_{I_n}^2(k)$) sobre $U[g]_n$ para construir la señal TW derivada ($D[g]_n(k)$).
4. El pico de la onda Q se obtiene mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la proyección $D[g]_n(k)$.
5. Repetir para $g+1$, hasta que una de las siguientes condiciones se cumplan:
 - i) La marca del pico escogido en el paso g difiere menos de una muestra de la marca en el paso $g-1$.
 - ii) Se obtenga la misma localización del pico para tres pasos no consecutivos.
 - iii) Se cumpla las siguiente condición para la pendiente presente en la señal TW proyectada:

$$\left| D[g]_n(p_{f_{[g]_{on}}}^{QRS_{D[g]_n}}) \right| \leq \left| D[g-1]_n(p_{f_{[g-1]_{on}}}^{QRS_{D[g-1]_n}}) \right| \quad (3.12)$$

Aplicación de la estrategia SL a la nueva proyección:

Una vez obtenida la nueva señal TW proyectada, teniendo como referencia la posición del pico de la onda principal del QRS se realiza una búsqueda hacia atrás de los pares de módulos máximos con polaridad opuesta presentes en la vecindad de este. En dependencia de las magnitudes de estos módulos y si sus amplitudes superan determinados umbrales predefinidos y que dependen de la amplitud de la onda principal del QRS, así como de su polaridad, entonces se decide definir o no, la posición de la onda Q, que corresponderá con un cruce por cero entre el par de módulos máximos encontrados en la escala 1 de la TW (figura 3.16). [12]

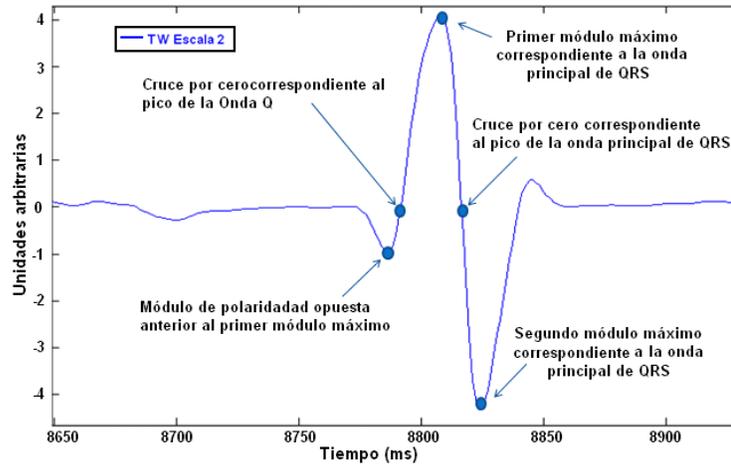


Figura 3.16. Aplicación de las técnicas SL a la nueva proyección en la detección del pico de la onda Q.

En señales reales (afectas por ruido), se observa que la detección de la onda Q se dificulta bastante, como resultado, en un gran conjunto de casos esta onda no se logra definir por los métodos uniderivacionales en dependencia de la derivación escogida, esto además afectaría al delineador SLR debido a que debe contar con un número determinado de marcas para su correcto funcionamiento. Sin embargo, mediante la implementación del algoritmo multiderivacional se logra una mejor detección, siendo minoría los casos en los que no se define la onda. Del análisis realizado al conjunto de 50 señales correspondientes a la base de datos PTB, solo en 4 señales se obtuvieron resultados con el delineador SLR. Esto es debido a que esta onda dependiendo de la morfología del QRS según la derivación escogida de las 12 estándar no siempre aparece. En el caso del sistema de derivaciones de Frank, sucede de forma similar, sin embargo la onda tiende a aparecer con mayor frecuencia en la derivación Z. De esta forma al realizar la proyección sobre el bucle espacial por lo general se obtiene una morfología donde esta puede ser encontrada con mayor facilidad.

Debido a lo anteriormente explicado, a pesar de que mediante el delineador multiderivacional se obtienen las marcas correspondientes al pico de esta onda, no se cuenta con una referencia confiable como punto de comparación debido a que el sistema SLR por lo general no brinda valores de esta marca en la base de datos escogida para este estudio. Como recomendación se debe proseguir en el estudio de otros métodos de delineación multiderivación que sirvan como referencia de comparación para su detección o lograr el marcado de esta base de datos por un especialista.

3.3.2 Onda S

Para la localización del pico de la onda S la estrategia multi-paso iterativa para la construcción de la nueva derivación consiste de los siguientes pasos, para cada latido n:

Paso 1 – Inicialización

En este paso se escoge la ventana de puntos a partir de la cual se creará el bucle de la TW que contiene los puntos correspondientes a la onda S.

La secuencia de este primer paso de inicialización sería entonces:

1. Se define la ventana inicial $S[1]_n$ como:

$$S[1]_n = \left[p_{peak}^{QRS_n}, p_{l_{[0]}end}^{QRS_n} \right] \quad (3.13)$$

donde:

$p_{peak}^{QRS_n}$ es la posición del pico de la onda principal del QRS, obtenida previamente en la delineación multiderivacional.

