

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE BAJA CALIFORNIA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN CIENCIAS E INGENIERÍA



“VALORACIÓN DE LA DETECCIÓN DE POTENCIALES TARDIOS VENTRICULARES EN SEÑALES ECG PROMEDIADAS, POR EFECTO DE LA ALINEACIÓN EN TIEMPO Y AMPLITUD DE LOS LATIDOS CARDIACOS”

PARA OBTENER EL GRADO DE:

DOCTOR EN INGENIERÍA

TESIS QUE PRESENTA:

M.C. ROBERTO LÓPEZ AVITIA

DIRECTOR DE TESIS:

DR. MARCO ANTONIO REYNA CARRANZA

Mexicali, Baja California a 30 de Agosto de 2013

RESUMEN

La muerte cardiaca súbita (MCS) es la principal causa de muerte en el mundo, causando aproximadamente 325,000 muertes por año únicamente en los EE.UU. La causa más común de MCS es un trastorno del ritmo cardiaco llamado fibrilación ventricular (FV), el cual se define como un problema eléctrico en el que las señales eléctricas que regulan el bombeo de sangre de los ventrículos del corazón se vuelven caóticas originando que el porcentaje de eyección del corazón disminuya por debajo del 40% y el sujeto muera en minutos. Una de las causas que provoca FV son los llamados potenciales tardíos ventriculares (PTVs), los cuales son señales de voltaje de muy baja amplitud (5 a 25 μV) y de corta duración y un ancho de banda de 40 a 250 Hz. Aparecen en la parte final del complejo QRS o al inicio del segmento ST de un trazo electrocardiográfico de alta resolución (ECGAR) de pacientes post-infartados, lo que provoca que la duración del complejo QRS se haga más grande. La técnica de promediación de señales electrocardiográficas de alta resolución (PSECGAR) es una técnica de eliminación de ruido y de mejora de los PTVs, en la cual se asume al ruido como la única variable de tipo aleatoria. Sin embargo, las señales de ECGAR no son completamente estacionarias y aparecen diferentes elongaciones tanto en tiempo como en amplitud de latido a latido. En este trabajo de tesis proponemos una técnica de alineamiento a la cual denominamos alineamiento dinámico basado en formas (ADBF) y el alineamiento clásico de R-retardado, en conjunto con la técnica de segmentación lineal adaptativa por segmentos (SLAS) a fin de tener mejor alineados los latidos cardiacos de un trazo ECGAR y en consecuencia contribuir al mejoramiento de la detección de PTVs. Para lo anterior se tomaron 50 registros de ECGAR con una duración aproximada de 15 minutos de sujetos sin antecedentes de infarto al miocardio (IM) en posición de reposo, así como la creación de una base de datos de PTVs de distintas duraciones y amplitudes de acuerdo a los estándares internacionales de la asociación americana del corazón (AHA por sus siglas en inglés American Heart Association) y la Sociedad de cardiología europea (ESC por sus siglas en inglés European Society of Cardiology) los cuales se añaden de forma sintetica al final del complejo QRS de los 50 trazos ECGAR. A partir de lo anterior se evaluaron dos casos: (i) la aplicación de PSECGAR y la medición de la duración de los complejos QRS con

PTVs utilizando los latidos con una correlación mayor a 0.9 y (ii) la duración de los complejos QRS con PTVs utilizando los latidos con correlación mayor a 0.9 en conjunto con las técnicas de alineación SLAS, ADBA y R-retardado previo a la aplicación de PSECGAR. Teniendo en cuenta la duración del QRS como un indicativo de la presencia de PTVs, los resultados muestran que cuando se utiliza la alineación propuesta es posible alcanzar una sensibilidad de 0.96 y una especificidad de 0.52 en comparación con 0.72 y 0.40, respectivamente cuando se utiliza únicamente PSECGAR y latidos con correlación mayor a 0.9.

Palabras clave: Indicadores de potenciales tardíos, variabilidad del complejo QRS, ECGAR, alineación en tiempo y amplitud de latidos.

ABSTRACT

Sudden cardiac death (SCD) is the main cause of mortality worldwide, causing approximately 325,000 deaths/year in the USA. The most common cause of SCD is a heart rhythm disorder called ventricular fibrillation (VF). VF is an electrical problem in which the electrical signals that regulate the pumping of the ventricles of the heart become chaotic. One of the most important causes in developing VF is by sustained or malignant ventricular tachycardia (VT). To identify this condition, high-resolution electrocardiography (HRECG) gives important information about normal and abnormal electrical activity of the heart, such as the presence of ventricular late potentials (VLPs). VLPs are small amplitude waves with a short duration that appear at the end part of the QRS complex, making a QRS complex duration larger. The signal-averaged electrocardiography (ECG) technique enhances VLPs and beats, assuming noise as the only random variable. However, ECG signals are not completely stationary and different elongations appear in both time and amplitude in each beat. This research proposes to use piecewise linear approximation to segment each beat and performs the alignment of the beats using the technique known as derivative dynamic time-warping to have beats better aligned and consequently enhance the presence of VLPs. We recorded high-resolution ECGs (HRECGs) from 50 subjects in supine position with no heart-stroke antecedents. VLPs were created synthetically and added to the HRECGs. Two cases were evaluated: (i) duration of the QRS complexes with VLPs without beats alignment, and (ii) duration of QRS complexes with VLPs using beats alignment in time and amplitude. Considering QRS duration as an indicative of VLP presence, results show that when using beats alignment in time and amplitude it is possible to reach a sensitivity of 0.96 and a specificity of 0.52, as opposed to 0.72 and 0.40, respectively, when using only averaging without beats alignment in time and amplitude.

Keywords: Late potentials indicators; QRS duration variability, HRECG, beats alignment in time and amplitude.

Dedicado a:

A mi esposa Karla y a mi niño Joseph, que dios los bendiga siempre.

Agradecimientos a:

- A la Facultad de Ingeniería y al Instituto de Ingeniería de la UABC, por permitirme realizar mis estudios de Doctorado y las facilidades brindadas para el uso de sus instalaciones.
- Al Dr. Marco Antonio Reyna Carranza por guiarme y dirigirme en la realización de esta investigación.
- Al Dr. Miguel Bravo Zanoguera por su valiosa participación en la escritura de los trabajos presentados como resultado de esta investigación.
- Al Dr. Lucio A. Cetto y la empresa Mathworks por permitirme realizar la estancia de trabajo para el desarrollo de los algoritmos en esta investigación.

ÍNDICE DEL CONTENIDO

1. Introducción	8
2. Objetivos	13
2.1 Objetivo general	14
2.2 Objetivos específicos	14
3. Antecedentes	15
3.1 Bases fisiológicas de la electrocardiografía	16
3.1.1 Proceso celular	16
3.1.2 Funcionamiento normal del corazón	18
3.1.3 Velocidad de conducción	24
3.1.4 Frecuencia de descarga	24
3.1.5 Control vegetativo	25
3.1.6 El electrocardiograma (ECG) normal	26
3.2 Las derivaciones	27
3.2.1 Bipolares	28
3.2.2 Unipolares de Wilson	29
3.2.3 Unipolares aumentadas de Goldberger	30
3.2.4 Unipolares precordiales	31
3.3 Información que nos entrega un ECG	33
3.4 El infarto agudo al miocardio (IAM)	35
3.4.1 La aterosclerosis	36
3.4.2 El post-infarto	37
3.5 La electrocardiografía de alta resolución (ECGAR)	38
3.5.1 Potenciales tardíos ventriculares (PTVs)	40
3.5.2 Promediación de señales ECGAR (PSECGAR)	43
4. Materiales y métodos	47
4.1 Adquisición y pre-procesado de señales de ECGAR	49
4.2 Generación de PTVs y agregado sintético	52
4.3 Detección del complejo QRS	57
4.4 Selección de latidos cardiacos	62
4.5 La promediación de señales de ECGAR (PSECGAR)	64
4.6 Alineación de latidos basado en pico R (R-retardado)	67
4.7 Segmentación lineal adaptativa por segmentos (SLAS)	69
4.8 Alineación dinámica de curvas	72
4.8.1 Alineación dinámica basada en amplitud (ADBA)	73
4.8.2 Alineación dinámica basada en forma (ADBF)	76
4.9 Evaluación de variabilidad y nivel de ruido	80
4.10 Evaluación de presencia de PTVs	83
5. Resultados y discusión	90

5.1 Del pre-procesado de las señales ECGAR	91
5.2 De la creación de PTVs	93
5.3 De la detección del complejo QRS	94
5.4 De la selección de latidos cardiacos	97
5.5 De la promediación de latidos cardiacos de ECGAR	98
5.6 De la alineación R-retardado	101
5.7 De la alineación lineal adaptativa por segmentos	102
5.8 De la alineación dinámica basada en amplitud	105
5.8 De la alineación dinámica basada en forma	107
5.10 Primera evaluación (método tradicional)	110
5.11 Segunda evaluación (R-retardado)	115
5.12 Tercera evaluación (método de ADBA)	121
5.13 Cuarta evaluación (método de ADBF y SLAS)	126
5.14 Evaluación de presencia de PTVs	132
5.14.1 Quinta evaluación, PSECGAR tradicional	132
5.14.2 Sexta evaluación, usando SLAS + ADBF + PSECGAR	135
 6. Conclusiones	 139
 7. Referencias	 142
Apéndice A: Índice de figuras	148
Apéndice B: Índice de tablas	153
Apéndice C: Productos académicos resultado de esta tesis	155

1. INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

Según la Organización mundial de la salud (OMS), de un total de 100% de las causas de muerte en el mundo, aquellas clasificadas como condiciones no transmisibles (CNT) representan el 63.5%. Del total de las muertes, la inmensa mayoría (i.e. 30.5%) caen en la clasificación de Enfermedades Cardiovasculares (EC), donde las cardiopatías isquémicas son el diagnóstico más común (12.8% del total de las muertes), de las que solo en el 2008 arrojó aproximadamente 7.3 millones de muertes [WHO, 2008]. El caso concreto de México y en especial el de Baja California no es la excepción, ya que el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) muestra datos alarmantes. Solo en el 2011 murieron 2,743 personas debido a esta causa, en una tendencia que muestra que año con año este viene en aumento [INEGI, 2008, 2010, 2011].

Una cardiopatía isquémica se refiere a un conjunto de trastornos, en donde hay un desequilibrio entre el suministro de oxígeno y sustratos con la demanda cardiaca. La principal consecuencia que provocaría la disminución sanguínea es un infarto agudo al miocardio (IAM) donde el flujo sanguíneo ya ha disminuido totalmente y ocasionará que el paciente presente un desvanecimiento y la muerte en cuestión de minutos.

La muerte súbita (MS) es un fenómeno en el que un individuo pierde la vida de forma inesperada, sin síntomas precedentes la mayoría de las veces o que, en casos de existir éstos, ocurren pocos segundos antes de que la muerte sobrevenga, y sin causa traumática que la explique. Cuando la muerte sobreviene como consecuencia de un evento cardiovascular (60-70% de los casos), se le denomina muerte cardiaca súbita (MCS) y es la principal causa de mortalidad en todo el mundo, causando aproximadamente 325.000 muertes / año solo en los EE.UU [Sovari AA et al, 2011].

La causa más común de la MSC es un trastorno del ritmo cardíaco llamada fibrilación ventricular (FV). La FV es un problema eléctrico en el que las señales eléctricas que regulan el bombeo de los ventrículos del corazón se vuelven caóticas. Una de las causas más importantes en el desarrollo de FV es por taquicardia ventricular sostenida

o maligna (TV). Para identificar esta condición se deben utilizar electrocardiografía de alta resolución (ECGAR) que entregan información importante sobre la actividad eléctrica normal y anormal del corazón, tales como la presencia de potenciales tardíos ventriculares (PTVs).

Los PTVs son ondas de pequeña amplitud con una duración de tiempo corto que se reflejan en la parte final del complejo QRS o al inicio del segmento ST. Estos PTVs son precursores de TV maligna y a menudo ocurren en personas que sobreviven a un infarto de miocardio [Tagluk ME et al, 1998]. Muchos algoritmos de detección de PTVs se basan en la cuantificación de la duración del complejo QRS (QRSd) debido a que ante la presencia de PTVs, este se vuelve más grande [Bragge T et al, 2004, Hadj SZ et al, 2006, Illanes MA et al, 2008].

El principal problema en la detección de PTVs es el ruido inherente que los enmascara y para aumentar la exactitud en la detección se debe aumentar la relación señal a ruido (RSR) tanto como sea posible en trazo de electrocardiograma de alta resolución (ECGAR). Cuanto más se realce la presencia de PTVs en un trazo de ECGAR, más largo será la duración del complejo QRS o simplemente QRSd [Breithard G et al, 1991].

La promediación de señales ECG de alta resolución (PSECGAR) es una técnica de reducción de ruido ampliamente utilizada y que se basa en ir promediado los latidos cardiacos que aparecen en el trazo (ensamble) y generar un latido cardiaco resultante promediado estadísticamente significativo libre de ruido. La PSECGAR considera que los patrones de interés son señales de tipo determinísticas (sus parámetros estadísticos que no cambian con el tiempo), como es el caso de los latidos cardiacos y los PTVs si es que existen y que los componentes restantes del trazo de ECGAR son eventos totalmente aleatorios (i.e. el ruido) [Gomes JA et al, 1993, Svalheim S et al, 2012], por lo tanto la RSR de los trazos de ECGAR es un parámetro que debe incrementarse.

Sin embargo, otros autores consideran que un electrocardiograma es una señal periódicamente cuasi-determinística, así que los PTVs no se repetirán latido a latido como se asume en la PSECGAR [Gidea M et al, 2011]. De hecho hemos notado que los PTVs pueden atenuarse o removerse casi por completo conforme el número de latidos aumenta en el ensamble de promediación, cuando estos latidos no se encuentran completamente alineados [Avitia RL et al, 2013].

La naturaleza fisiológica de las señales ECG muestran un comportamiento variable latido a latido en lo que respecta a retardo, duración y amplitud. Las variaciones en tiempo se muestran tanto en la variabilidad de frecuencia cardiaca y las elongaciones del complejo QRS. Las variaciones en amplitud se muestran como atenuaciones o amplificaciones de las formas de onda características de cualquier trazo de ECG (i.e. la onda Q, T y el complejo QRS). En otras palabras, los latidos se muestran retardados, más cortos o más largos en duración, así como más bajos o más altos en amplitud, de esta forma, cada latido podría tener diferente duración del complejo QRS antes y después de la promediación. Debido a esta variabilidad, la característica de que los PTVs ocurran latido a latido podría suceder en diferentes intervalos de tiempo y con diferentes amplitudes también en un trazo de ECGAR, lo cual desaparece el objetivo de mejorar la RSR cuando se aplica PSECGAR al ensamble de promediación.

En este trabajo presentado, se estudió como mejorar la presencia de PTVs bajo condiciones en los que los latidos cardiacos no ocurren de manera determinística, sino que presentan variaciones en tiempo y amplitud. Se estableció que la prevalencia de los PTVs depende de lo bien alineados que se encuentren los latidos cardiacos antes de la aplicación de la PSECGAR. Se propusieron tres técnicas de alineamiento descritas como R-retardado, alineación dinámica basada en amplitud (ADBA) y la aproximación lineal adaptativa por segmentos (SLAS) en conjunto con la técnica de alineación dinámica basada en formas (ADBF), a fin de lograr un mejor alineamiento de los latidos cardiacos en los trazos de ECGAR. Para probar las técnicas de alineamiento descritas se utilizaron 50 trazos de ECGAR reales de sujetos sin antecedentes de IAM en conjunto con una base de datos de PTVs creada

sinécticamente a fin de probar la metodología empleada en la detección de PTVs, a partir de la QRSd como uno de los parámetros de decisión y de indicativo de riesgo de MSC. En los siguientes capítulos se realizará una descripción de los objetivos de esta investigación así como el procedimiento desarrollado y los resultados encontrados.

2. OBJETIVOS

2. OBJETIVOS

2.1 Objetivo general

Desarrollar una nueva metodología de alineamiento de señales ECGAR promediadas, que permita el mejoramiento de la relación señal a ruido y la detección de potenciales tardíos ventriculares, mediante las técnicas de programación dinámica y segmentación lineal adaptativa por segmentos.

2.2 Objetivos específicos

- Generar una base de datos de potenciales tardíos ventriculares que cumplan con los estándares de la sociedad americana del corazón y la sociedad europea del corazón, con distintas duraciones, amplitudes y anchos de banda.
- Adquirir 50 trazos de ECGAR de sujetos sin antecedentes de IAM mediante un sistema de adquisición de señales de alta resolución con 12 bits como mínimo y tres derivaciones ortogonales X, Y y Z.
- Desarrollar un algoritmo de detección del inicio y final del complejo QRS, y la duración del mismo e implementarlo en los trazos de ECGAR de los 50 sujetos.
- Desarrollar una metodología de alineamiento de los latidos cardiacos que mejore la RSR y la duración del complejo QRS.
- Implementar la simulación del agregado de PTVs sintéticos en los 50 trazos de ECGAR y probar su detección mediante las técnicas de PSECGAR y del método de alineación dinámico propuesto, así como comparar los resultados.

3. ANTECEDENTES

3. ANTECEDENTES

3.1 Bases fisiológicas de la electrocardiografía

El corazón está compuesto de un músculo (el miocardio) el cual es impulsado rítmicamente para contraerlo y así generar la circulación de la sangre por todo el cuerpo. Antes de cada latido cardíaco normal o sístole, una onda de corriente eléctrica pasa a través de todo el corazón, desencadenando la contracción del miocardio. La forma de propagación eléctrica no es aleatoria, sino que se extiende sobre toda la estructura del corazón en forma coordinada, la cual conlleva a una efectiva y coordinada sístole. Lo anterior resulta en una diferencia de potencial que se mide en la superficie de un paciente, la cual a su vez es amplificada (y filtrada) y se le conoce como electrocardiograma (ECG). Un amplio número de factores afectan al ECG, incluyendo las anomalías de las fibras conductoras cardíacas, anomalías metabólicas (incluyendo falta de oxígeno o isquemias) del miocardio, y anomalías macroscópicas de la geometría normal del corazón. El análisis del ECG es parte rutinaria de cualquier evaluación médica completa, debido a la función esencial del corazón en la salud humana y las enfermedades, así como la relativa facilidad con que se registra y se analiza el ECG de una manera no invasiva.

3.1.1 Proceso celular

Cada latido cardíaco mecánico se debe a un potencial de acción que se origina a partir de un marcapasos rítmico dentro del corazón y se lleva a cabo rápidamente por todo el órgano para producir una contracción coordinada. Al igual que en otras actividades eléctricas en los tejidos (e.g. nervios y músculo esquelético), las células miocárdicas en reposo tienen un típico potencial de membrana V_m de cerca de -80 a -90 mV con respecto al medio extracelular [Mark RG et al, 2004]. La membrana celular controla la permeabilidad a los iones, los cuales incluyen el sodio, el potasio, el calcio y el cloro.

Estos iones pasan a través de canales específicos que abren y cierran dependiendo de la respuesta a los cambios de voltaje, o de la activación de sus receptores.

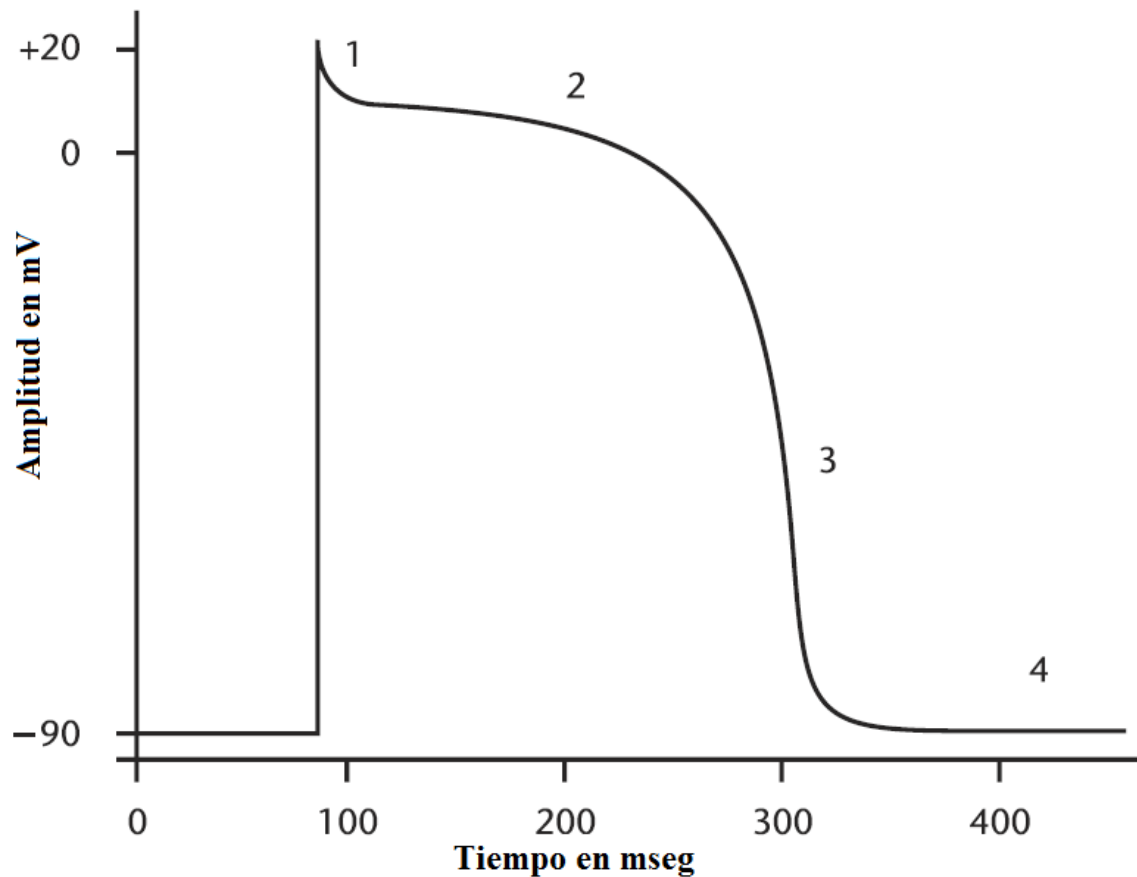


Fig. 1. Típico potencial de acción de una célula miocárdica con las cinco fases convencionales (0 a 4).

La variación de conductancia en la membrana debido a la abertura o cierre de los canales de iones genera cambios en la acción del potencial con respecto al tiempo. El tiempo en que ocurre este potencial, como la despolarización y la repolarización se muestra en la Fig.1 con las 5 fases marcadas (desde 0 hasta 4). Cuando las células cardiacas se despolarizan a un voltaje de umbral de alrededor de -70 mV existe una despolarización rápida (fase 0 que genera el potencial de acción) que es provocada por un transitorio creciente en la conductancia del canal de sodio.

La fase 1 representa la repolarización inicial debida a la abertura del canal de potasio. Durante la fase 2 existe un balance aproximado entre las corrientes de calcio que entran a la célula y la corriente de potasio que sale de la célula, causando una meseta en el potencial de acción y un retardo en la repolarización. Este movimiento de entrada de calcio es a través de los canales de calcio de larga duración que abren cuando el potencial de membrana se despolariza a aproximadamente -40 mV. La repolarización (fase 3) es un proceso complejo y varios mecanismos se piensa que son importantes. La conductancia del potasio aumenta, tendiendo a repolarizar la célula a través de las corrientes de potasio que salen de la célula. Además existe un decremento de la conductividad del calcio que solo contribuye a que la célula se repolarice. En la fase 4, la posición de reposo se caracteriza por la apertura de los canales de potasio y el potencial de transmembrana negativo.

3.1.2 Funcionamiento normal del corazón

El corazón humano es una bomba muscular compleja, cuya función es mantener la sangre en movimiento y distribuirla a todas las células a través de un sistema de conductos. En un adulto pesa aproximadamente 300 gramos y es del tamaño del puño. Consiste de cuatro cámaras, dos aurículas (derecha e izquierda) y dos ventrículos (derecho e izquierdo), separadas cada una de la otra y de las venas y arterias que se unen al corazón por medio de válvulas. Así, la válvula tricúspide se encuentra entre la aurícula y el ventrículo derechos; y la válvula mitral entre la aurícula y el ventrículo izquierdos.

La válvula pulmonar se encuentra entre el ventrículo derecho y la arteria pulmonar; y la válvula aórtica se encuentra entre el ventrículo izquierdo y la arteria aorta. En la Fig. 2, se muestra un diagrama del corazón que muestra lo anterior.

La función circulatoria del mismo puede definirse en tres tipos:

- a) Sistema cardiovascular (circulación mayor)

- b) Sistema pulmonar (circulación menor)
- c) Sistema miocárdico (circulación coronaria)

La sangre circula a través del cuerpo y regresa al corazón, vía el sistema corporal de venas, para entrar en la aurícula derecha, esta sangre sin oxígeno acarrea el bióxido de carbono y es llamada sangre venosa. De la aurícula derecha la sangre pasa al ventrículo derecho vía la válvula tricúspide, que permanece abierta hasta que el ventrículo se contrae, esto es cuando el músculo del ventrículo empuja la sangre hacia la arteria pulmonar a través de la válvula pulmonar. Cuando la contracción del ventrículo se ha completado, la válvula pulmonar se cierra para evitar el reflujo de la sangre hacia el ventrículo [Yanowitz et al, 2007].

La sangre de la arteria pulmonar pasa por los pulmones donde descarga el bióxido de carbono y absorbe el oxígeno por la acción de los capilares. Esta sangre reoxigenada (sangre arterial), regresa al corazón a través de las venas pulmonares y fluye hacia la aurícula izquierda.

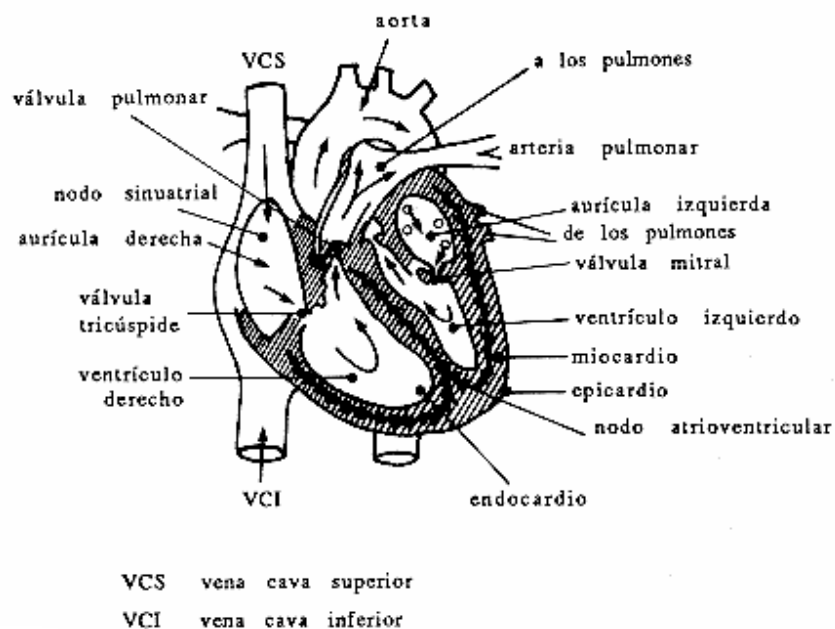


Fig. 2. El corazón y sus partes principales. Fuente: La física en la medicina, Cap. 4. Física del sistema cardiovascular, María Cristina Piña Barba, primera edición 1987, ISBN: 968-16-5701-2

Enseguida pasa a través de la válvula mitral hacia el ventrículo izquierdo. Cuando el músculo del ventrículo izquierdo se contrae, impulsa la sangre hacia la arteria aorta a través de la válvula aórtica y posteriormente circula a través de las ramificaciones de la misma hacia todo el cuerpo, como se muestra en la Fig. 3.

El funcionamiento del corazón como una bomba se divide en dos fases:

1. Sístole: Es el término usado para describir la contracción rítmica del corazón, específicamente de los ventrículos; es decir, la acción por la cual la sangre pasa del corazón hacia la arteria pulmonar y la aorta. La presión de la sangre durante esta fase es alrededor de 120 mmHg en el ventrículo izquierdo y de 25 mmHg en el derecho.

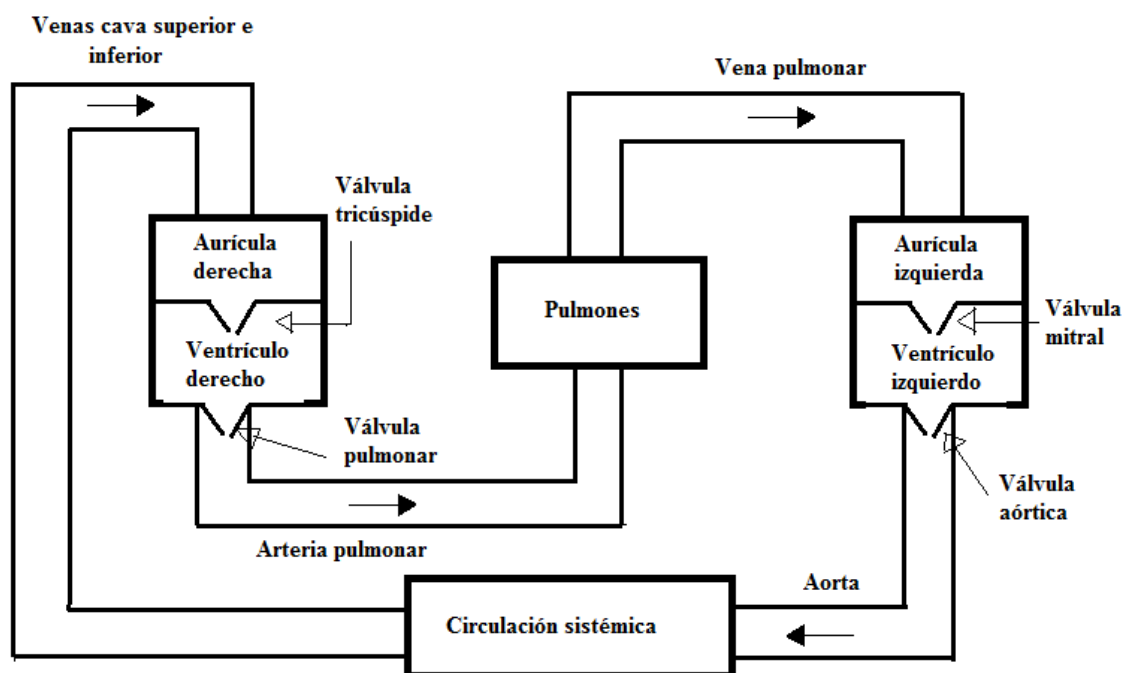


Fig. 3. Distribución de la sangre a través de la circulación pulmonar y sistémica.

2. Diástole: Es el término empleado para describir la dilatación de las cavidades del corazón, durante el cual el músculo ventricular se encuentra relajado y las cavidades llenas de sangre. Durante la fase diastólica las válvulas aórtica y pulmonar se cierran, para evitar que la sangre de cualquiera de estas arterias regrese a los ventrículos.

El músculo cardiaco es de dos tipos y cada uno de ellos actúa de manera diferente como se muestra a continuación.

- 1) Músculo cardiaco ordinario: Forma la mayor parte de los músculos del corazón y se trata de un músculo involuntario que actúa automáticamente. Es del tipo estriado y tiene miofibrillas que contienen filamentos de actina y miosina. Tiene como función llevar a cabo el mecanismo de la contracción.
- 2) Músculo cardiaco autónomo o especializado: Actúa en forma espontánea e independiente de la voluntad. Su función es estimular al músculo cardiaco ordinario. La excitación de cualquier parte de este músculo se transmite a todo el corazón, provocando contracciones rítmicas de sístole y diástole en el músculo ordinario. Este sistema cardiaco también se denomina red de conducción cardiaca.

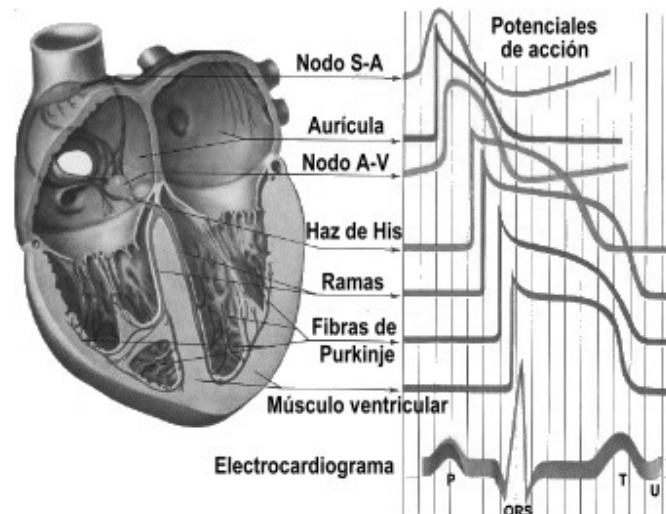


Fig. 4. Representación del sistema de conducción cardíaco y sus ondas características

El sistema de conducción cardíaco se muestra en la Fig. 4 y comprende:

- a) Nodo seno-auricular (o nodo S-A): Se localiza en la aurícula derecha, cerca de la entrada de la vena cava superior. Es una red de células (de forma oval plana) que mide alrededor de 5 x 15 mm de área y 2 mm de espesor. Cuando el corazón funciona normalmente, el estímulo automático generado en esta región controla la frecuencia cardíaca, por eso se le llama marcapaso. El estímulo generado en este nodo se conduce hacia el nodo atrio-ventricular, vía las aurículas izquierda y derecha.

- b) Nodo aurículo-ventricular (nodo A-V): Está situado en la aurícula derecha cerca de la entrada de las venas coronarias. Es de estructura reticular y tiene forma oval plana, mide 1 x 6 x 3 mm. En su parte superior tiene una ramificación que se extiende hacia la aurícula derecha, y la parte inferior de ésta baja hacia los ventrículos en un paquete de forma de haz de His. El impulso procedente de las aurículas se retrasa antes de pasar al ventrículo 1/10 de seg.

c) Haz de His (haz A-V): Este haz se divide en dos ramas, la izquierda y la derecha, que viajan a los lados del septum hacia cada uno de los ventrículos. Estas ramas se diseminan en ramas más finas distribuidas en el endocardio de los ventrículos. Tales extremos de las ramas son denominados fibras de Purkinje y conducen el impulso desde las aurículas a los ventrículos.

d) Fibras de Purkinje: Son las que estimulan al músculo ventricular.

El fenómeno eléctrico que se genera durante el proceso de conducción del estímulo del músculo especializado al músculo ordinario, puede registrarse en forma de un electrocardiograma (ECG) que refleja la propagación eléctrica de la despolarización y la repolarización en las cavidades cardiacas. Estos fenómenos de despolarización y repolarización se llevan a cabo en distintos tiempos y velocidades, dependiendo del nivel en que se encuentran en el sistema de conducción; en consecuencia, la suma total de cada una de estas propagaciones da origen al registro que conocemos como ECG, que se muestra en la Fig. 5.

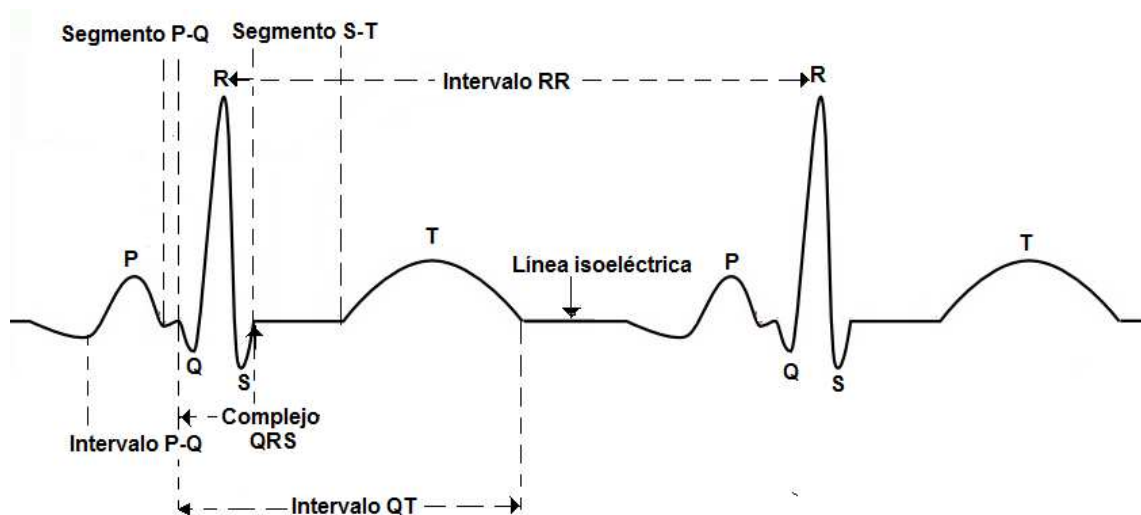


Fig. 5. Formas de onda características de un trazo de ECG.

3.1.3 Velocidad de conducción

La velocidad de conducción en las fibras del nodo A-V es de aproximadamente 0.01 m/seg que es 1/50 del que ocurre en el músculo cardíaco ordinario.

Después de entrar en el nodo, la velocidad de conducción en las fibras nodales A-V es todavía baja, solo de 0.1 m/seg.

Las fibras de Purkinje transmiten alrededor de 1.5 – 4 m/seg, en consecuencia transmiten casi de inmediato el impulso cardíaco a través de todo el sistema ventricular. El tiempo transcurrido entre la transmisión de un impulso desde el haz A-V a las fibras de Purkinje es alrededor de 0.03 seg.

La masa ventricular tiene una velocidad de conducción entre 0.4 y 0.5 m/s. Como el músculo cardíaco está dispuesto en remolinos con tabiques fibrosos entre ellos, el impulso cardíaco no viaja necesariamente en forma directa hacia afuera en dirección de la superficie del corazón.