$p_{l_{[0]}end}^{QRS_n}$ es la más tardía localización del último módulo máximo significativo sobre las tres derivaciones ortogonales.

2. Una vez obtenida la ventana de tiempo se procede a encontrar la dirección principal de la variación del EHV que está determinada por el vector director $U[1]_n$ correspondiente al mejor ajuste lineal del bucle de la TW $L_{S[1]_n}^2(k)$.
3. Se proyecta el bucle de la TW ($L_{I_n}^2(k)$) sobre $U[1]_n$ para construir la señal TW derivada ($D[1]_n(k)$).
4. Finalmente se obtiene el pico de la onda S mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la nueva señal TW proyectada $D[1]_n(k)$.

Paso 2 – Iteración

A partir de la secuencia 4 del paso 1 se obtiene una nueva ventana de búsqueda sobre la cual se realiza la iteración. Este paso como su nombre lo indica será iterativo ($g \geq 2$) hasta que se encuentre la derivación proyectada que tenga las mejores características para el propósito de la delineación

1. La ventana de tiempo es actualizada de la iteración previa:

$$S[1]_n = \left[p_{peak}^{QRS_n}, p_{l_{[g-1]}end}^{QRS_n} \right] \quad (3.14)$$

donde:

$p_{peak}^{QRS_n}$ es la posición del pico de la onda principal del QRS, obtenida previamente en la delineación multiderivacional.

$p_{l_{[g-1]end}^{QRS_n}}$ Localización del último módulo máximo significativo de $D[g-1]_n(k)$.

2. La dirección $U[g]_n$ es obtenida como mejor ajuste lineal del bucle $L_{S[g]_n}^2(k)$.
3. Se proyecta el bucle de la TW ($L_{I_n}^2(k)$) sobre $U[g]_n$ para construir la señal TW derivada ($D[g]_n(k)$).
4. El pico de la onda S se obtiene mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la proyección $D[g]_n(k)$.
5. Repetir para $g+1$, hasta que una de las siguientes condiciones se cumplan:
 - i) La marca del pico escogido en el paso g difiere menos de una muestra de la marca en el paso $g-1$.
 - ii) Se obtenga la misma localización del pico para tres pasos no consecutivos.
 - iii) Se cumpla las siguiente condición para la pendiente presente en la señal TW proyectada:

$$\left| D[g]_n(p_{l_{[g]end}^{QRS_{D[g]_n}}}) \right| \leq \left| D[g-1]_n(p_{l_{[g-1]end}^{QRS_{D[g-1]_n}}}) \right| \quad (3.15)$$

Aplicación de la estrategia SL a la nueva proyección:

Una vez obtenida la nueva señal TW proyectada, teniendo como referencia la posición del pico de la onda principal del QRS se realiza una búsqueda hacia adelante de los pares de módulos máximos con polaridad opuesta presentes en la vecindad de este. En dependencia de las magnitudes de estos módulos y si sus amplitudes superan determinados umbrales predefinidos y que dependen de la amplitud de la onda principal del QRS, así como de su polaridad, entonces se decide definir o no, la posición de la onda S, que corresponderá con un cruce por cero entre el par de módulos máximos encontrados en la escala 1 de la TW (figura 3.17). [12]

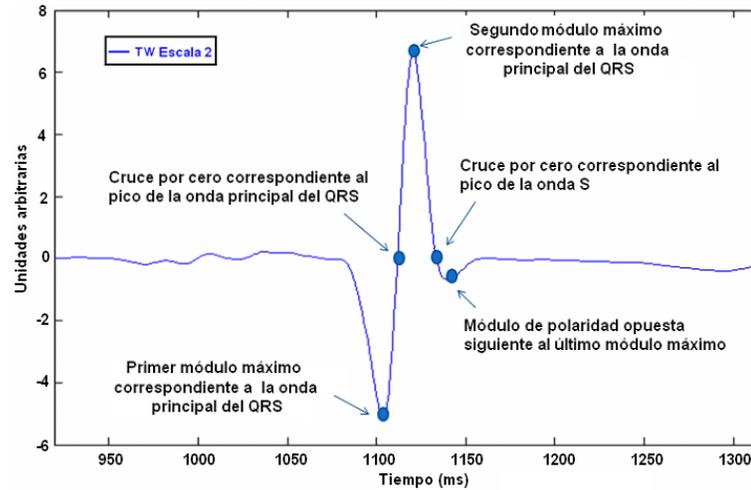


Figura 3.17. Aplicación de la estrategia SL a la nueva proyección en la detección del pico de la onda S.

En vista de mejorar los resultados obtenidos por el método propuesto en la delineación de la onda S, se decidió realizar la implementación de las reglas de protección número 1 y 2 explicadas en el epígrafe 3.2. En el caso de la regla número 1, se realiza la variación de la ventana inicial de puntos espaciales hasta un 50% de su longitud, debido a que el intervalo escogido para la delineación de esta onda es un poco menor y se deben garantizar suficientes iteraciones para encontrar el vector óptimo con mayor valor modular, el cual determina la derivación proyectada con mayores niveles de amplitud.