En consecuencia, la transmisión desde la superficie endocárdica (músculo interno) hasta el epicardio (músculo externo) necesita de hasta 0.03 segundos más; este tiempo debe entonces agregarse al de la transmisión en el sistema de Purkinje. Por lo tanto, el tiempo necesario para la transmisión de un impulso desde el inicio del sistema de Purkinje hasta las últimas fibras musculares ventriculares, es alrededor de 0.06 segundos en el corazón normal.

3.1.4 Frecuencia de descarga

Las fibras nodales aurículo-ventriculares (A-V) descargan a una frecuencia rítmica de 40-60 descargas por minuto. Las fibras de Purkinje descargan a una frecuencia de 15 y 40 descargas por minuto, y excitan la primera fibra muscular sólo 0.06 segundos antes de excitar la última. Como las fibras musculares ventriculares siguen contraídas

durante un periodo total de 0.30 segundos, casi todas las porciones del músculo en ambos ventrículos se contraen al mismo tiempo.

Por su parte, la frecuencia de descarga del nodo seno-auricular (S-A) se encuentra entre 70 y 80 descargas por minuto. El nodo S-A tiene una frecuencia mayor que la del nodo A-V y se recuperan más rápidamente que ningún otro, emitiendo un nuevo impulso antes que ninguno de aquellos haya alcanzado su propio umbral de autoexcitación. Debido a esta característica de mayor frecuencia de descarga rítmica, el nodo S-A controla el latido cardiaco y se le denomina el marcapaso natural del corazón. Cualquier otro marcapaso se denomina ectópico y provoca una secuencia anormal de contracción de las diversas partes del corazón.

Antes de la excitación de los ventrículos, sus células tienen un potencial de reposo aproximado de -90mV (Ver Fig. 1). La despolarización inicial rápida hace que el potencial tenga una razón de crecimiento usualmente mayor de 450 V/s. Esta primera fase es seguida por una rápida repolarización inicial, que conduce a mantener una meseta de despolarización de 200 a 300 ms. La repolarización final restablece el potencial de membrana a su nivel de reposo y se mantiene en éste durante el resto del ciclo cardiaco. En la meseta, la permeabilidad de la membrana disminuye para el potasio.

El periodo refractario funcional (el equivalente al absoluto) del ventrículo es de 0.25 a 0.3 segundos, que es la duración del potencial de acción. El periodo refractario relativo adicional es de aproximadamente 0.05 segundos. El periodo refractario del músculo auricular es mucho más corto, alrededor de 0.15 segundos [Espino VJ et al, 1982].

3.1.5 Control vegetativo

El sistema parasimpático (vagal) produce acetilcolina que disminuye la excitabilidad del nodo S-A, de las fibras de unión A-V y el nodo A-V, lo cual hace más lenta la transmisión del impulso cardiaco hacia los ventrículos. El sistema simpático aumenta la

descarga del nodo S-A y la excitabilidad de todos los procesos del corazón, así como la fuerza de contracción de toda la musculatura cardíaca. Libera la noradrenalina que aumenta la permeabilidad de la membrana al sodio (Na^+) y al calcio (Ca^{++}), provocando que disminuya el umbral y aumente la frecuencia cardíaca por la disminución del tiempo de conducción en el nodo A-V.

3.1.6 El electrocardiograma (ECG) normal

La generación del fenómeno eléctrico reconocido como ECG se manifiesta como una serie de formas de onda, cada una de las cuales tiene un nombre, amplitud y duración particular, como se muestra en la Fig. 5. Estas formas de onda representan las siguientes actividades normales.

- a) Onda P: Representa la difusión del impulso eléctrico generado por el nodo S-A sobre la aurícula. Se le llama también despolarización de la aurícula. Su tiempo de conducción normal aproximado es de 0.06-0.10 segundos.
- b) Intervalo PQ: Indica el tiempo requerido para que el estímulo generado en el nodo S-A sea conducido hacia el nodo A-V, su tiempo de conducción normal aproximado es de 0.12-0.20 segundos.
- c) Complejo QRS: Representa la onda generada por la estimulación del ventrículo, despolarización ventricular y repolarización de las aurículas. Su tiempo de conducción normal es de 0.06-0.08 segundos [Espino JV, 1982] y en ocasiones hasta un máximo de 0.100 segundos [Yanowitz FG et al, 2007, Clifford GD et al, 2006].
- d) Onda T: Representa la onda generada por la repolarización eléctrica de los ventrículos.

- e) Intervalo QT: Indica el tiempo transcurrido desde el inicio de la estimulación eléctrica de los ventrículos hasta el fin de la repolarización de los mismos. Su tiempo es de 0.3 – 0.45 segundos.

La Tabla 1 muestra las características un electrocardiograma normal según su tiempo y amplitud:

Tabla 1. Características principales de un latido cardiaco de un trazo ECG	
Onda P:	0.06 segundos 0.1 - 0.2 mV (adultos) 0.040 - 09 segundos (niños)
Intervalo PQ:	0.12 - 0.20 segundos (adultos) 0.05 – 0.09 segundos (niños)
Complejo QRS:	0.05 – 0.80 o hasta 0.100 segundos (adultos) 0.05 – 0.09 segundos (niños)
Intervalo QR	TAV (tiempo de activación ventricular) 0.02 segundos (0.03 segundos máximo) en V1 y V2 (adultos). 0.029 – 0.037 segundos (0.04 segundos máximo) en V4 – V6 (adultos)
Nivel ST:	0.1 mV
Intervalo QT:	Factor de frecuencia cardiaca o tiempo de sístole ventricular: $QT = 0.39\sqrt{\text{Intervalo } RR} \pm 0.04$ segundos (adultos) $QT = (0.02 \times \text{intervalo } RR + 0.165) \pm 0.04$ segundos (niños)

3.2 Las derivaciones

El objetivo primordial de un ECG es registrar las señales eléctricas del corazón en la superficie del cuerpo, mediante un proceso completamente no invasivo. La información obtenida permite a los cardiólogos determinar el estado funcional del corazón.

El primer registro exitoso del ECG fue realizado por el fisiólogo alemán Wilhem Einthoven, quien ideó un instrumento usando un galvanómetro conectado a los brazos de un sujeto para medir las variaciones de energía que resultaban en la sístole cardíaca, como se ilustra en la Fig. 6.

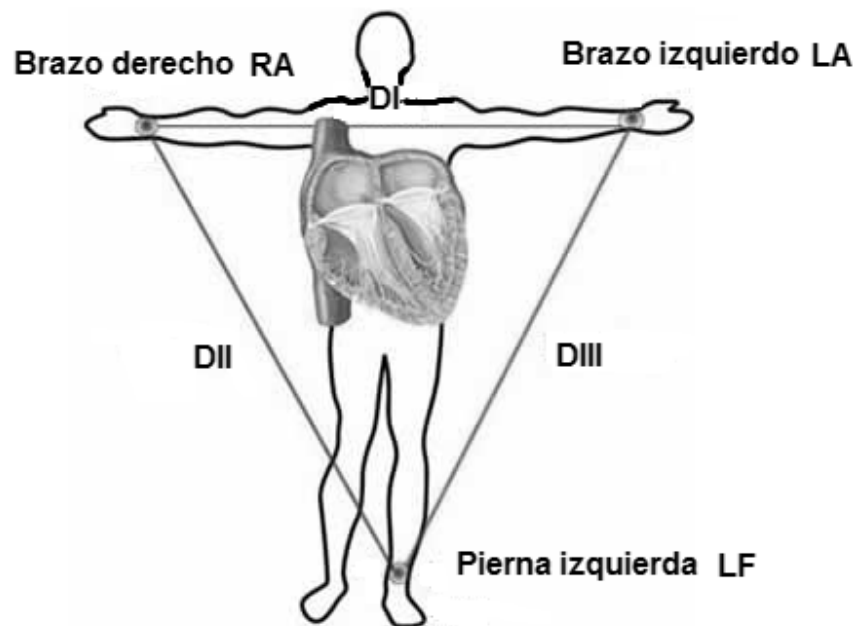


Fig. 6. Representación de derivaciones básicas implementadas en el triángulo de Einthoven.

3.2.1 Bipolares

Einthoven utilizó tres derivaciones llamadas DI, DII y DIII. El ECG resultante representó la relación entre dichas derivaciones es conocida como el triángulo de Einthoven. En el triángulo de Einthoven, una arista representa el brazo izquierdo (LA), otra el derecho (RA) y la tercera el pie izquierdo (LF) según lo que se aprecia en la Fig. 6. Las derivaciones detectan variaciones entre dos aristas y despliegan las diferencias entre los potenciales eléctricos.

Como resultado de esto, se les conoce como derivaciones bipolares, cuyo método es simple, pero tiene una desventaja, es imposible medir el valor absoluto de cada arista. En la Tabla 2 se muestra el signo convencional correspondiente a cada derivación, de acuerdo con el criterio de Einthoven, las cuales se miden a través de un amplificador diferencial.

Tabla 2. Signos correspondientes a cada derivación, derivaciones bipolares		
DI	Brazo izquierdo (+) a brazo derecho (-)	Potencial entre ellos
DII	Brazo derecho (-) a pierna izquierda (+)	Potencial entre ellos
DIII	Brazo izquierdo (-) a pierna izquierda (+)	Potencial entre ellos

De acuerdo con la ecuación que relaciona cada una de las derivaciones con las otras dos, se puede medir cualquier par de ellas y calcular la tercera. De hecho, esto es lo que hacen los actuales equipos de electrocardiografía. Muchos aparatos miden DI y DII y calculan DIII.

3.2.2 Unipolares de Wilson

Fueron Wilson y Goldberger quienes trataron de corregir la ambigüedad de las derivaciones bipolares, e idearon los que se conoce como el método de derivaciones unipolares o terminal central de Wilson (TCW), el cual nos entrega los potenciales eléctricos entre el centro cardíaco y cada arista del triángulo, según se observa en la Fig. 7.

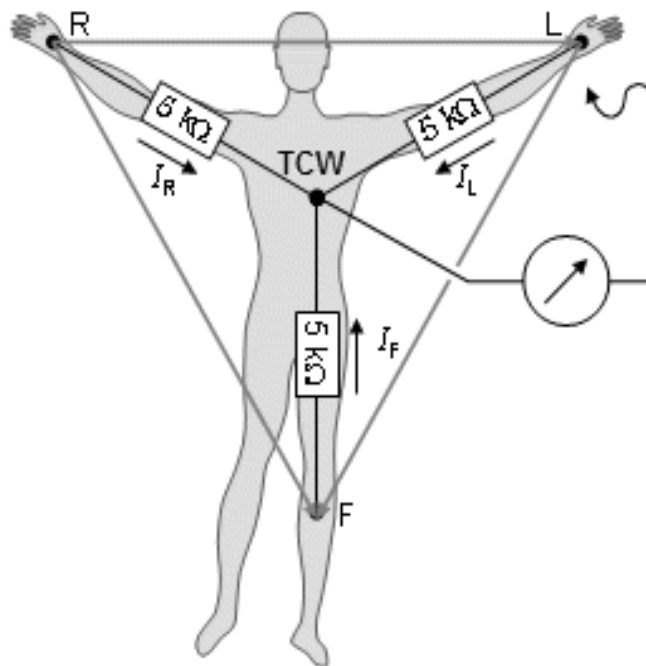


Fig. 7. Derivaciones unipolares de Wilson

Para realizar la detección extracorpórea del centro cardíaco, las conexiones se hacen entre cada arista y se aplica una resistencia de 5 kohm para crear un punto eléctrico central, el cual no siempre corresponde al del corazón, pero para propósitos del ECG se toma como el punto central del corazón. Usando esto es posible medir los potenciales eléctricos entre dicho centro y cada arista. La aplicación de estas derivaciones hace posible medir los potenciales eléctricos de todos los puntos, usando el centro del tórax como el estándar.

3.2.3 Unipolares aumentadas de Goldberger

Tienen el mismo propósito que las de Wilson, aunque en este caso en lugar de colocar una resistencia de 5 kohm , se toma una resistencia de $\frac{1}{2} R$ (2.5 k ohm) entre la TCW y la arista a medir, según lo que se ilustra en la Fig. 8.

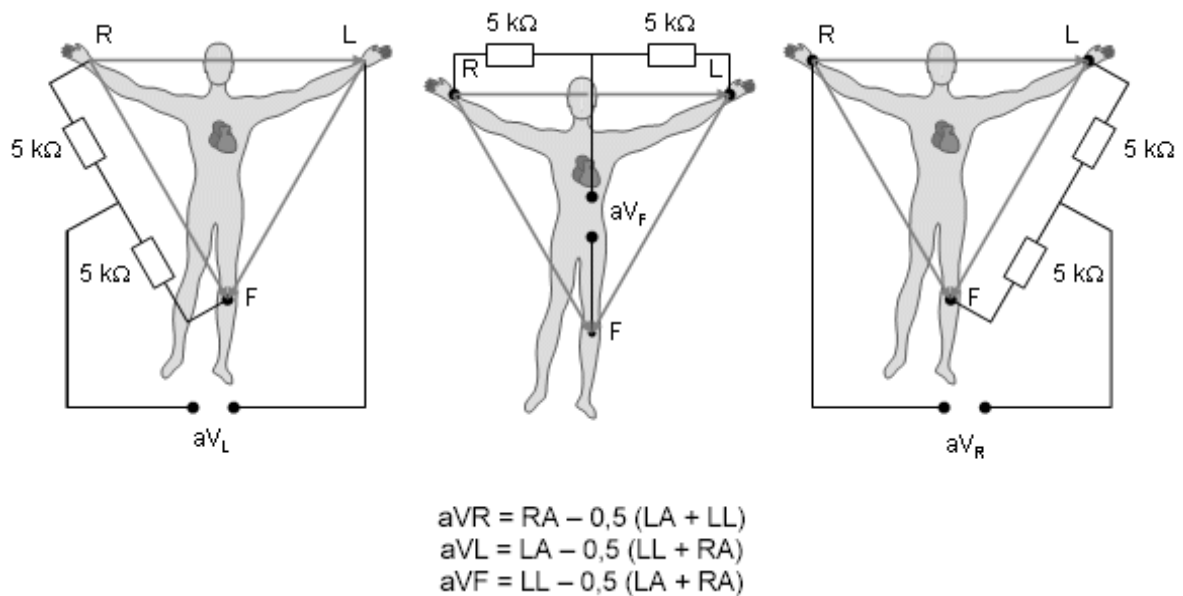


Fig. 8. Derivaciones aumentadas de Goldberger

Cuando se miden los potenciales eléctricos de los brazos derecho, izquierdo y pierna por el método de Wilson, obtienen valores pequeños porque la R entre cada arista está en paralelo con la del electrocardiógrafo. Goldberger mejoró esta medición en 1.5 veces. Las formas resultantes representan la cavidad del ventrículo, su lado superior el ápex y la parte de atrás del corazón.

3.2.4 Unipolares precordiales

Las derivaciones precordiales se toman con un solo electrodo que se coloca en la cara superior del tórax, en diferentes posiciones, y se conecta a la terminal positiva del electrocardiógrafo (EKG). El electrodo de referencia se conecta, a través de una resistencia (R_s), a los electrodos situados en el brazo derecho, izquierdo y pierna izquierda, simultáneamente.

En general hay seis derivaciones precordiales (V_1 , V_2 , V_3 , V_4 , V_5 y V_6), cuya colocación se aprecia en la Fig. 9. Es posible, por medio de estas derivaciones, detectar anomalías en los ventrículos, debido a que los potenciales eléctricos registrados son de la musculatura cardíaca situada por debajo del electrodo. Así de esta manera V_1 y V_2 representan los potenciales eléctricos del ventrículo derecho, V_3 y V_4 representan los potenciales eléctricos del septum, V_5 y V_6 representan los potenciales eléctricos del ventrículo izquierdo y la colocación de los electrodos se realiza siguiendo el siguiente criterio:

- a) V_1 se coloca en el cuarto espacio intercostal al lado derecho del esternón.
- b) V_2 se coloca en el cuarto espacio intercostal al lado izquierdo del esternón
- c) V_3 entre V_2 y V_4 .
- d) V_4 se coloca en el quinto espacio intercostal, sobre la línea media claviclar izquierda.
- e) V_5 en la línea axilar anterior izquierda, en el quinto espacio intercostal.
- f) V_6 en la intersección de la línea horizontal que pasa por V_4 y la línea media axilar.

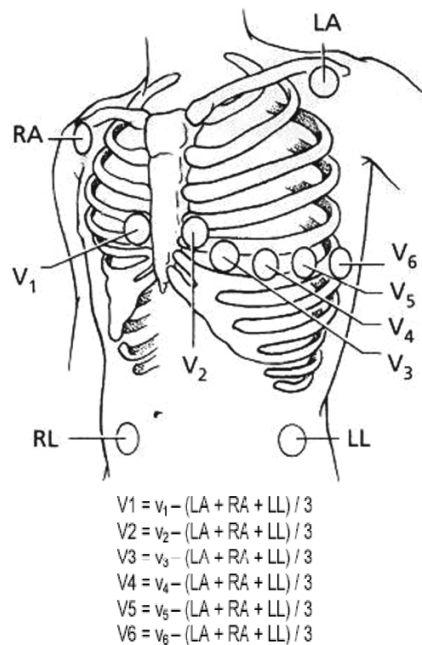


Fig. 9. Colocación de los electrodos para registrar las derivaciones unipolares precordiales.

3.3 Información que nos entrega un ECG

Las derivaciones bipolares DI, DII y DIII nos dan información acerca de la posición del corazón.

- a) Posición hacia el lado derecho implica que DIII es mayor que DII y a DI.
- b) Posición normal implica que DII es mayor a DI y a DIII.
- c) Posición hacia el lado izquierdo implica que DI es mayor a DII y a DIII.

La inclinación del corazón puede ser de cinco tipos dependiendo de cuál de las derivaciones bipolares, aVL o aVF, se asemejen a las derivaciones V₁ y V₂ o V₅ y V₆ [Jacobson C et al, 2007].

Las derivaciones precordiales nos permiten conocer ciertas hipertrofias atriales y/o ventriculares (como aumento del tamaño). Por ejemplo en el caso de hipertrofias, la profundidad de la onda S se vuelve más pronunciada en V₁ y V₂. La onda R se

expande en V_5 y V_6 , y la altura de la onda ST se reduce y en ocasiones también puede aparecer la onda T invertida [Jacobson C et al, 2008].

Un ritmo irregular de la frecuencia cardíaca (FC) o arritmia donde su patogénesis pueden ser diagnosticados al observar la naturaleza del intervalo entre cada onda R-R y analizando sus formas de onda, por ejemplo en una taquicardia evaluando con el ECG la onda P y T no se ven [Zipes DP et al, 2005].

Existen varios tipos de arritmias; no siempre son anormales, y son acompañadas por el pulso respiratorio. Varios síntomas, que incluyen latidos prematuros, fibrilación auricular (FA) y fibrilación ventricular (FV), son el resultado de una excitación anormal en el corazón, conducción o sístole, como el que muestra en la Fig. 10.