3.3.3 Validación de los resultados

En señales reales la detección de la onda S mediante el delineador SLR, no se dificulta tanto como para la onda Q, por lo que para esta onda sí se cuenta con una referencia de comparación para el nuevo método propuesto. Al igual que para el pico de la onda principal del complejo QRS se calcula el error cometido por el nuevo algoritmo de delineación de la onda S tomando como referencia las marcas obtenidas con el delineador SLR y se comparan los resultados con los obtenidos con la aplicación de la mediana a las marcas del pico de la onda S de las tres derivaciones ortogonales.

Una vez realizada la delineación de las señales de la base de datos PTB tanto con el método SLR como con ambos métodos multiderivacionales (el método propuesto y el basado en la mediana de las marcas SL de las tres derivaciones ortogonales) se procedió a calcular el error cometido en la delineación de la onda S por los métodos multiderivación tomando como referencia las marcas SLR.

Los errores se calculan de la siguiente forma:

$$E_{p_S}(l) = S_{SLR}(l) - S_p(l) \quad (3.16)$$

donde:

E_{p_S} es el error cometido por el método multiderivacional en la detección del pico de la onda S teniendo como referencia al SLR para el latido l .

S_{SLR} es la marca obtenida de la delineación del pico de la onda S por medio del algoritmo SLR para el latido l .

S_p es la marca obtenida de la nueva propuesta de delineación multiderivacional del pico de la onda S para el latido l .

$$E_{m_S}(l) = S_{SLR}(l) - S_m(l) \quad (3.17)$$

donde:

E_{m_S} es el error cometido por el método multiderivacional a partir de la aplicación de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales en la detección del pico de la onda S para el latido l teniendo como referencia al SLR.

S_{SLR} es la marca obtenida de la delineación del pico de la onda S por medio del algoritmo SLR para el latido l .

S_m es la marca obtenida mediante la delineación multiderivacional para el pico de la onda S para el latido l mediante la aplicación de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales.

En la figura 3.18 se muestran las distribuciones de los errores obtenidos para cada caso de delineación. Observe que para el caso de esta onda debido a que por ser algo más pequeña que la onda principal del complejo QRS es más afectada por el ruido la mejoría respecto a la aplicación de la mediana es notable. Tanto la desviación estándar de la distribución como la mediana disminuyen.

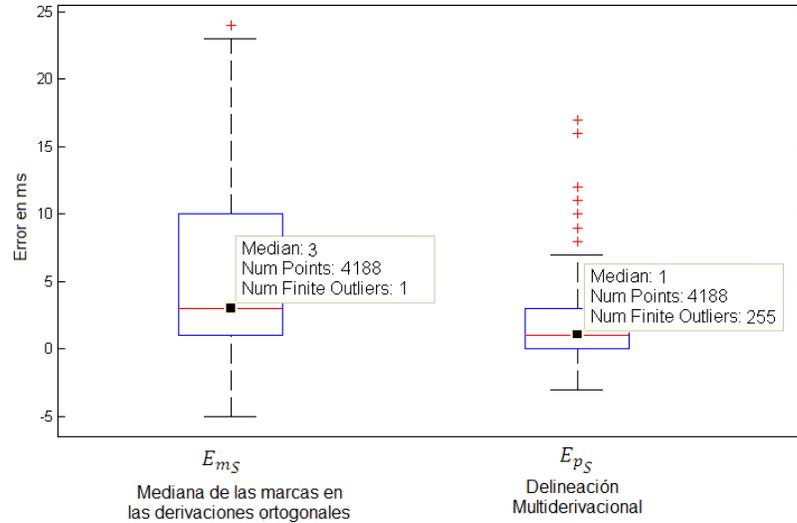


Figura 3.18. Representación de la distribución del error total cometido en la detección del pico de la onda S en cada latido, para un conjunto de 50 señales reales.

Prueba de hipótesis

Debido a que las distribuciones de los errores observadas en la figura 3.24 para el método propuesto tienen el 75% de los valores entre cero y tres ms, se determinó aplicar el test estadístico para las hipótesis alrededor de 3, por lo que estas quedarían:

Hipótesis nula, que es la que queremos rechazar: $H_0 : \mu > 3$ (Esto significa que el error cometido supera el valor de 3 ms).

Hipótesis alternativa: $H_1 : \mu \leq 3$ (Esto significa que el error cometido es menor o igual a 3 ms).

Como variable y se le introduce a la función: $y=3*\text{ones}(\text{length}(E_{p_S}),1)$ (y se conforma como un vector de valor 3 y tantas filas como muestras del error). Esta será la muestra que toma como referencia la función estadística.

Como variable de entrada x se toma: $x=E_{p_S}$ (x toma el valor de los errores cometidos por la nueva propuesta de delineación multiderivacional)

Luego el test de hipótesis para la nueva propuesta de delineación multiderivación quedaría:

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

$h = 1$ $p = 0.0172$

Demostrando que se rechaza la hipótesis nula planteada y aceptando la hipótesis de que el error cometido por la nueva propuesta de delineación multiderivacional para el pico de la onda S luego de que se introducen las reglas de protección es menor o igual a 3 ms.

Para verificar si existe alguna mejora estadística respecto a la aplicación de la mediana de las marcas ortogonales se realizó el mismo test de hipótesis para los errores cometidos por este método.

Cálculo de hipótesis para el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales:

Para $x=E_{p_S}$ (x toma el valor de los errores cometidos por el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales)

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

```
h = 0          p = 1
```

En este caso no se puede rechazar la hipótesis nula por lo que el error cometido con el método de la mediana de las marcas ortogonales es mayor a 3 ms.

En vista de poder establecer una comparación entre los dos métodos se realizó el test de hipótesis para el caso del método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales, comparando con valores de errores mayores de 3 ms, obteniendo que el menor valor de error para el cual se logra rechazar la hipótesis nula es de 7 ms, teniendo como:

Hipótesis nula, que es la que queremos rechazar: $H_0 : \mu > 7$ (Esto significa que el error cometido supera el valor de 7 ms).

Hipótesis alternativa: $H_1 : \mu \leq 7$ (Esto significa que el error cometido es menor o igual a 7 ms).

O sea: $y=7*\text{ones}(\text{length}(E_{m_S}),1)$ (y se conforma como una matriz unidimensional de valor 7).

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

```
h = 1          p = 2.1581e-30
```

En este caso se puede rechazar la hipótesis nula por lo que se acepta que el error cometido por el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales es menor o igual al 7 ms.

Luego entonces se comprueba que con la implementación de la nueva propuesta de delineación multiderivacional para la onda S se disminuye el error cometido, teniendo como referencia al delineador SLR, en 4 ms.

3.4 Delineación multiderivacional del pico de la onda T

La onda T es típicamente más simétrica que el complejo QRS, de esta forma se define una simple ventana inicial correspondiente a la onda T ($T[1]n$). Para la localización multiderivacional de la onda, se considera la escala $2^m = 2^5$ si en la delineación SL la escala 2^5 es usada para la detección de la onda en al menos 2 de las 3 derivaciones, de no ser así $2^m = 2^4$ (Figura 3.19).

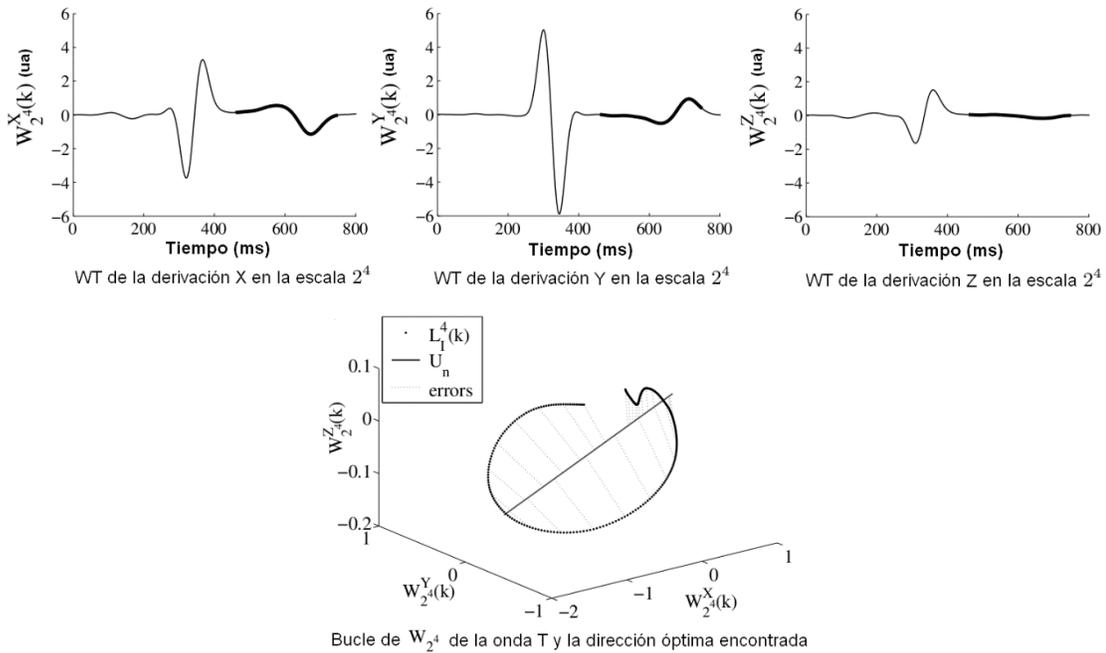


Figura 3.19. Localización multiderivacional de la onda T y búsqueda de la dirección óptima de proyección en el paso 1.

3.4.1 Estrategia multi-paso iterativa

Para la localización del pico de la onda T la estrategia multi-paso iterativa para la construcción de la nueva derivación consiste de los siguientes pasos, para cada latido n:

Paso 1 – Inicialización

En este paso se escoge la ventana de puntos a partir de la cual se creará el bucle de la TW que contiene los puntos correspondientes a la onda T.