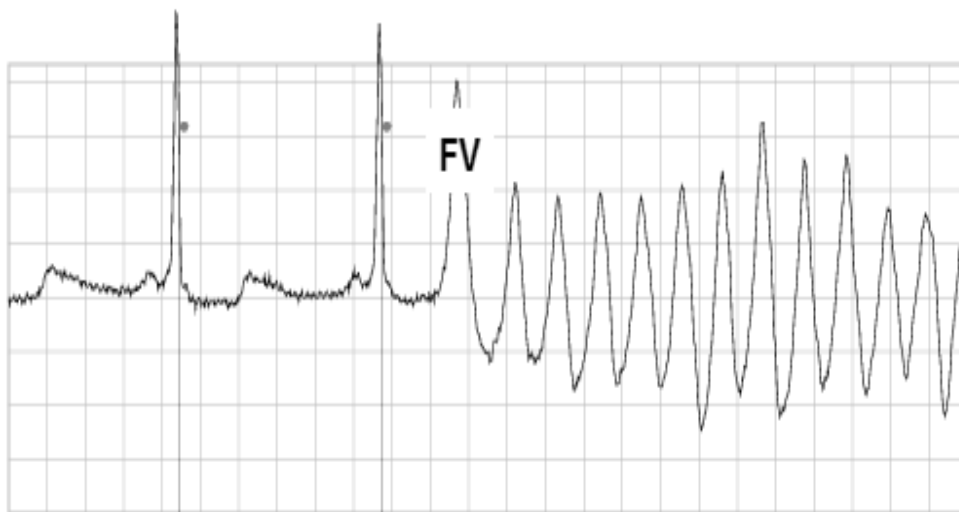


Fig. 10. Fibrilación ventricular observada a través de la derivación DI, Fuente: physionet MIT-BIH, Physiobank ECG.

Cuando el músculo cardíaco no es alimentado temporalmente por la sangre, se presenta lo que se conoce como isquemia miocárdica, fenómeno inducido en pruebas de esfuerzo durante el ejercicio. La esclerosis en las arterias coronarias produce un

insuficiente irrigación de sangre al corazón. Cuando las arterias coronarias se ocluyen ocasionan un estado necrótico (muerte por falta de sangre), se presenta lo que se conoce como infarto agudo al miocardio (IAM) que se refleja en el ECG convencional como variaciones de las ondas ST, Q y T.

3.4 El infarto agudo al miocardio (IAM)

El infarto agudo al miocardio podemos definirlo como la isquemia aguda y prolongada que origina un daño celular irreversible seguido de necrosis y fibrosis miocárdica. El origen del problema en la mayoría de los casos es la oclusión por trombosis de un vaso coronario (ver Fig. 11), con o sin espasmo arterial asociado.

Diversos estudios encuentran que la mayor frecuencia en que se presenta el infarto es en las primeras horas de la mañana, esto ya se ha explicado con anterioridad por los ritmos biológicos (tasa metabólica, producción de calor, etc) [Willich SN et al, 1989].

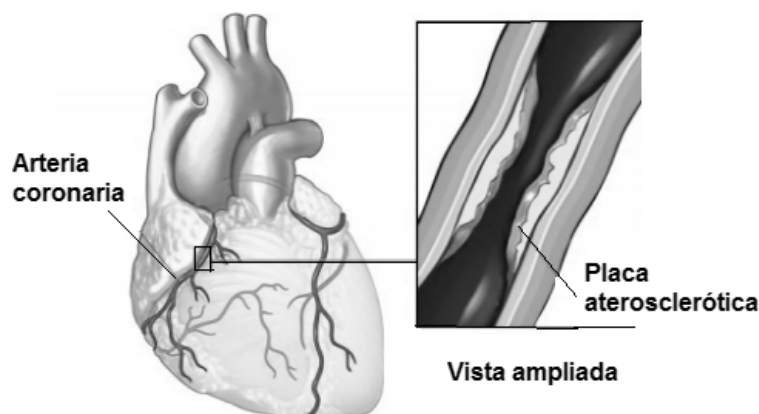


Fig. 11. La formación de placa en las arterias coronarias origina la baja irrigación.

Aunque no se conocen con exactitud los mecanismos que conducen a la formación de la placa de aterosclerosis, estudios diversos han evidenciado que la generación del trombo coronario está en la rotura del núcleo lipídico de la placa. No hay una correlación entre el grado de obstrucción de una placa y su predisposición a romperse y generar una oclusión por trombo [Ambrose JA et al, 1988].

3.4.1 La aterosclerosis

Muchos autores han propuesto que la aterosclerosis se debía a la infiltración lipídica de la pared arterial, causada por una transformación patológica del proceso normal de reparación tisular, teoría ampliamente desarrollada por Dugid y Roquitanky, quienes supusieron también que pequeños trombos arteriales actuaban como molde sobre el cual se desarrollaban las lesiones de aterosclerosis; teoría a la que se llamaron de la incrustación [Ross R et al, 1976].

Otras posibles causas de lesión son las lipoproteínas oxidadas, el uso de tabaco, la homocisteína, el aumento de la tensión de cizallamiento sobre la pared generada por la hipertensión, así como la presencia de agentes infecciosos [Lip JH et al, 1990].

Las lesiones menos obstructivas son las responsables de la mayor parte de los eventos isquémicos agudos. La composición de las placas ateroscleróticas es un núcleo central rico en colesterol y una cápsula fibrosa de tejido conectivo que lo rodea. Si se pierde la continuidad de la cápsula fibrosa, el núcleo rico en células espumosas entra en contacto con la sangre; esto genera la liberación de factor tisular que es un potente procoagulante [Libby P et al, 1995].

3.4.2 El post-infarto

Una vez que se produce el infarto agudo de miocardio, la mortalidad hospitalaria durante la fase aguda está alrededor de un 7-10%. Posteriormente, la mortalidad se sitúa entre un 3 y un 6% al año [WHO, 2011]. Es una práctica habitual realizar la estratificación pronóstica basándose en exploraciones y procedimientos que evalúan el riesgo de complicaciones.

El propósito es identificar al grupo de enfermos de mayor riesgo. Los diversos estudios sobre el tema encuentran que los factores que más influyen en el riesgo de presentar complicaciones son la disfunción ventricular izquierda, la isquemia miocárdica y la inestabilidad eléctrica.

El problema práctico se presenta cuando el paciente permanece asintomático tras un infarto agudo de miocardio, sin insuficiencia cardíaca ni clínica sugestiva de isquemia y no ha presentado arritmias graves

La isquemia residual es el factor pronóstico más importante en la evaluación de los enfermos que han sufrido un infarto. Actualmente, la isquemia coronaria causante del infarto se produce por la obstrucción trombótica de una placa ateromatosa complicada con mayor o menor componente espástico acompañante, que impide un adecuado flujo sanguíneo en las coronarias.

La isquemia aguda tiene por consiguiente un aspecto anatómico, que corresponde a la lesión causante de la inestabilización y un aspecto funcional, que se refiere al grado en que se compromete el flujo sanguíneo y por tanto, a la repercusión de esta lesión en la irrigación de una porción de miocardio. Cada uno de estos dos aspectos puede ser valorado por procedimientos diagnósticos diferentes [Barragan AA et al, 2000].

El procedimiento estándar, y considerado como el habitual para determinar la gravedad de la lesión anatómica es la arteriografía coronaria. Este procedimiento puede

complementarse con el empleo de angioscopía o de Eco-intracoronario, procedimientos que pueden arrojar además información sobre la naturaleza de la placa y su composición, no sólo en la superficie sino también en su espesor. Otro procedimiento que ha demostrado su utilidad y que actualmente es de uso más común es la Resonancia magnética nuclear (RMN).

Por otro lado los procedimientos de valoración funcional pueden basarse en Electrocardiografía como son el monitoreo por Holter, pruebas de esfuerzo y electrocardiografía de alta resolución (ECGAR), así como diferentes técnicas de imagen como son la Ecocardiografía de estrés, pruebas isotópicas de estrés y también la RMN.

3.5 La electrocardiografía de alta resolución (ECGAR)

Los parámetros considerados para analizar la señal electrocardiográfica, normalmente de forma empírica, son el ritmo y su uniformidad, y la presencia, amplitud, forma y separación de las distintas ondas.

Las amplitudes están asociadas directamente al estado de las células del miocardio, mientras que los tiempos vienen condicionados por las células nerviosas. Las limitaciones del ECG clásico en reposo en cuanto a la capacidad de detectar ciertas cardiopatías o diferenciarlas de otras, han llevado al planteamiento de métodos alternativos.

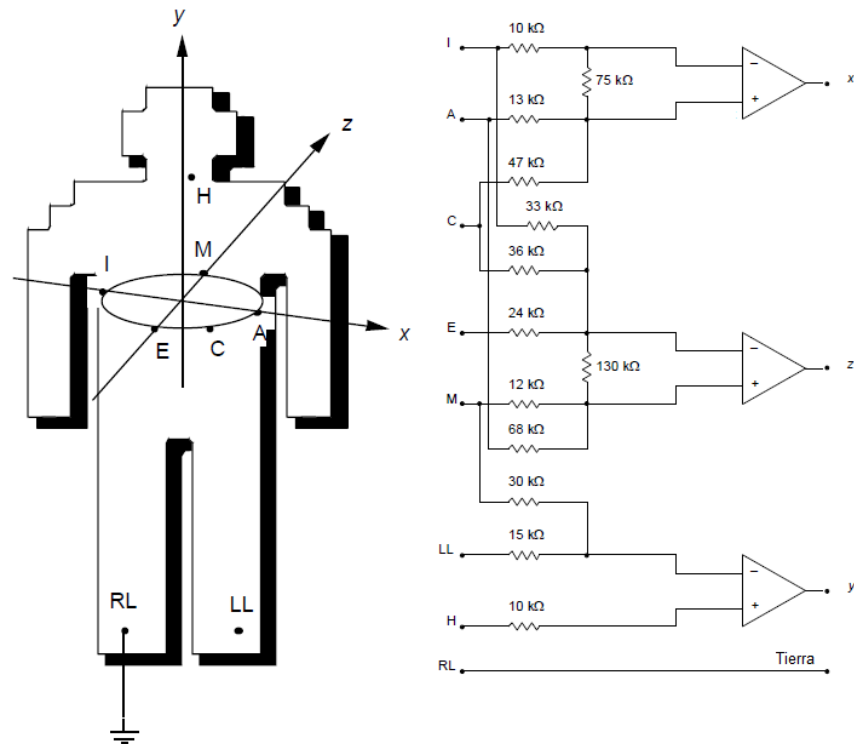


Fig. 12. Posición de electrodos para la obtención de derivaciones ortogonales X, Y y Z y red de Frank necesaria para su adquisición. Fuente: *Biomedical Digital Signal Processing, C-Language examples and laboratory experiments for the IBM ® PC*, cap. *Electrocardiography*, Willis J. Tompkins, 2000 Prentice Hall, pp. 40 y 41.

La técnica de electrocardiografía de alta resolución consiste en la reconstrucción del vector cardíaco a partir de sus proyecciones en tres direcciones ortogonales X, Y, Z. En la práctica estas derivaciones no son posibles y se emplea el sistema definido por la red de Frank, que es una red de resistencias ponderadas de acuerdo con la geometría y conductividades del torso, y determinadas experimentalmente como se observa en la Fig. 12.

La información que se presenta es la proyección del extremo del vector cardíaco en los planos sagital, frontal y transversal, y constituye el denominado ECGAR.

Por otro lado existe la llamada La electrocardiografía de alta resolución (ECGAR) que se utiliza para detectar los denominados micropotenciales cardíacos, de pequeña amplitud no observables en el ECG estándar. El método más común de mejora de la

relación señal a ruido es el promediado de señal. Ha habido numerosas aplicaciones de esta técnica como los registros del sistema de His-Purkinje y el análisis de los llamados potenciales tardíos ventriculares

3.5.1 Potenciales tardíos ventriculares (PTVs)

Los potenciales tardíos ventriculares son señales de baja amplitud (1 a 25 μV) y un ancho de banda elevado de 40 a 250 Hz se encuentran presentes en la parte final del complejo QRS o al inicio del segmento ST y que provienen de áreas de miocardio con propiedades electrofisiológicas heterogéneas, que para su detección deben aislarse las señales provenientes del corazón de aquellas otras que corresponden al ruido eléctrico [Breithard G et al, 1991].

Como que los PTVs tienen una amplitud muy baja, deben emplearse para su detección procedimientos especiales como la electrocardiografía de alta resolución (ECGAR) donde se necesita de un mínimo de 12 bits para estos niveles mencionados.

Aunque la técnica fue empleada inicialmente en la detección de las señales de la actividad eléctrica durante el periodo PR [Berbari EJ et al, 1973], rápidamente se comenzó a emplear para el estudio de los potenciales tardíos ventriculares.

Hasta finales de la década de los 70 no se alcanzó la tecnología necesaria para permitir la evolución de la electrocardiografía de alta resolución, inicialmente por los procedimientos de adición temporal y posteriormente por el análisis de frecuencia y la espectroturbulencia [Barragan AA et al, 2000].

Los PTVs generados por pequeñas zonas de tejido miocárdico alrededor del área infartada son demasiado bajos para poder ser detectados por un ECG convencional desde la superficie corporal. Estas zonas de alrededor de 1,4 cm tienen una conducción más lenta [Debaker JM et al, 1988].

Cuando el frente de onda atraviesa el tejido normal, el impulso tarda un tiempo similar en desaparecer. Sin embargo, cuando llega a las zonas de conducción más lenta el impulso tarda más tiempo en extinguirse por lo que alrededor el tejido normal puede activarse de nuevo y generar microreentradas (ver Fig. 13.), mecanismo favorecedor del desarrollo de arritmias ventriculares y por ende de FV [Tagluk ME et al, 1998].

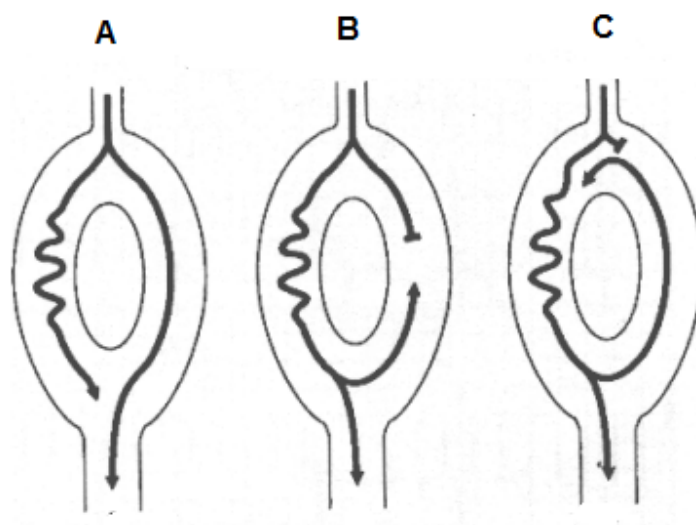


Fig. 13. El mecanismo de reentrada favorece la generación de FV.

Se han detectado con el electrocardiograma arritmias ventriculares [Berbari EJ et al, 1978], así como la presencia de PTVs en la zona del segmento ST en otros estudios electrofisiológicos realizados en perros, a los que previamente se les indujo un infarto, así como la relación de esta actividad eléctrica con la muerte súbita cardíaca (MSC) [El-Sherif N et al, 1977].

La electrocardiografía de alta resolución es una técnica de detección de esta actividad eléctrica tardía desde la superficie en sujetos con taquicardias ventriculares recurrentes

y sujetos post-infartados desde hace más de dos décadas mostrando desde entonces los mejores resultados en comparación con estudios de ECG convencionales [Rosanski JJ et al, 1981].

Se ha comprobado que los sujetos que tras un infarto de miocardio (sujetos post-infartados), presentan arritmias ventriculares y un QRS más largo, con actividad de bajo voltaje en la parte final del mismo, a diferencia de aquellos otros en los que no se había observado la presencia de arritmias ventriculares [Simson MB et al, 1981]. Así, en el seguimiento a un año de los sujetos con infarto en los que se ha detectado la presencia de PTVs se ha evidenciado que aporta una información pronóstica como factor de riesgo independiente para el desarrollo de eventos arrítmicos. De cualquier forma, su presencia está estrechamente relacionada con la presencia de taquicardia ventricular y fibrilación ventricular sostenida (FV), eventos que marcan una mayor mortalidad tanto hospitalaria como tardía [Vatterot PJ et al, 1991].

La presencia de PTVs es el mejor de los predictores de eventos arrítmicos serios en el primer año postinfarto ya que los potenciales tardíos aparecen de forma temprana, en la primera semana disminuyendo su forma en los seis meses siguientes y es precisamente en este primer periodo cuando tienen un mayor valor pronóstico [Alamgir KM et al, 2007].

Desde hace muchos años existe un comité general sobre la utilidad de la obtención de potenciales tardíos ventriculares como un método útil para la valoración de los sujetos que han sufrido un IAM [Breithard G et al, 1991].

El desarrollo paralelo de las técnicas de revascularización ha permitido evidenciar la relación existente entre la oclusión de la arteria responsable y la presencia de potenciales tardíos ventriculares [Barragan AA et al, 2000].

Se ha comprobado también cómo durante la oclusión de la arteria, que se produce al efectuar una angioplastia, pueden verse de manera transitoria PTVs que

desaparecen al abrirse la arteria [Rubin DA et al, 1992]. Del mismo modo, al abrir mecánicamente mediante angioplastia, de forma tardía la arteria responsable (1 o 2 semanas después del infarto) en sujetos con PTVs, éstos últimos tienden a desaparecer [Boehrer JD et al, 1992].

3.5.2 Promediación de señales ECGAR (PSECGAR)

Para el registro del ECGAR como se vio anteriormente se utilizan las derivaciones ortogonales X, Y, y Z. Las señales obtenidas se envían al amplificador filtrando las frecuencias en el rango que se considera útil (e.g. 0.5 – 300 Hz). El siguiente paso es la transformación de la señal analógica en otra digital con una resolución como mínima de 12 bits y que pueda ser analizada por un algoritmo de computadora. Para ello se realiza un muestreo en cada derivación 1000-2000 veces por segundo.

Las señales, debido a su bajo voltaje se confunden con las de las diversas fuentes de ruido, principalmente: los potenciales electromiográficos procedentes de los músculos esqueléticos, el ruido de la interfase electrodo-tejido y el ruido de los equipos electrónicos, así como el de la línea eléctrica de 60 Hz ampliamente estudiado.

La técnica que se utiliza para superar estas interferencias es la promediación o suma de señales que resulta en una señal promedio a partir de los ECGARs registradas utilizando un latido cardiaco como referencia llamado el latido plantilla y aquellos latidos cardiacos que superen un coeficiente de correlación mayor a 0.9 [Alamgir KM et al, 2007].

No puede considerarse un número fijo de latidos en ensamble de promediación sino que éstos dependerán de cada individuo. En unos casos puede resultar suficiente con la promediación de 100 latidos para conseguir que el ruido estándar se reduzca a menos de 0.5 μ V (alrededor de 15 dB de RSR), mientras que en otros es necesario

llegar a promediar más de 400 latidos. Por ese motivo, el método más eficaz es limitar la promediación al alcanzar el nivel de ruido especificado. De cualquier manera hay un límite de ruido diferente para cada sujeto que resulta muy difícil de superar aun promediando más de 400 latidos [Dalton NW et al, 1996].