1. La ventana inicial de búsqueda correspondiente a la onda T es definida a partir

de los límites de las ventanas escogidas en las 3 derivaciones ortogonales acorde a la ecuación:

$$T[1]_n = \left[t_{w_{n[0]}}^b, t_{w_{n[0]}}^e \right] \quad (3.18)$$

donde:

$t_{w_{n[0]}}^b$ es la más temprana localización de $t_{w_n}^b$ en las derivaciones ortogonales.

$t_{w_{n[0]}}^e$ es la más tardía localización de $t_{w_n}^e$ en las derivaciones ortogonales.

2. Una vez obtenida la ventana de tiempo se procede a encontrar la dirección principal de la variación del EHV que está determinada por el vector director $U[1]_n$ correspondiente al mejor ajuste lineal del bucle de la TW ($L_{T[1]_n}^m(k)$).
3. Una señal TW derivada $D[1]_n(k)$ se construye proyectando el bucle de la TW $L_{T[1]_n}^m(k)$ sobre $U[1]_n$.
4. Finalmente se obtiene el pico de la onda T mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la nueva señal TW proyectada $D[1]_n(k)$.

Paso $g \geq 2$ – Iteración

A partir de la secuencia 4 del paso 1 se obtiene una nueva ventana de búsqueda sobre la cual se realiza la iteración. Este paso como su nombre lo indica será iterativo ($g \geq 2$) hasta que se encuentre la derivación proyectada que tenga las mejores características para el propósito de la delineación.

1. La ventana de tiempo es actualizada de la iteración previa:

$$T[1]_n = \left[p_{f_{D[g-1]}}^{T_n}, p_{l_{D[g-1]}}^{T_n} \right] \quad (3.19)$$

donde:

$p_{f_{D[g-1]}}^{T_n}$ es la localización del primer módulo máximo significativo correspondiente a la onda T.

$p_{l_{D[g-1]}}^{T_n}$ es la localización del último módulo máximo significativo correspondiente a la onda T.

2. La dirección $U[g]_n$ es obtenida como el mejor ajuste lineal del bucle $L_{T[g]_n}^m(k)$.
3. Se proyecta el bucle de la TW ($L_{T[g]_n}^m(k)$) sobre $U[g]_n$ para construir la señal TW

derivada ($D[g]_n(k)$).

4. Finalmente se obtiene el pico de la onda T mediante la aplicación de la estrategia de delineación SL a la nueva señal TW proyectada $D[g]_n(k)$.
5. Repetir para $g+1$, hasta que una de las siguientes condiciones se cumplan:
 - i) La marca del pico escogido en el paso g difiere menos de una muestra de la marca en el paso $g-1$.
 - ii) Se obtenga la misma localización del pico para tres pasos no consecutivos.
 - iii) Se cumplan las siguientes condiciones simultáneamente para las pendientes presentes en la señal TW proyectada:

$$\left| D[g]_n(p_{f[g]}^{T_n}) \right| \leq \left| D[g-1]_n(p_{f[g-1]}^{T_n}) \right| \quad (3.20)$$

$$\left| D[g]_n(p_{l[g]}^{T_n}) \right| \leq \left| D[g-1]_n(p_{l[g-1]}^{T_n}) \right| \quad (3.21)$$

- iv) No se encuentre ningún máximo significativo de $|D[g]_n(k)|$, lo que significa que no es adecuada para la detección.

3.4.2 Validación de los Resultados

Una vez realizada la delineación de las señales de la base de datos PTB tanto con el método SLR como con ambos métodos multiderivacionales (el método propuesto y el basado en la mediana de las marcas SL de las tres derivaciones ortogonales) se procedió a calcular el error cometido por los métodos multiderivación tomando como referencia las marcas SLR.

Los errores se calculan de la siguiente forma:

$$E_{p_T}(l) = T_{SLR}(l) - T_p(l) \quad (3.22)$$

donde:

E_{p_T} es el error cometido por el método multiderivacional en la detección del pico de la onda T teniendo como referencia al SLR para el latido l .

T_{SLR} es la marca obtenida de la delineación del pico de la onda T por medio del algoritmo SLR para el latido l .

T_p es la marca obtenida de la nueva propuesta de delineación multiderivacional del pico de la onda T para el latido l .

$$E_{m_T}(l) = T_{SLR}(l) - T_m(l) \quad (3.23)$$

donde:

E_{m_T} es el error cometido por el método multiderivacional a partir de la aplicación de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales en la detección del pico de la onda T para el latido l teniendo como referencia al SLR.

T_{SLR} es la marca obtenida de la delineación del pico de la onda T por medio del algoritmo SLR para el latido l .

T_m es la marca obtenida mediante la delineación multiderivacional del pico de la onda T para el latido l mediante la aplicación de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales.

En la figura 3.20 se muestran las distribuciones de los errores para ambos métodos de delineación. Observe como en el caso del método propuesto se obtienen valores de mediana cercanos a cero lo que resulta una ventaja respecto al método multiderivación con la mediana de las marcas correspondientes a las derivaciones ortogonales. Además si observamos el número de valores atípicos en la distribución del error cometido por el método propuesto podemos percatarnos que en comparación con el método multiderivación con la mediana de las marcas correspondientes a las derivaciones ortogonales disminuyen en más de 50 el número de *outliers*.

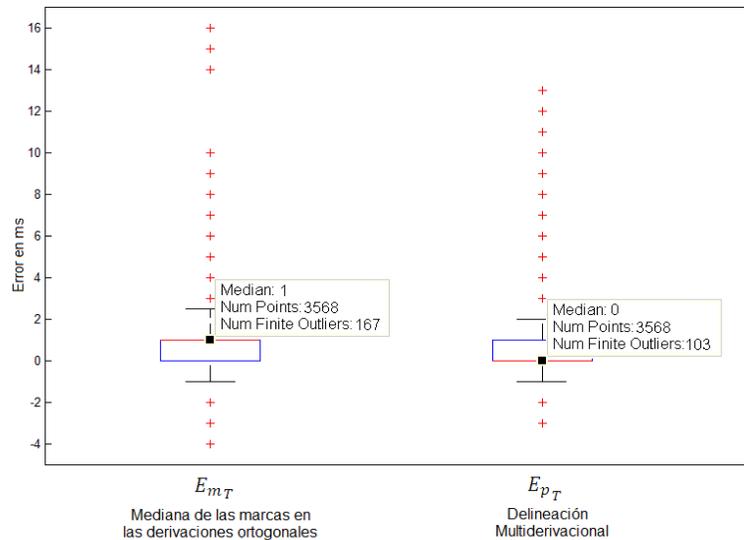


Figura 3.20. Representación de la distribución del error total cometido en la detección del pico de la onda T para cada latido en 50 señales reales.

Prueba de hipótesis

Debido a que las distribuciones de los errores observadas en la figura 3.26 para la nueva propuesta de delineación tienen el 75% de los valores entre cero y uno se determinó aplicar el test estadístico para las hipótesis alrededor de 1, por lo que estas quedarían:

Hipótesis nula, que es la que queremos rechazar: $H_0 : \mu > 1$ (Esto significa que el error cometido supera el valor de 1 ms).

Hipótesis alternativa: $H_1 : \mu \leq 1$ (Esto significa que el error cometido es menor o igual a 1 ms).

Como variable y se le introduce a la función: $y = \text{ones}(\text{length}(E_{p_T}), 1)$ (y se conforma como un vector de valor 1 y tantas filas como muestras del error). Esta será la muestra que toma como referencia la función estadística.

Como variable de entrada x se toma: $x = E_{p_T}$ (x toma el valor de los errores cometidos por la nueva propuesta de delineación multiderivacional)

Luego el test de hipótesis quedaría:

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

$h = 1$ $p = 0$

Demostrando que se rechaza hipótesis nula planteada y aceptando la hipótesis de que el error cometido por la nueva propuesta de delineación multiderivacional para el pico de la onda T es menor o igual al 1 ms.

Para verificar si existe alguna mejora estadística respecto a la aplicación de la mediana de las marcas ortogonales se realizó el mismo test de hipótesis para los errores cometidos por este método.

Cálculo de hipótesis para el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales:

Para $x = E_{m_T}$ (x toma el valor de los errores cometidos por el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales)

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

$h = 0$ $p = 1$

En este caso no se puede rechazar la hipótesis nula por lo que el error cometido con el método de la mediana de las marcas ortogonales es mayor a 1 ms.

En vista de poder establecer una comparación entre los dos métodos se decidió calcular nuevamente la hipótesis estadística para el caso del método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales, esta vez comparando con un error de 2 ms, teniendo como:

Hipótesis nula, que es la que queremos rechazar: $H_0 : \mu > 2$ (Esto significa que el error cometido supera el valor de 2 ms).

Hipótesis alternativa: $H_1 : \mu \leq 2$ (Esto significa que el error cometido es menor o igual a 2 ms).

O sea: $y=2*\text{ones}(\text{length}(E_{m_T}),1)$ (y se conforma como una matriz unidimensional de valor 2).

```
>> [h, p] = ttest(x, y, 0.05, 'left')
```

```
h = 1          p = 0
```

En este caso se puede rechazar la hipótesis nula por lo que se acepta que el error cometido por el método de la mediana de las marcas en las derivaciones ortogonales es menor o igual al 2 ms.

Luego entonces se comprueba que con la implementación de la nueva propuesta de delineación multiderivaconal para el pico de la onda T se disminuye el error cometido, teniendo como referencia al delineador SLR, en un 1 ms.

Los algoritmos multiderivacionales para la delineación de los picos de onda expuestos en este capítulo se implementaron en la interfaz gráfica ECG_Delineators (Anexo I) anteriormente realizada por R. Matos en [21].