El registro de las derivaciones ortogonales X,Y,Z una vez que han sido promediadas y filtradas, se suman vectorialmente obteniéndose un vector magnitud que es la suma cuadrática de los anteriores aplicándole posteriormente un filtraje bidireccional y al resultante se le conoce como el QRS filtrado (ver Fig. 14).

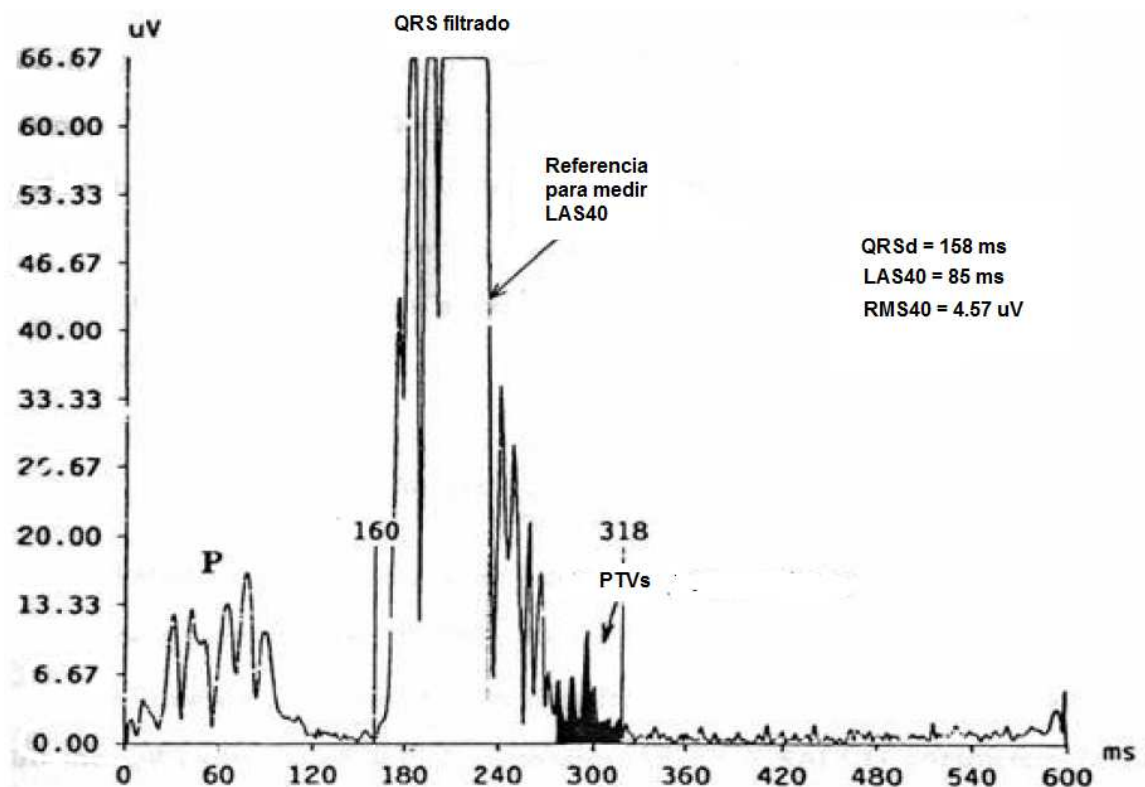


Fig. 14. Ejemplo vector magnitud que genera el QRS filtrado con los criterios de presencia de PTVs.

Las características del filtro son cruciales e influyen muy significativamente en el resultado final de la señal que se va a analizar. No hay unanimidad respecto a cuál filtro es mejor para el pasa-altas, para el pasa-bajas filtro es fijo de 250Hz [Breithard G et al,

1991], pero los que se consideran más útiles son los de 25-250, 40-250 y 80-250 para cuando se realizan estudios en sujetos post-infartados [Alamgir KM et al, 2007].

La presencia PTVs provoca una mayor duración del QRS filtrado, dicha elongación se reflejaran como pequeñas señales de voltaje en la parte terminal de la despolarización ventricular (complejo QRS).

Los criterios para definir la presencia de PTVs en la señal amplificada promediada y filtrada se basan en tres parámetros: la duración del QRS filtrado, la duración de las señales de baja amplitud y alta frecuencia en la porción terminal del QRS filtrado, así como el voltaje cuadrático medio en los 40 ms terminales del QRS filtrado indicados como QRSd, LAS40 y RMS40 en la Tabla 3, cuando se cumplen estos tres parámetros se diagnóstica que el individuo presenta PTVs y por ende riesgo de MCS.

Tabla 3. Parámetros de decisión para detectar presencia de PTVs		
Parámetro	Descripción	Criterio
<i>QRSd</i>	QRS filtrado	>114 ms
<i>LAS40</i>	Duración de las señales de baja amplitud que son menos de 40 uV de la parte terminal del QRS filtrado	<20 uV
<i>RMS40</i>	Raíz cuadrática media de los últimos 40 ms del QRS filtrado	>38ms

El final del QRS filtrado se determina automáticamente por el algoritmo utilizado y se define como el punto medio de un segmento de 5 ms en el cual la media del voltaje sobrepasa la media del ruido en más de tres veces la desviación estándar del ruido, pero no pueden sacarse conclusiones válidas en caso de existir bloqueo de rama

[Lander P et al, 1993]. Sin embargo y pese a todos estos condicionantes la técnica de determinación de PTVs usando PSECGAR tanto para la sensibilidad como la especificidad es el método de detección para aplicación clínica por excelencia [Podrid PJ et al, 2001].

4. MATERIALES Y MÉTODOS

4. MATERIALES Y MÉTODOS

Para realizar la presente investigación, se tomó el registro de 50 señales ECGs de alta resolución en posición de reposo en sujetos sin antecedentes de infarto agudo al miocardio, es decir sujetos post-infartados que pudieran presentar PTVs. Se utilizó un sistema CARDIAX PC-ECG®, el cual permite obtener registros de alta resolución a 12 bits y a una frecuencia de muestreo de 500 muestras/segundo. La frecuencia de muestreo se incrementó al doble utilizando interpolación lineal (i.e. logrando una frecuencia de muestreo de 1000 muestras/segundo).

Para lograr tener los experimentos controlados, las señales fueron suavizadas mediante la aplicación de un filtro de media móvil que reduce el ruido de alta frecuencia. Se creó una base de datos de PTVs de acuerdo a los criterios descritos por la Asociación Americana del Corazón y la Sociedad Europea de Cardiología.

La base de datos permite que se tengan diferentes amplitudes y duraciones de PTVs y poder seleccionarse de manera aleatoria y simularlos dentro de una señal de ECGAR. A fin de tener los niveles de ruido dentro de los ECGAR, tres diferentes cantidades de ruido Gaussiano (i.e. Relación Señal a Ruido, SNR de -10dB, -15dB y -20dB). Cada registro ECGAR se separó en latidos mediante el algoritmo clásico de detección de complejos QRS de Pan et al y seleccionando solo aquellos que cumplieran con el coeficiente de correlación mayor a 0.9 según se indica en el estándar de selección de latidos para promediado en la Promediación de Señales ECG (PSECG).

A partir de los 50 registros ECGAR anteriores se realizó la medición de la variabilidad del complejo QRS para cada latido, así como la RSR para demostrar que aunque existe alta correlación entre latidos, también existen variaciones en los complejos QRS y por consiguiente si tales registros llegasen a presentar PTVs estos no estarían alineados en el momento de la promediación. Por lo anterior se procedió a buscar y proponer un método de alineación tanto temporal como en amplitud a partir de la segmentación de señales ECGAR, y midiendo la variabilidad del complejo QRS, así

como la RSR para demostrar que se tenía ahora latidos de ECG completamente alineados.

Se evaluaron varias técnicas de alineación y segmentación como son los basados en programación de dinámica por amplitud y los basados en programación dinámica basados en pendientes. Con el banco de PTVs creado se eligieron al azar varios de ellos a fin de ser simulados en los trazos de manera individual a cada ECGAR de los 50 sujetos. Debido a que la presencia de PTVs se refleja en una duración mayor del complejo QRS, uno de los tres parámetros base para la prognosis o como definición de presencia o ausencia de riesgo de muerte súbita cardiaca [Breithard G et al, 1991].

El método propuesto se presenta de manera detallada a continuación, así como los resultados en el siguiente capítulo.

4.1 Adquisición y pre-procesado de señales de ECGAR

Se tomó el registro de 50 sujetos en posición de reposo, todos los sujetos seleccionados no tenían antecedentes de infarto al miocardio, condición necesaria para controlar el experimento en cuanto a que tales registros no contuvieran indicios de PTVs. Se utilizó el sistema PC ECG CARDIAX (Imed Ltd, 2002) el cual permite obtener de un sujeto las tres derivaciones ortogonales X, Y y Z con una resolución de 12 bits, así como alrededor de 7000 latidos por cada trazo ECGAR y una frecuencia de muestreo ajustable a máximo de 500 muestras/segundo.

Para el suavizado de la señal se aplicó un filtro de media móvil de tres puntos [Proakis J.G et al, 2007] como el que se muestra en la figura 15, el cual nos ayuda a remover el ruido de muy alta frecuencia y el ruido muscular que se presente debido a la adquisición; además nos permite conservar las componentes espectrales más

destacadas de un trazo de ECGAR, como son las ondas P y T, así como el complejo QRS (0-150 Hz) [Tompkins WJ et al, 2000].

$$y[i] = \frac{1}{M} \sum_{j=0}^{M-1} x[i + j] \quad \text{Ec. 1.}$$

La selección de número de puntos de la ventana integradora se realiza de acuerdo al ancho de banda que no se desea afectar, de acuerdo con la Ec. 1, donde $x[]$ es la señal de entrada, $y[]$ es la señal de salida y M el número de puntos utilizados en la ventana integradora.

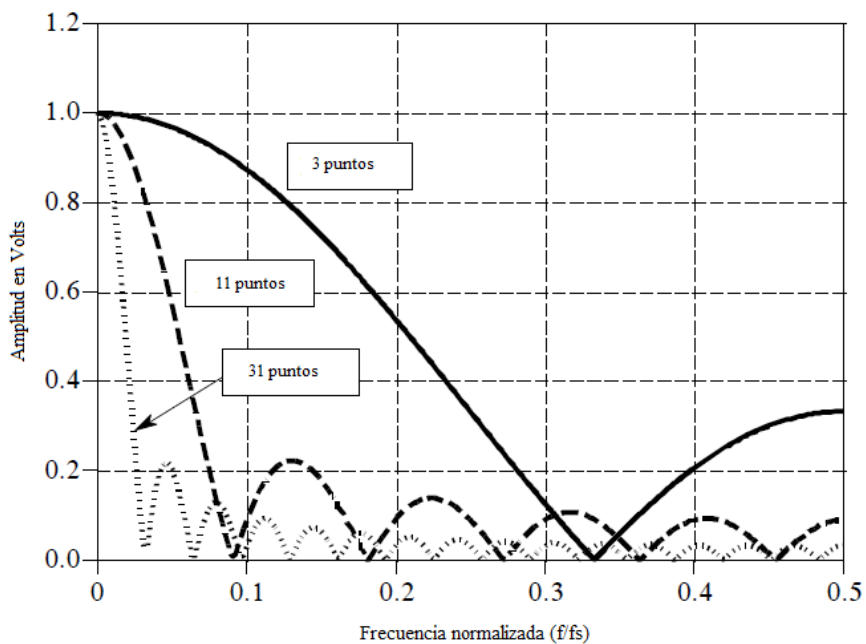


Fig. 15. Ancho de banda resultante al utilizar un filtro de media móvil, de acuerdo con el número de puntos de la ventana integradora.

Debido a que los PTVs contienen un ancho de banda de entre 40-250 Hz [Narayanaswamy S et al, 2002], se elevó la frecuencia de muestreo a 1000 muestras/segundo al utilizar interpolación lineal por 2, de tal suerte de que si existieran componentes espectrales de 250 Hz al menos rescataríamos cuatro muestras.

Como los trazos ECGAR contenían un nivel de CD elevado debido a la polarización de los electrodos y a los movimientos inconscientes de los sujetos, fue necesario utilizar un método que obtuviera la tendencia de cada trazo y la restara a este último para que el trazo resultante de ECGAR fuera uno sin nivel de DC que no pudiera afectar en el análisis posterior.

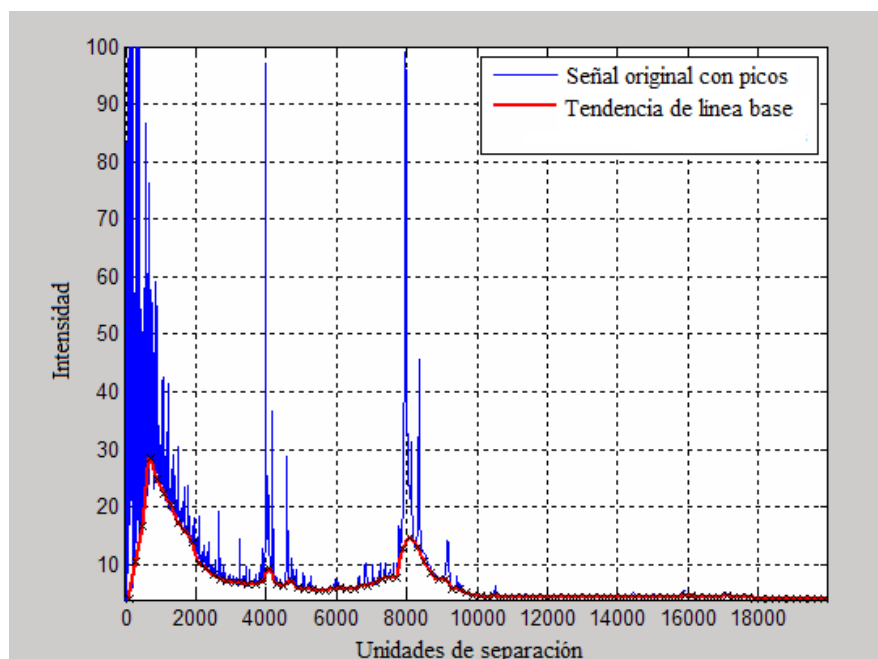


Fig. 16. A partir de una señal con picos, es posible encontrar la tendencia de la línea base usando regresión con *splines* y la función *msbackadj*.

Para lograr tal ajuste se utilizó una regresión de la línea base a través de múltiples ventanas desplazadas basadas en splines de aproximación y restando tal ajuste al trazo original de ECGAR. La función de MATLAB `msbackadj` una función originalmente utilizada para espectrometría de masas, realiza tal ajuste a partir de señales con picos como se muestra en la Fig. 16, y debido a la similitud con las señales de ECGAR puede utilizarse sin problemas, ya que el ancho de banda de las ondas características del ECG no se ven afectados.

4.2 Generación de PTVs y agregado sintético

Para la creación de potenciales tardíos ventriculares ($1\mu\text{V}$ a $25\mu\text{V}$ y 40 a 250 Hz) [Breithardt G, 1991], necesitamos partir de una función de tipo aleatoria que contenga todo el rango de frecuencias posibles (hasta 1000 Hz) y amplitud variable. La función de MATLAB que crea N vectores de longitud M distribuidos normalmente es la función `RANDN(N,M)`, con media 0 y desviación estándar 1, y donde su espectro en frecuencias se encuentra en todo el intervalo disponible, como se puede apreciar en la Fig. 17.

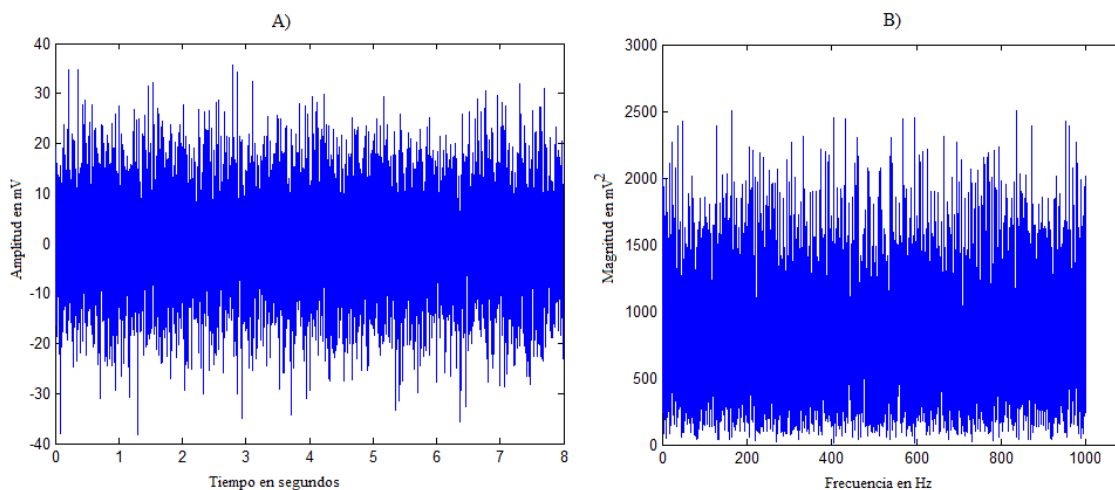


Fig. 17. A) Señal con distribución normal uniforme para la generación de PTVs. B) Contiene un ancho de banda en todo el espectro posible.

Utilizando una ventana Gaussiana (distribución normal), como la descrita por la EC 2, donde μ representa la media, x los valores del vector y σ la desviación estándar de la ventana, podemos recoger de la señal aleatoria un sin fin de señales con amplitud variada entre 1 a 25 μV , simplemente multiplicando y desplazando su media en el tiempo y variando la desviación estándar para diferentes duraciones. Creando una función y desplazándola en el tiempo, por ejemplo cada t segundos se pueden obtener algunos segmentos diferentes, como puede apreciarse en la Fig. 18, a los cuales se les llamo candidatos a PTV.

$$f(x|\mu, \sigma) = \frac{1}{\sigma\sqrt{2\pi}} e^{-\frac{(x-\mu)^2}{2\sigma^2}} \quad \text{Ec. 2}$$

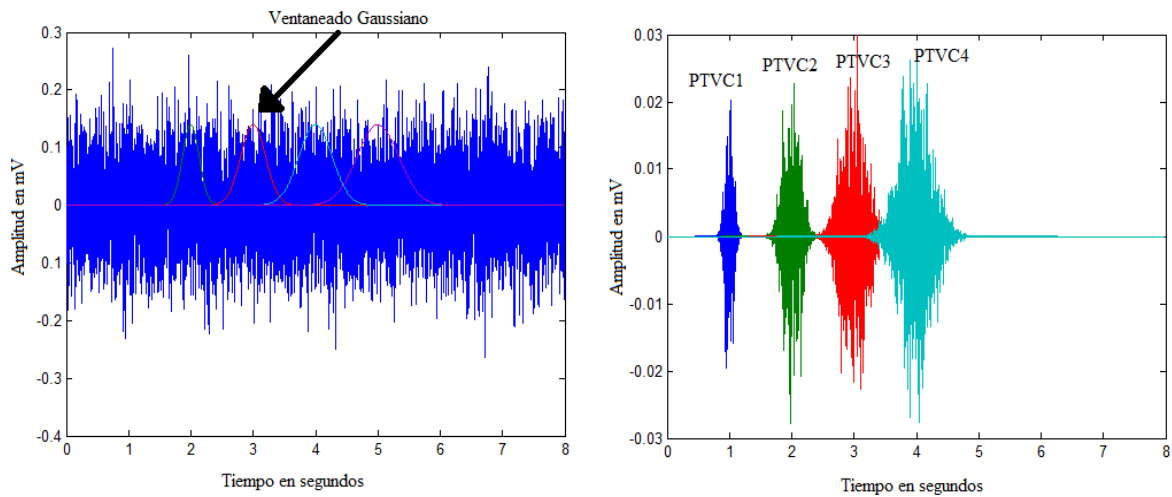


Fig. 18. La selección de diferentes segmentos de la distribución mediante el ventaneado Gaussiano produce algunas señales considerados como candidatos a PTV, los cuales tienen diferente duración y amplitud, tales segmentos resultantes son los PTV candidatos (PTVC).

Si a los cuatro candidatos a PTV que se muestran en la Fig. 18 se les calculara el ancho de banda, ninguno de ellos reuniría las condiciones para ser utilizados como PTV, i.e. ninguno cumpliría con el ancho de banda de los potenciales tardíos ventriculares (ver Fig. 19).

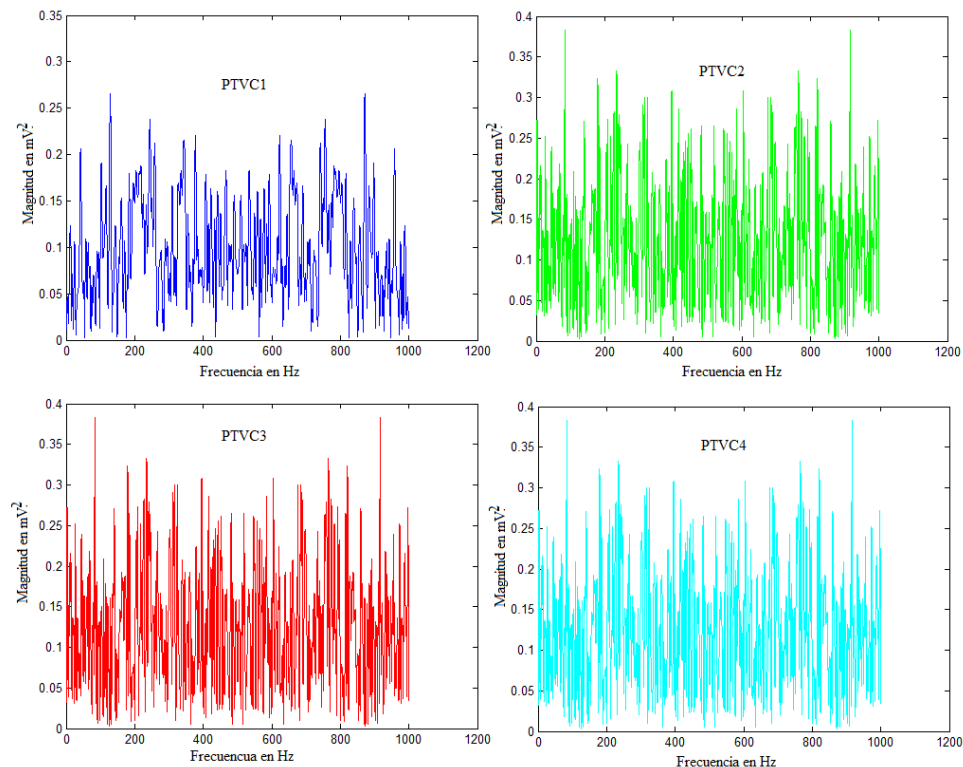


Fig. 19. Ancho de banda para diferentes candidatos a PTV.

Para lograr que los segmentos cumplan con el rango de frecuencias que los definiría como PTV, es necesario limitar su paso de banda mediante filtrado con frecuencias de corte de 40 a 250 Hz. En MATLAB podemos encontrar la instrucción BUTTER(N,Wn), que diseña filtros Butterworth pasa-bajas, pasa-altas, pasa-bandas y rechaza bandas tanto en forma digital como analógica.

Este filtro se caracteriza por una respuesta plana en la banda de transición. Una vez diseñado el filtro deseado en el dominio de la frecuencia, se realiza la convolución (o la multiplicación en frecuencia) entre los candidatos a PTV y la respuesta del filtro, para dejar pasar solo aquella banda que nos interesa. Tal es el caso del filtro de quinto orden que se muestra en la Fig. 20, que muestra una respuesta plana de magnitud 1.

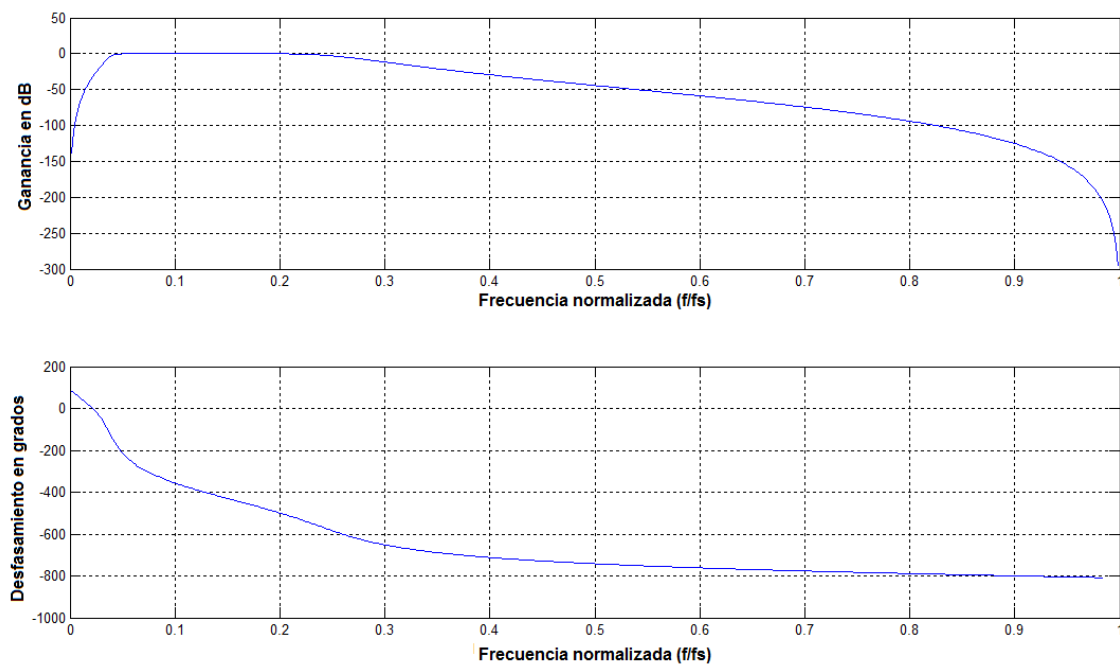


Fig. 20. Respuesta en frecuencia de un filtro Butterworth de 5to orden para 40 a 250 Hz, banda utilizada por los PTVs

La creación de un banco de PTVs se hace necesaria para realizar la prueba de elongación de los látidos una vez que se genera dentro del segment ST o al final del complejo QRS. Si los trazos de ECGAR contienen PTV, entonces los latidos presentaran una mayor duración, de acuerdo al criterio estándar internacional.

Como se vio anteriormente, uno de los criterios es el que se refiere a la duración del complejo QRS, el cual se verá incrementado por encima de 114 ms, lo cual para nosotros es un indicativo de presencia de PTV. Cada PTV simulado por tanto deberá seleccionarse al azar (con diferente amplitud y duración) y deberá agregarse al final del complejo QRS para realizar la prueba de detección en el incremento en la duración del QRS en un ECGAR considerado normal.

Una vez localizado los tiempos en los que ocurre cada inicio de QRS (QRSon) y final (QRSoff), en un trazo ECGAR es posible agregar el PTV simulado como se muestra en la Fig. 21 con una suma inmediatamente después del QRSoff y volver a cuantificar la duración del QRS (QRSd) para saber cómo cada latido se vio afectado. Para la localización de los parámetros mencionados es necesario realizar un algoritmo de localización del complejo QRS.

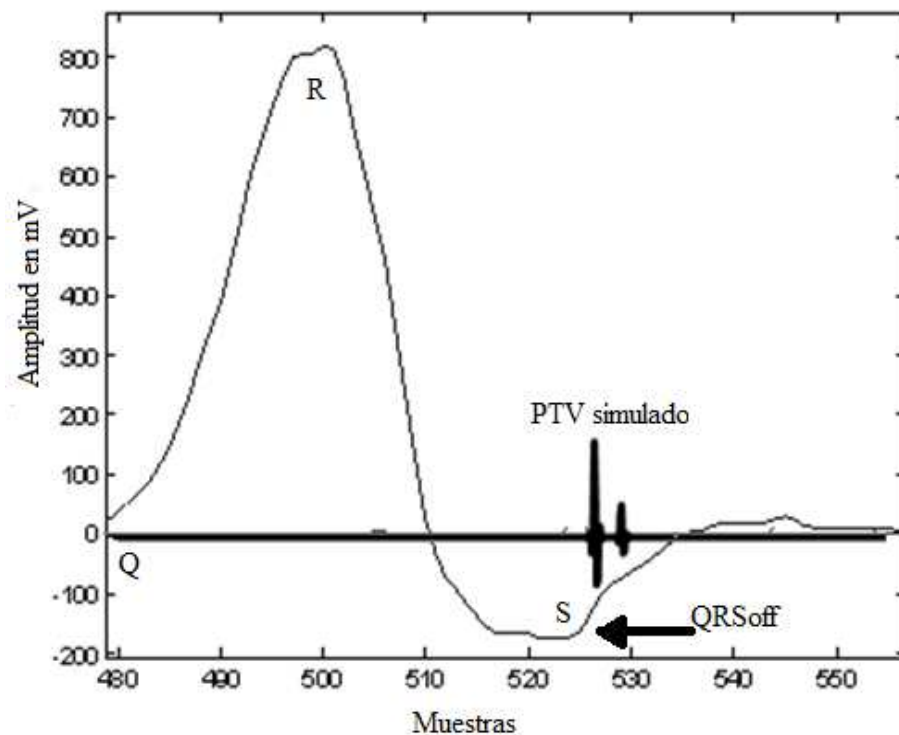


Fig. 21. Una vez localizado el final del complejo QRS (QRSoff) la simulación del PTV creado sintéticamente, se realiza sumando muestra a muestra a muestra con el latido cardíaco detectado.

4.3 Detección del complejo QRS

A partir de los trazos de ECGAR suavizados y sin componente de CD se hace necesario el desarrollo de un algoritmo tanto de detección del complejo QRS como de un proceso de selección de los mismos dentro de un trazo ECGAR. Por tal motivo se realizó un mejoramiento del algoritmo clásico de J. Pan y Tompkins el cual se enfoca principalmente a la detección de los complejos QRS dentro de un trazo ECG convencional.

Nuestro objetivo entonces aquí es, no solo la detección de este complejo, sino también cortar los latidos cardiacos completos (incluyendo las ondas P y T, así como el complejo QRS) de todos los trazos ECGAR.

La potencia relativa con respecto a la frecuencia de la señal ECG, es un punto de partida muy importante para la detección del complejo QRS, como se describe en la Fig. 22. Si nuestro objetivo lo fijamos en identificar el inicio y final del complejo QRS, así como las ondas P y T, podemos entonces filtrar nuestros trazos ECGAR solo en el intervalo que se necesita.

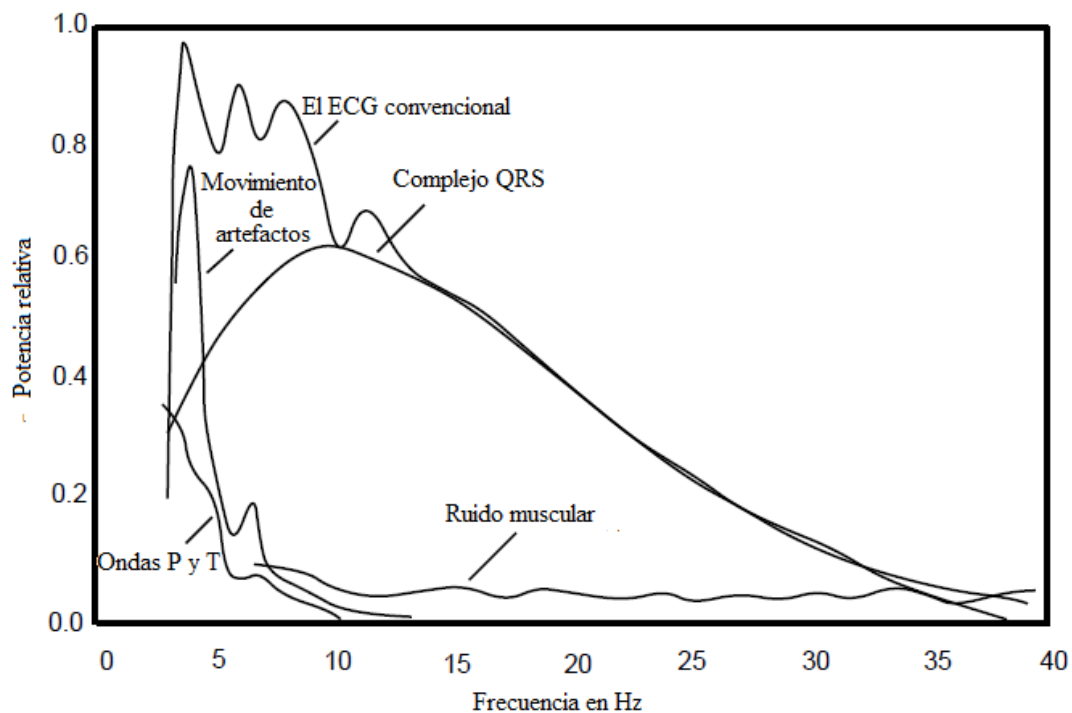


Fig. 22. Potencia relativa con respecto a la frecuencia de un ECG convencional. Para lograr que en un trazo ECGAR no se eliminen las ondas características ni los PTV se realizó un filtrado para una frecuencia entre 3 y 250 Hz.

Utilizando un filtro Butterworth pasa banda de 3 a 250 HZ dividido en un pasa bajas y un pasa altas es suficiente para identificar las formas de onda características en un trazo ECGAR, así como para no cortar el ancho de banda perteneciente a los PTVs que pudieran existir.

Basándonos en el algoritmo clásico la pendiente de la onda R es un elemento estándar para localizar temporalmente el complejo QRS (Ver Fig. 23). Debido a la naturaleza de la onda R, el uso de un derivador producía un mejoramiento de la misma y una atenuación de aquellas componentes de baja frecuencia, permitiendo que la onda R sea un pico con mucho más pronunciamiento que el resto del latido cardiaco.

Sin embargo pueden existir un gran número de complejos QRS “anormales” de gran amplitud y larga duración, no reconocidos con un enfoque que se base en la variabilidad o cambio de pendiente del trazo ECGAR, debido a la existencia de latidos con pendiente de onda R relativamente bajos. Por esta razón, el enfoque de pendiente de la onda R no es completamente óptimo para realizar la detección de los complejos QRS en un trazo ECGAR de manera precisa.

Es necesario que extraigamos información de otros parámetros tales como la amplitud, anchura y energía del complejo QRS, para así poder obtener mejores resultados en su detección.

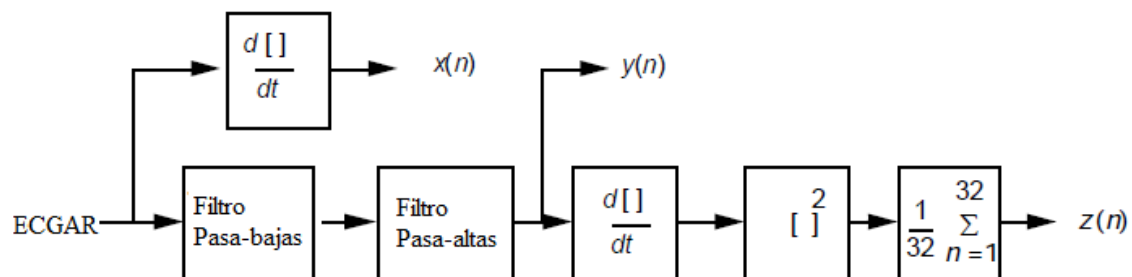


Fig. 23. Algoritmo clásico de detección del complejo QRS.

El uso de la transformación no lineal nos permitirá cuantificar la energía del complejo QRS y permite ignorar su polaridad, generando señales positivas o nulas. Así, la señal ECGAR procesada se compara con una referencia de umbral, para determinar si la cantidad de energía es lo suficiente para detectar la presencia de un complejo QRS

Los detectores que se basan en transformaciones no lineales tienen algunos pasos de procesamiento de la señal ECG, necesarios y útiles para el proceso de detección de complejo QRS; Filtrado Lineal, Filtrado No Lineal, Lógica para Detección de Picos y Reglas de Decisión [Vidal CS et al, 2010].

Aunque nuestro algoritmo de Pan y Tompkins mejorado se basa en técnicas clásicas de Procesamiento Digital de Señales (PDS), en comparación a algoritmos que utilizan técnicas modernas, es un algoritmo que también es efectivo en la práctica.

Los filtros pasa altas y pasa bajas en este algoritmo maximizan la energía del complejo QRS con frecuencias de 5 y 11 Hz respectivamente. La Ec. 3 y 4 muestran la ecuaciones de diferencias recursivas para dichos filtros, donde y representa la señal filtrada (mejorada en QRS), n la muestra en el vector de señal de entrada x y T_s el tiempo de muestro, para nuestro caso de 1/1000, y que generan un desfaseamiento aproximado de 25 ms (25 muestras) y 77.5 ms (77.5 muestras) respectivamente.

$$y(nT_s) = 2y(nT_s - T_s) - y(nT_s - 2T_s) + x(nT_s) - 2x(T_s - 6T_s) + x(nT_s - 12T_s) \text{ Ec. 3}$$

$$y(nT_s) = y(nT_s - T_s) + x(nT_s) - x(nT_s - 32T_s) \text{ Ec. 4}$$

La Fig. 24 representa un latido cardiaco después del proceso de la aplicación de los filtros del mejoramiento del complejo QRS.

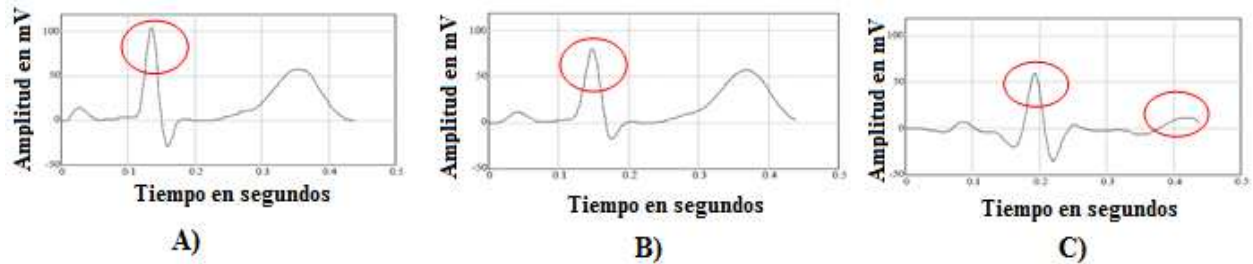


Fig. 24. A) Latido cardiaco de un trazo de ECGAR. Después de la aplicación de los filtros de Lynn se mejora la energía del complejo QRS (B) y se atenúan las componentes de baja frecuencia como la onda T (C).