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

1. Del estudio realizado de la delineación ML basada en TW se llega a la conclusión de que el error cometido por esta delineación en las marcas de los picos de las ondas es debido a la debilidad estadística que presenta el método de la mediana utilizado.
2. A partir de la implementación de la delineación ML de la onda principal del QRS basado en la proyección sobre una dirección óptima se comprueba que existe una mejora en la mediana de la distribución del error pero aumenta el número de *outliers*, lo que demuestra la necesidad de introducir reglas de protección sobre el algoritmo propuesto.
3. A partir de la introducción de reglas de protección se comprueba que se obtiene una disminución el número de *outliers* y estadísticamente se prueba que se disminuye el valor de error cometido en 1 ms.
4. A partir de la implementación de la delineación ML del pico de la onda S, luego de la introducción de reglas de protección, estadísticamente se comprueba la disminución del error cometido en 4ms y disminuye el número de *outliers* respecto al método anteriormente utilizado.
5. A partir de la implementación de la delineación ML del pico de la onda T estadísticamente se comprueba la disminución del error cometido en 1ms así como la disminución del número de *outliers* al igual que en el resto de las ondas.
6. De manera general se comprobó la mayor eficiencia en cuanto al mejoramiento del error del nuevo algoritmo de delineación ML de los picos de onda propuesto.

Recomendaciones

1. Se debe proseguir en el estudio de la onda Q en vista de validar los resultados obtenidos con el método de delineación multiderivacional, para ello sería importante contar con una base de datos reales referenciada.
2. Verificar la efectividad de los algoritmos multiderivacionales implementados para la delineación de los picos en una base de datos marcada por algún especialista médico.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] Vesga Voris and Oscar Rueda, *El corazón y sus variables hemodinámicas, electrografía, presión arterial, sistema nervioso autónomo (Módulo 4)*, Facultad de medicina UIS. Colombia, 2002.
- [2] Malmivuo Jaakko and Robert Plonsey , *Bioelectromagnetism – Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*, Oxford University Press., 1995, Available online at <http://butler.cc.tut.fi/malmivuo/bem/bembook/index.htm>.
- [3] M.G Navarrete and S,M Andrade, *Análisis y tratamiento de la señal electrocardiográfica para la detección de parámetros de normalidad bajo la plataforma LABVIEW*, Universidad Pontificia Bolivariana, Facultad de Ingeniería Electrónica. Bucaramanga, 2006.
- [4] I.K Daskalov and I.I Christov, *Automatic detection of the electrocardiogram T-wave end.*, 1999, Med.Biol.Eng.Comput.
- [5] Pablo Faundez , *Procesamiento Digital de Señales Acústicas utilizando Wavelets*, Instituto de Matemáticas UACH.
- [6] P.S Addison, "Wavelet transforms and the ECG: a review," pp. 155-199, 2005, Physiological Measurement.
- [7] David Cuesta, *Estudio de métodos para procesamiento y agrupación de señales electrocardiográficas*, Universidad Politécnica de Valencia. España, 2001.
- [8] Martínez Julio, *Análisis de la teoría de ondículas orientadas a las aplicaciones en ingeniería eléctrica: fundamentos*, Universidad Politécnica de Madrid, ETSI industriales, Departamento de ingeniería eléctrica. España, 2002.
- [9] P Laguna, R Jan, and P Caminal, "Automatic detection of wave boundaries in multilead ECG signals: Validation with the CSE database. Comput. Biomed. Res," vol. 27, pp. 45-60, Febrero 1994.
- [10] J.P Martínez, R Almeida, S Olmos, A.P Rocha, and P Laguna, *Wavelet-based ECG delineator: evaluation on standard databases. IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2004, vol. 51.
- [11] R Almeida, J.P Martinez, A.P Rocha, P Laguna, and S Olmos, "ECG automatic delineation using a wavelet-based multilead approach," pp. 15-18, 2004, In: Sixth IMA International