En la siguiente etapa se utiliza una aproximación a la primera derivada (ver Ec. 5), la cual se aproxima a una derivada ideal dentro de la banda de paso de la señal ECGAR [Proakis G, 2007] y un retardo de 10 ms. En seguida se procede a la aplicación de la transformación no lineal, que se corresponde a $y[nT_s] = x[nT_s]^2$, a fin de ignorar la polaridad de la señal ECGAR. A continuación, la señal de salida es procesada con una ventana de integración móvil (ver Ec. 6), para así obtener un promedio de un conjunto de muestras, donde se incluyen la muestra presente y algunas muestras pasadas.

El ancho de la ventana integradora N , es determinado de manera empírica y debe coincidir con el mayor ancho de las muestras que son miembros de un complejo QRS. Con 200 ms es suficiente para el ancho de la ventana integradora, ya que a este valor se notó que nunca existen dos QRS antes de que pase ese tiempo, cualquier valor de energía alto que suceda antes de que suceda ese intervalo de tiempo seguramente se trata de una elevación de la onda T. En la Fig. 25. Se observa el proceso de la diferenciación y la región considerada como el inicio y final del complejo QRS del cual puede obtenerse el parámetro de la duración del complejo QRS (QRSd) simplemente

con la evaluación de la diferencia en tiempo entre el final del QRS (QRSoff) menos el tiempo en que ocurre el inicio del QRS (QRSon), esto es considerando la acumulación de retardos ocurridos debido a las ecuaciones recursivas.

$$y(nT_s) = \frac{2x(nT_s) + x(nT_s - T_s) - x(nT_s - 3T_s) - 2x(nT_s - 4T_s)}{8} \quad \text{Ec. 5}$$

$$y(nT_s) = \frac{1}{N} [x(nT_s - (N - 1)T_s) + x(nT_s - (N - 2)T_s) + \dots + x(nT_s)] \quad \text{Ec. 6}$$

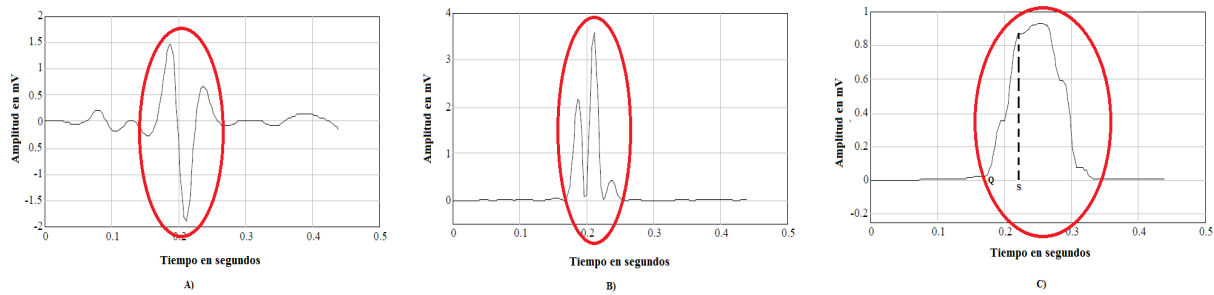


Fig. 25. La aplicación de la primera derivada produce un mejoramiento del de la región de QRS (A). La elevación al cuadrado de la resultante ignora la parte negativa del latido cardiaco (B). La ventana integradora arroja una forma de onda característica de la región donde comienza y termina el complejo QRS antes de restar los retardos (C).

4.4 Selección de latidos cardiacos

Una vez localizado los inicios y finales de los complejos QRS se seleccionó una región alrededor de la onda R tomando como base alrededor de la mitad del complejo QRS por cada uno de los 50 trazos ECGAR.

Tal región se escogió utilizando un umbralado de 150 muestras antes y 250 muestras después de la onda R ya que con estos tiempos es imposible que existan dos QRS consecutivos. Si lo anterior llegará a pasar y ocurriera una elevación de energía en menos de 150 muestras antes de detectar una nueva onda R o una elevación de energía antes de 250 muestras después de detectar una onda R se asume que se trata de una onda P o una onda R respetivamente.

El pico R, puede localizarse fácilmente simplemente evaluando el tiempo (o muestra) en que ocurre el valor máximo de voltaje dentro de un QRS de latido cardiaco. La región seleccionada a partir del pico R y los tiempos en que ocurre el QRSon y QRSoft pueden dar origen a las tres partes características del latido cardiaco, i.e. la onda P y el segmento PQ, el complejo QRS y después del complejo el segmento ST y la onda T, como se muestra en la Fig. 26.

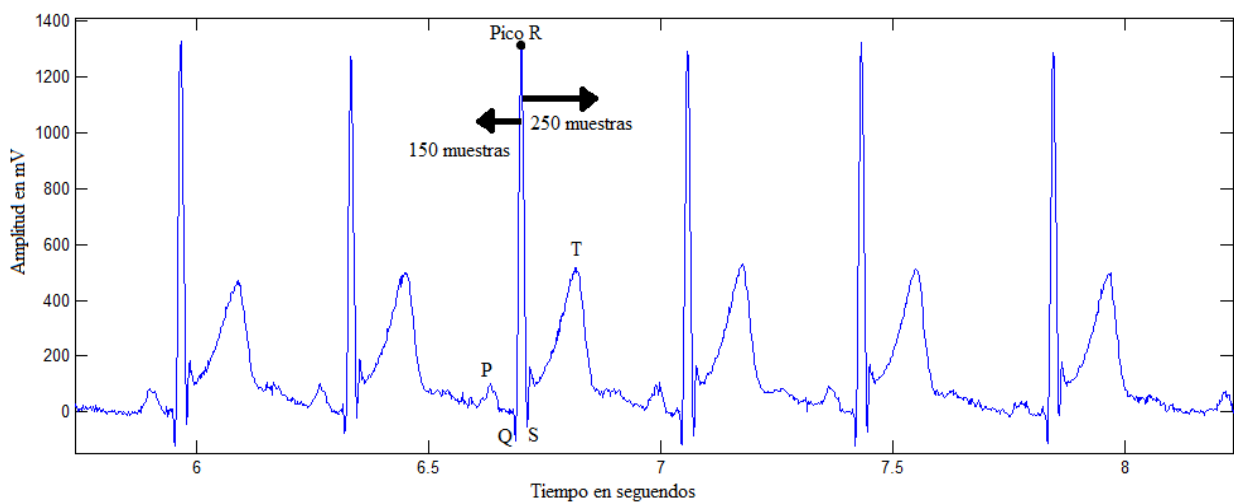


Fig. 26. La región de cada latido cardiaco se selecciona alrededor del pico R, 150 muestras a la izquierda y 250 muestras a la derecha.

4.5 La promediación de señales ECGAR (PSECGAR)

Para la el proceso de promediación de señales ECG de alta resolución, nos basamos en el método tradicional utilizado en la reducción de ruido estándar y que por excelencia es el que ha mostrado mejores resultados en este tipo de señales [Breithard G et al, 1991, Narayanadwamy S et al, 2002, Micheal EC et al, 1996].

El método consiste en seleccionar de un trazo de ECGAR y de manera visual el mejor latido cardiaco que se presente al que se denomina plantilla, y este latido cardiaco (plantilla) a su vez debe compararse con el resto de los latidos cardiacos (alrededor de 780), según lo que se muestra en la Fig. 27, para seleccionar solo aquellos que presenten un coeficiente de correlación por encima de 0.9.

Para evaluar este coeficiente, se tomó el latido plantilla muestra a muestra con el latido cardiaco seleccionado. La Ec. 7 representa esta evaluación donde, r , representa el coeficiente de correlación, P el latido plantilla, LC el latido de prueba, n el índice de la muestra y N el número total de muestras en un latido cardiaco, para nuestro caso de 250 muestras.

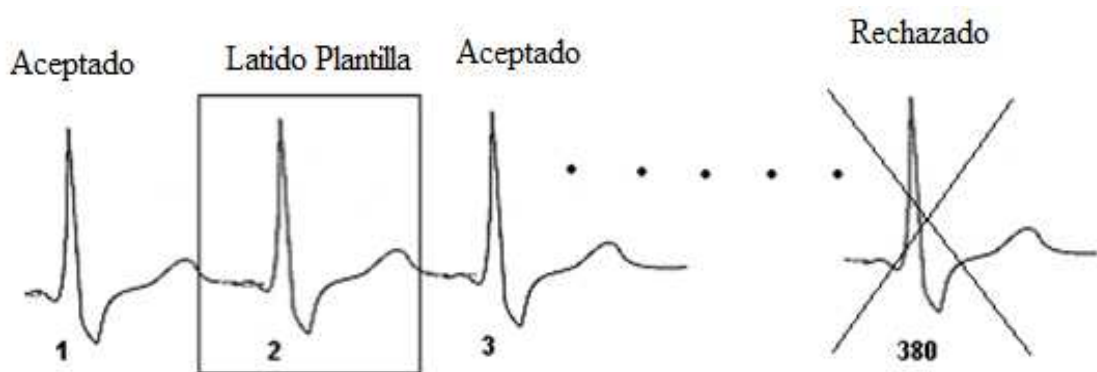


Fig. 27. La selección de los latidos cardiacos para la promediación se realiza con aquellos que sobrepasan un r mayor a 0.9, de lo contrario son rechazados.

$$r = \frac{\sum_{n=1}^N (P_n - \bar{P}) \cdot (LC_n - \overline{LC})}{\sqrt{\sum_{n=1}^N (P_n - \bar{P})} \cdot \sqrt{\sum_{n=1}^N (LC_n - \overline{LC})}} \quad \text{Ec. 7}$$

Una vez seleccionado aquellos latidos que dieron por encima de 0.9 en el coeficiente de correlación se procede a realizar la promediación de todos los latidos hasta llegar a un nivel de ruido aceptable, para nuestro caso un nivel de ruido aceptable se alcanza en 20dB [Avitia RL et al, 2013], y para calcularlo es necesario medir el nivel presente del ruido y el nivel considerado como la señal, ambos en voltaje.

El principio de operación del PSECGAR se basa en que a mayor número de latidos (NL) tomados en la promediación al que se le denomina ensamble, el nivel de ruido se irá reduciendo en la misma forma de acuerdo con la Ec. 8 donde la señal $s(t)$ que representa a los latidos cardiacos se toma como un evento determinístico que no cambia latido a latido, y por otro lado el ruido $n(t)$ es un evento totalmente aleatorio que al ir sumándose en la promediación irá reduciéndose conforme el número de latidos cardiacos aumenta.

$$\overline{LATIDO}_{final} = \sum_{i=1}^{NL} LATIDO(t)_i = s(t) + \frac{n(t)}{\sqrt{NL}} \quad \text{Ec. 8}$$

Una forma de medir el ruido en relación con la señal es utilizando la relación señal a ruido (RSR) descrita en la Ec. 9, donde esta expresión de la relación en decibeles nos

indica, que tan favorable fue la aplicación de la promediación de latidos cardiacos medida en el latido resultante conforme el número de latidos aumente en el ensamble y donde una RSR mínima para que la señal se logre distinguir es de 5 [Bushberg JT et al, 2006].

En la Ec. 9 A_s y A_r representa la amplitud en Volts de la señal y del ruido respectivamente. Otra alternativa es utilizando el recíproco del coeficiente de variación con la media (μ) de una región de la señal no negativa (para nuestro caso en el segmento ST) y la desviación estándar de la misma (σ).

$$RSR = 20 \log \left(\frac{A_{senal}}{A_{ruido}} \right) = \left(\frac{\mu}{\sigma} \right)^2 \quad \text{Ec. 9}$$

Para realizar la medición de ruido se recortaron los latidos cardiacos y se fue promediando cada 50 latidos a fin de observar el comportamiento de la RSR. Para realizar tal procedimiento, en cada latido resultante (latido promediado) se recortó el segmento ST y se aplicó la Ec.9.

Para recortar el segmento ST es necesario detectar el final del complejo QRS en el latido resultante y de ahí medir la pendiente en el inicio de la onda T. El cambio de pendiente en ese punto es muy elevado (más del 50%), indicándonos el inicio de una señal de pendiente elevada con respecto al segmento ST.

4.6 Alineación de latidos basado en pico R (R-retardado)

Como los Potenciales Tardíos Ventriculares (PTVs) pueden presentarse como hemos visto al final de complejo QRS o al inicio del complejo ST [Baez JL, 2010], cada latido cardiaco deberá estar alineado de forma coincidente entre los picos R, a fin de cada latido cardiaco coincida en sus ondas características. A la alineación de todos los latidos cardiacos a partir de su pico R, lo denominamos alineación R-retardado.

Una vez que se cortan los latidos cardiacos de cada trazo ECG, se encontró también el índice de la muestra en la que estos latidos coinciden en el pico R. Con estos índices que indican también el tiempo (nTs) donde ocurre la mayor amplitud por latido (pico R), se realizan los desplazamientos hacia la izquierda o hacia la derecha con respecto al latido plantilla. El latido plantilla entonces será el origen a donde el resto de los latidos cardiacos deberán alinearse temporalmente, haciendo cero la diferencia entre dos picos R consecutivos (intervalo R-R).

Para tal propósito se cortaron los latidos cardiacos de cada trazo ECGAR y se construyó 50 matrices de latidos cardiacos con alta correlación (mayor o igual a 0.9). Para la alineación se partió solo del espacio donde se encuentra el pico R (i.e. el complejo QRS) con la finalidad de saber cuáles muestras debían desplazarse y cuánto tiempo.

La Fig. 28 muestra una matriz construida por vectores, donde cada renglón representa los valores del complejo QRS, donde debe existir un valor máximo que represente el pico R. El primer renglón es el complejo QRS plantilla y su valor máximo (Pico R pivote) representa la referencia a la cual deben alinearse el resto de los complejos QRS.

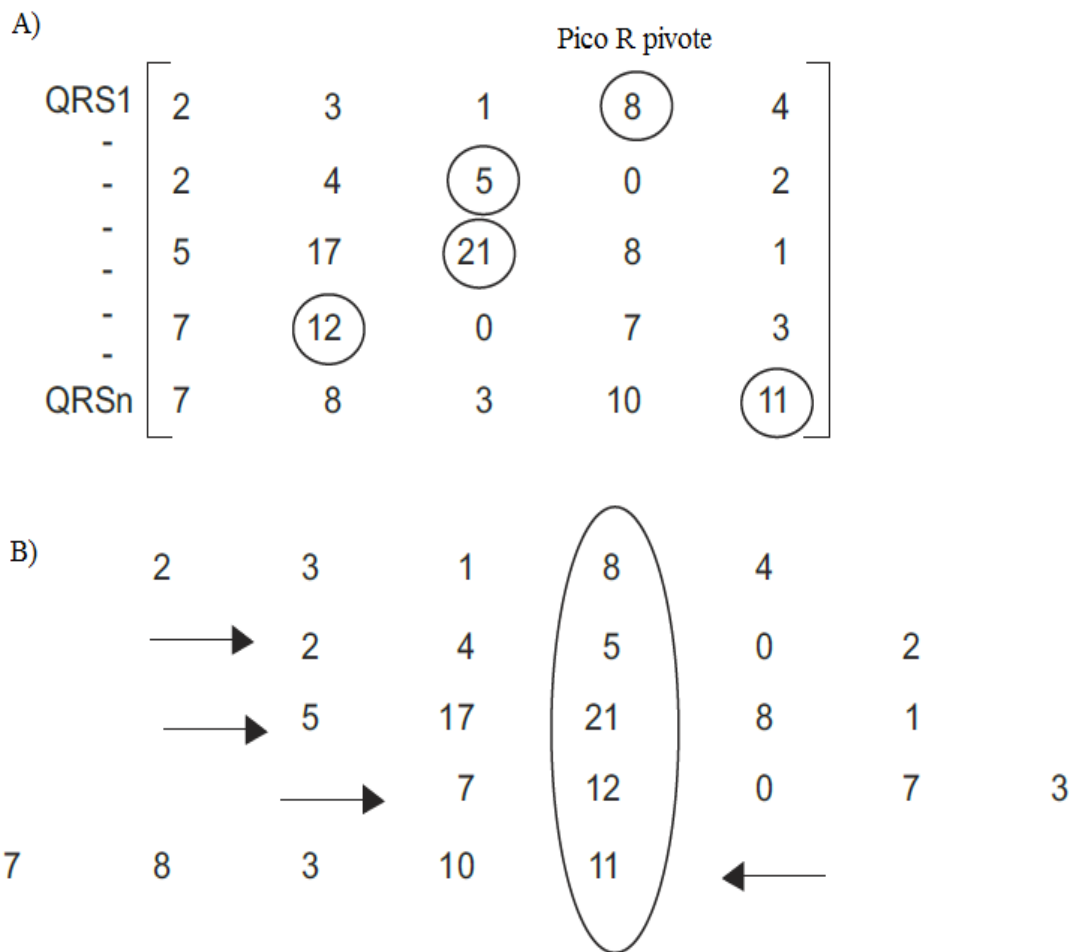


Fig. 28. Alineamiento en R-retardado. A) Los renglones representan n complejos QRS y su primer renglón la plantilla, los valores en círculo indican los picos-R de cada QRS (valor máximo) y B) muestra los desplazamientos hacia la izquierda o derecha necesarios para la alineación.

4.7 Segmentación lineal adaptativa por segmentos (SLAS)

Un método para extraer información de una señal cualquiera, es el método de segmentación (SLAS), el cual compacta la información de la señal en grupos de información característicos [Koski A et al, 1996].

Segmentos de línea necesitan menos cantidad de información y sirve como un medio de comprimir la información digital. Existen muchos métodos para desarrollar una segmentación como aquellos basados en polinomios de grado N, o segmentación basada en funciones de autocorrelación muy utilizada en análisis de señales de Electroencefalografía [Lavielle M et al, 1998].

El uso de líneas rectas es un método de segmentación más sencillo y de mucho menor costo computacional, para procesar señales donde muestras consecutivas caen alrededor de una línea recta. Tales tipos de líneas pueden ser registros Electrocardiográficos y de Electrooculografía [Mico P et al, 2010].

Al proceso de ir realizando la segmentación de latidos cardiacos y de sus características principales (onda Q, segmento QRS y onda T) mediante líneas rectas con respecto a un error aceptable medido con la señal original, lo llamados segmentación lineal adaptativa por segmentos (SLAS). Dicho de otra forma utilizamos el algoritmo SLAS a fin de aproximar adaptativamente los trazos de ECGAR mediante segmentos de línea recta.