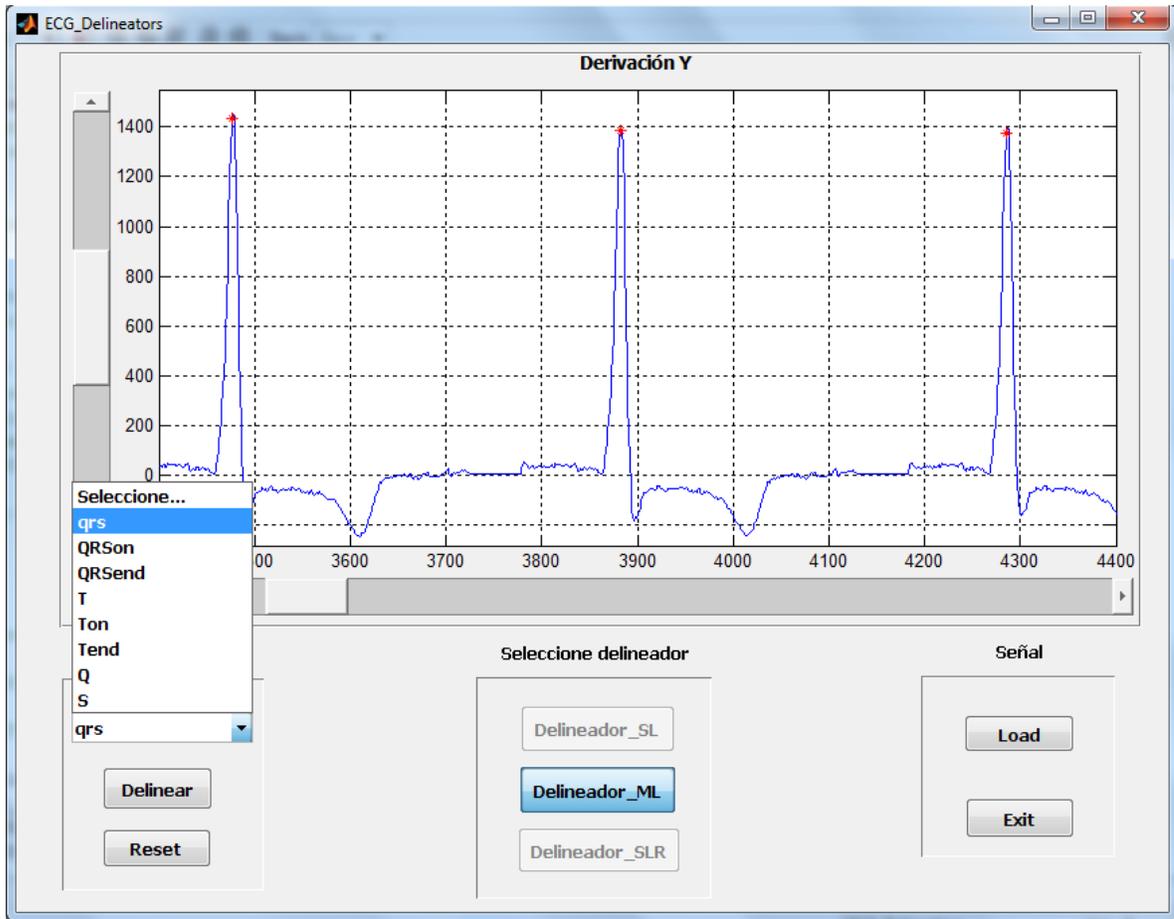
- Conference on Mathematics in Signal Processing.
- [12] R Almeida , *ECG Characterization: Application to QT Interval Variability*". *PhD thesis*. Portugal, 2007.
- [13] R Almeida , J.P Martinez, A.P Rocha, P Laguna, and S Olmos, "Automatic Multilead VCG based approach for QT interval measurement," vol. 33, pp. 369-372, 2006, In: *Computers in Cardiology 2006*.
- [14] R Almeida, J.P Martinez, A.P Rocha, S Olmos, and P Laguna, "Improved QT variability quantification by multilead automatic delineation," *IEEE Computer Society Press*, vol. 32, pp. 503-506, 2005, In: *Computers in Cardiology 2005*.
- [15] I Christov et al., "Dataset of manually measured QT intervals in the electrocardiogram," pp. 5-31, 2006, *Biomedical Engineering Online*.
- [16] I.K Daskalov and I.I Christov, "Electrocardiogram signal preprocessing for automatic detection of QRS boundaries," *Medical Engineering and Physics*, 1999.
- [17] B Kholer, C Hennig, and R Orglmeister, "The principles of software QRS detection," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 42-57, 2002.
- [18] M Noriega Aleman, J.P Martinez, P Laguna, R Bailon, and R Almeida, "Respiration effect on Wavelet-based ECG T-wave end delineation strategies.," *IEEE transactions on biomedical Engineering*, vol. 59, pp. 1818-1828, 2012, [ISSN: 0018-9294]. DOI: 10.1109/TBME.2011.2157824. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society.
- [19] R Almeida, J.P Martinez, S Olmos, A.P Rocha, and P Laguna, "Automatic delineation of T and P waves using a wavelet-based multiscale approach," vol. 1, pp. 243-247, 2003, In: *International Congress on Computational Bioengineering*.
- [20] Maikel Noriega, "Estudio comparativo de la delineación multiderivacional en la señal electrocardiográfica, Universidad de Zaragoza," Tesis 2010.
- [21] Rubén Matos, "Diseño de una Interfaz gráfica para la delineación de señales ECG empleando la Transformada Wavelet," *Telecomunicaciones y Electrónica*, Universidad de Oriente, Santiago de Cuba, Tesis 2011.

GLOSARIO DE TÉRMINOS

aVF	Augmented Vector Foot (Derivación aumentada del pie izquierdo)
aVL	Augmented Vector Left (Derivación aumentada del brazo izquierdo)
aVR	Augmented Vector Right (Derivación aumentada del brazo derecho)
ECG	Electrocardiograma
EHV	ElectricalHeart Vector (Vector eléctrico del corazón)
ML	Multi-lead (Multiderivacional)
SL	Single-lead (Uniderivacional)
SLR	Rules for lead selection (Reglas de selección post-procesamiento)
STFT	Short Time Fourier Transform (Transformada Corta de Fourier)
TDW	Transformada Wavelet Discreta
TF	Transformada de Fourier
TW	Transformada Wavelet
VCG	Vectocardiogram (vectorcardiograma)

ANEXOS

Anexo I



Implementación de los algoritmos multiderivacionales para la delineación de los picos de ondas en la interfaz gráfica ECG_Delineators