En SLAS cada trazo ECGAR lo tratamos como un vector $x(i) = [x(1), \dots, x(n)]$, donde x , ($1 \leq i \leq n$) es el voltaje de la señal ECGAR en el tiempo i . El primer segmento propuesto consiste de las primeras muestras del vector x , el cual denominamos y , en seguida aproximamos este segmento con una línea recta que conecta la primera y la

última muestra (para este caso la segunda muestra). Si la línea propuesta se aproxima al segmento de muestras con un error aceptable ϵ , entonces agregamos s muestras más al segmento y .

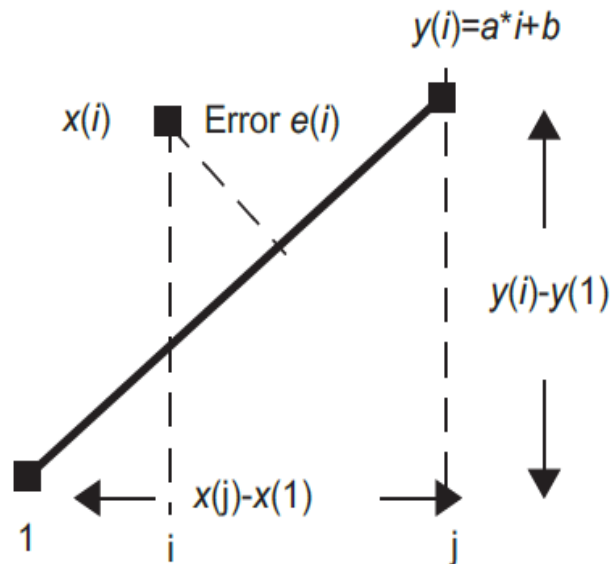


Fig. 29. Segmentación lineal adaptativa por segmentos (SLAS). El error $e(i)$ es un valor que se calcula con la línea recta que aproxima a las muestras.

Para calcular el error consideramos la Fig. 29, donde j muestras se aproximan a la línea recta $y(i) = ai + b$ y el error $e(i)$ para la muestra i ($1 \leq i \leq n$), es tal que nunca deberá exceder un valor empírico determinado por la Ec. 10.

$$e(i) = \frac{|x(i) - y(i)|}{\sqrt{a^2 + 1}} < \epsilon \quad \text{Ec. 10}$$

Una vez agregado el mayor número de muestras al segmento que permitan se mantenga la Ec. 10, iniciamos la siguiente segmentación con un valor de muestras propuesto (nosotros iniciamos con 16 muestras) donde el primer valor del siguiente segmento es la muestra i para la cual $e(i)$ fue máximo, calculamos el siguiente error y si sobrepasa ϵ , entonces empezamos a reducir el número de muestras hasta que se mantenga la Ec. 10 de nuevo.

Un latido cardiaco consistirá entonces en una secuencia de líneas, o un vector de segmentos que pueden representarse mediante una combinación de una pendiente y una longitud horizontal ($a, \Delta x$), el cual nos permite describir un latido cardiaco en términos de segmentos de líneas que representan puntos característicos de un trazo ECGAR como la onda P, el complejo QRS y la onda T, tal y como se muestran en la Fig. 30, donde se representa un latido cardiaco mediante muestras y el mismo latido cardiaco mediante segmentos de línea recta.

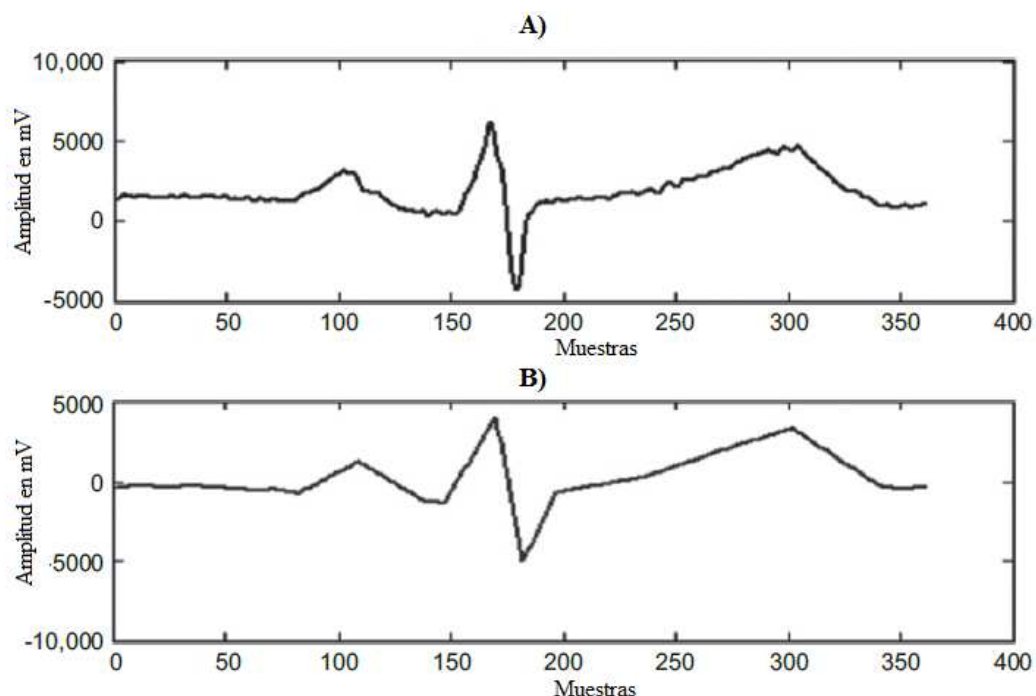


Fig. 30. A) Latido cardiaco normal representado mediante muestras y B) latido cardiaco normal representado mediante segmentos de línea recta adaptativos.

4.8 Alineación dinámica de curvas

La alineación dinámica de curvas o series de tiempo, es una técnica es ampliamente utilizada en el reconocimiento de voz por numerosos autores de la literatura [Furtuna TS et al, 2008, Lindasalwa B et al, 2010], tal es el caso de la primera aplicación que se conoce de este tipo de métodos que data del año 1978, y se trató de una optimización precisamente para el reconocimiento del locutor [Hiroaki S et al, 1978].

La forma clásica de las alineaciones utilizando programación dinámica es la que se refiere a la alineación dinámica basada en amplitud (ADBA o DTW, por sus siglas en inglés Dynamic Time Warping), de la cual ya existen aplicaciones en alineación de expresiones genéticas [Aach J et al, 2001], así como en reconocimiento de formas en ondas características de ECG convencionales [Volkan T et al, 2005].

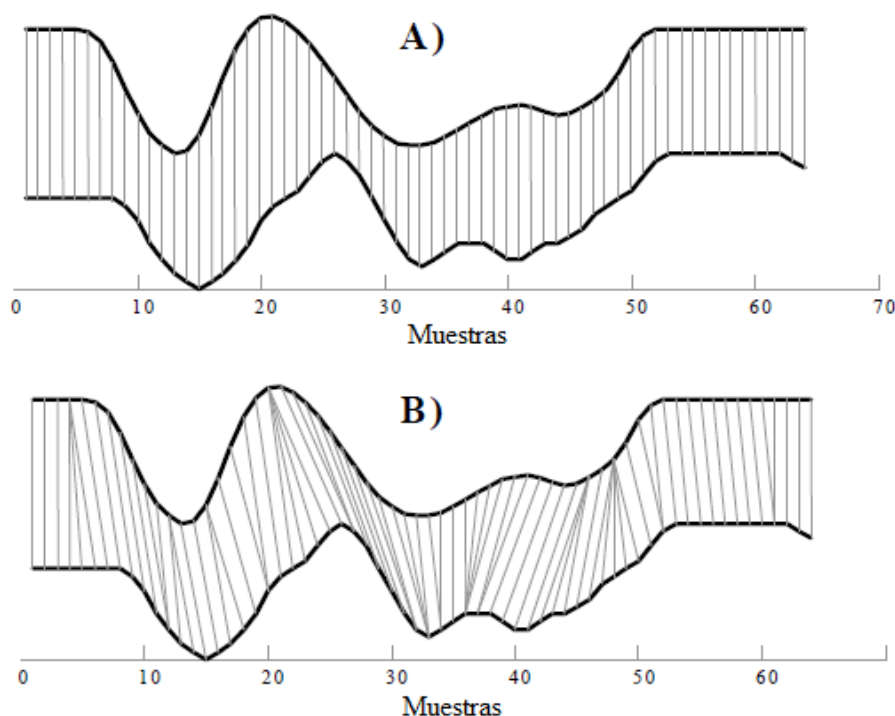


Fig. 31. Dos señales con formas de onda características similares pero no alineadas en el eje del tiempo, en A) se produce una alineación muestra a muestra y en B) una alineación intuitiva de las formas de onda que coinciden.

El problema básico del no alineamiento de señales o series de tiempo radica en que la forma que contienen estas señales es diferente en tiempos iguales, lo que indicaría que se necesita en ocasiones “comprimir” el eje del tiempo para que ciertas formas de onda coincidan con otras, o por otro lado “expandir” el eje del tiempo en otras regiones para el mismo efecto. Al efecto de “comprimir” y “expandir” el eje del tiempo lo denominamos elongación. La Fig. 31 representa dos formas de alineamiento, uno directo muestra a muestra y otro más intuitivo en relación con las formas de onda características de la señal.

4.8.1 Alineación dinámica basada en amplitud (ADBA)

Suponiendo que se tienen dos series de tiempo Q y C de longitud n y m respectivamente, donde $Q = q_1, q_2, q_3, \dots, q_i, \dots, q_n$ y $C = c_1, c_2, c_3, \dots, c_j, \dots, c_m$, para alinear las dos series usando ADBA construimos una matriz de $n \times m$, donde los (i^{th}, j^{th}) elementos de la matriz contienen la distancia $d(q_i, c_j)$ entre los puntos q_i y c_j con la distancia Euclidiana $d(q_i, c_j) = (q_i - c_j)^2$. Cada elemento de la matriz (i, j) corresponde entonces a la alineación entre los puntos q_i y c_j , como se muestra en la Fig. 32. La trayectoria de elongación del tiempo (W) es una serie contigua de elementos de la matriz que definen un mapa entre Q y C . El K^{th} elemento de W se define como $w_k = (i, j)_k$, de acuerdo a la Ec. 11.

$$W = w_1, w_2, \dots, w_k, \dots, w_K \quad \max(m, n) \leq K \leq m + n - 1 \quad \text{Ec. 11}$$

La trayectoria de elongación está sujeta a las siguientes restricciones:

1. Condiciones de frontera: Establece que la trayectoria de elongación W inicia y termina de forma diagonalmente opuesta por las esquinas de la matriz, i.e. $w_1=(1,1)$ y $w_K=(m,n)$.
2. Continuidad: Dado que $w_k=(a,b)$ entonces $w_{k-1}=(a',b')$ donde $a-a'\leq 1$ y $b-b'\leq 1$. Lo anterior restringe los pasos permitidos en la trayectoria de elongación, a únicamente celdas adyacentes (incluyendo las celdas diagonalmente adyacentes).
3. Monotonidad: Dado $w_k=(a,b)$ entonces $w_{k-1}=(a',b')$, donde $a-a'\geq 0$ y $b-b'\geq 0$. Lo anterior fuerza a que los puntos en W estén de manera monótona espaciados en el tiempo.

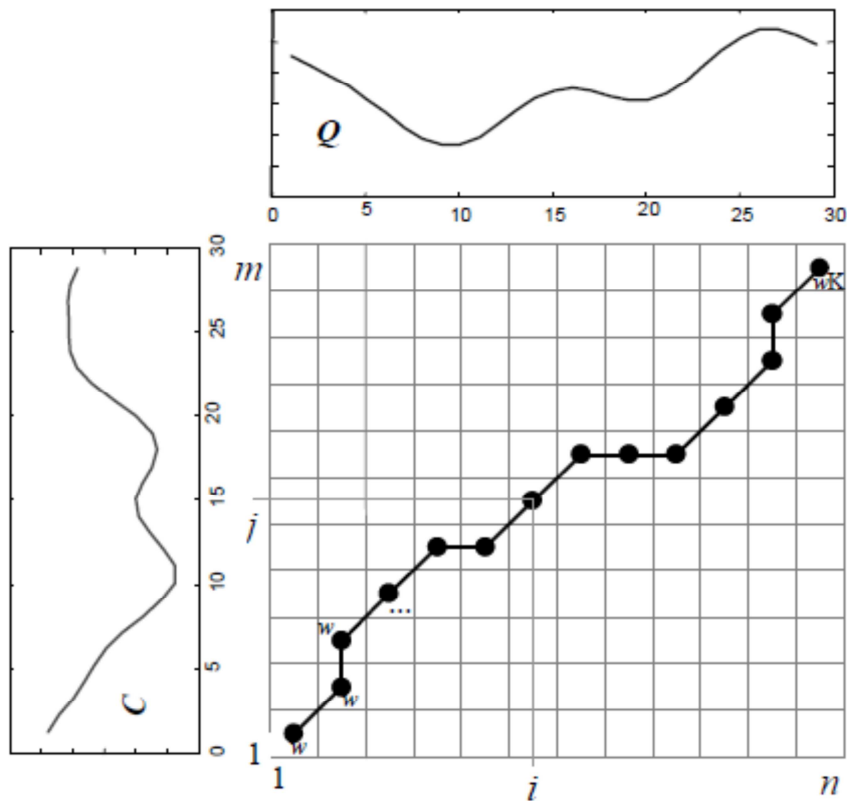


Fig. 32. Ejemplo de alineación de dos secuencias C y Q con diferente longitud. La trayectoria de elongación W es tal que une los extremos $1,1$ y m,n .

Existe un sin número de trayectorias de elongación que satisfacen las restricciones anteriores, sin embargo nos interesa solo aquella trayectoria que minimice la trayectoria de elongación como se muestra en la Ec. 12, donde el denominador K se utiliza para compensar el hecho de que la trayectoria de elongación puede tener diferentes longitudes.

$$ADBA(Q, C) = \min \left\{ \frac{1}{K} \sqrt{\sum_{k=1}^K w_k} \right\} \quad \text{Ec. 12}$$

La trayectoria descrita por la Ec. 12 puede encontrarse eficientemente utilizando programación dinámica mediante la matriz de distancias acumuladas $\gamma(i, j)$, así como la distancia $d(i, j)$ definida como la distancia Euclidiana en la actual celda con respecto al mínimo de las distancias acumuladas adyacentes, según se indica en la Ec. 13, donde el cada valor de $\gamma(i, j)$ indicará la alineación necesaria entre las correspondientes muestras de las series Q y C , según la trayectoria de elongación.

Si los valores de tales secuencias son amplitudes o voltajes, alinearan valores de amplitud aproximados entre las dos secuencias.

$$\begin{aligned} \gamma(i, j) = & d(q_i, c_j) \\ & + \min\{\gamma(i-1, j-1), \gamma(i-1, j), \gamma(i, j-1)\} \quad \text{Ec. 13} \end{aligned}$$

4.8.2 Alineación dinámica basada en forma (ADBF)

La alineación dinámica basada en amplitud para señales con regiones características muy definidas y para el caso que nos ocupa de señales ECGAR, no es la más apropiada según se muestra en la Fig. 33.

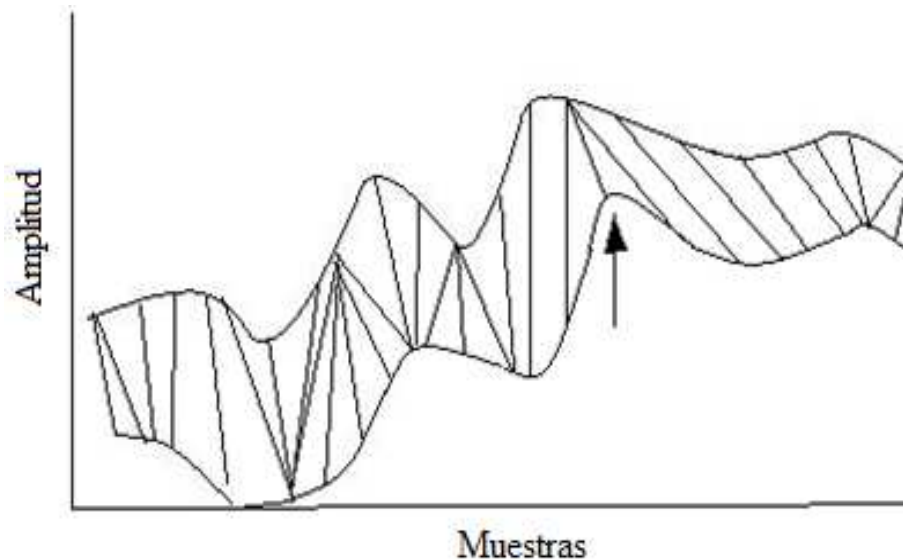


Fig. 33. Un alineamiento basado en amplitud genera que señales que varían mucho se alineen adecuadamente

Por un lado está el hecho de que computacionalmente alinear un trazo de ECGAR representaría largos tiempos de procesamiento, pero lo más importante es que cuando las señales varían demasiado en amplitud ocurren errores de alineamiento que no corresponden (ver la Fig. 33). Se puede observar que las regiones de alineación intuitiva no coinciden con el alineamiento en amplitud.

Podemos entonces decir que el algoritmo clásico de ADBA tiene problemas de alineamiento cuando dos secuencias difieren en eje Y. Diferencias globales afectan las secuencias completas (como las suma de corriente directa).

Sin embargo ambas series que desean alinearse pueden tener diferencias locales en el eje Y, por ejemplo, un valle en una secuencia podría ser más pronunciado que en el mismo tiempo de la segunda secuencia.

La debilidad de la ADBA recae en las características que considera (ya que solo considera datos en el eje Y), así dos datos q_i y c_j los cuales tienen los mismos valores, pero q_i es parte de una región de pendiente elevada positiva y c_j parte de una pendiente elevada negativa, en ADBA sería ideal el alineamiento, pero intuitivamente preferiríamos no alinear tendencias positivas con tendencias negativas.

Para prevenir lo anterior se propone utilizar la modificación del ADBA que no considera los valores en el eje Y, pero que sin embargo considera los altos niveles de cambios en la forma de la señal o secuencia. Se considera que obtenemos información de la forma de la secuencia cuando evaluamos la primera derivada de las secuencias, y por lo tanto llamamos a este algoritmo alineación dinámica basado en forma (ADBF) y los detalles se muestran a continuación.

Para alinear dos secuencias Q y C, primeramente obtenemos una reducción en dimensiones de Q y C a través de segmentos (ver Fig. 34), que representen la misma secuencia denotados como $\bar{Q}_i$ y $\bar{C}_j$ respectivamente.

En seguida y como anteriormente se construye una matriz de $N \times M$ donde el (i^{th}, j^{th}) elemento de la matriz contiene la distancia $d(\bar{Q}_i, \bar{C}_j)$ entre los dos elementos $\bar{Q}_i$ y $\bar{C}_j$. En la ADBF la medida de la distancia $d(\bar{Q}_i, \bar{C}_j)$ no es Euclidiana sino que es el cuadrado de la diferencia de las derivadas estimadas de $\bar{Q}_i$ y $\bar{C}_j$, como se puede observar en la Ec. 14, donde las derivadas estimadas se realizan con los datos adyacentes.

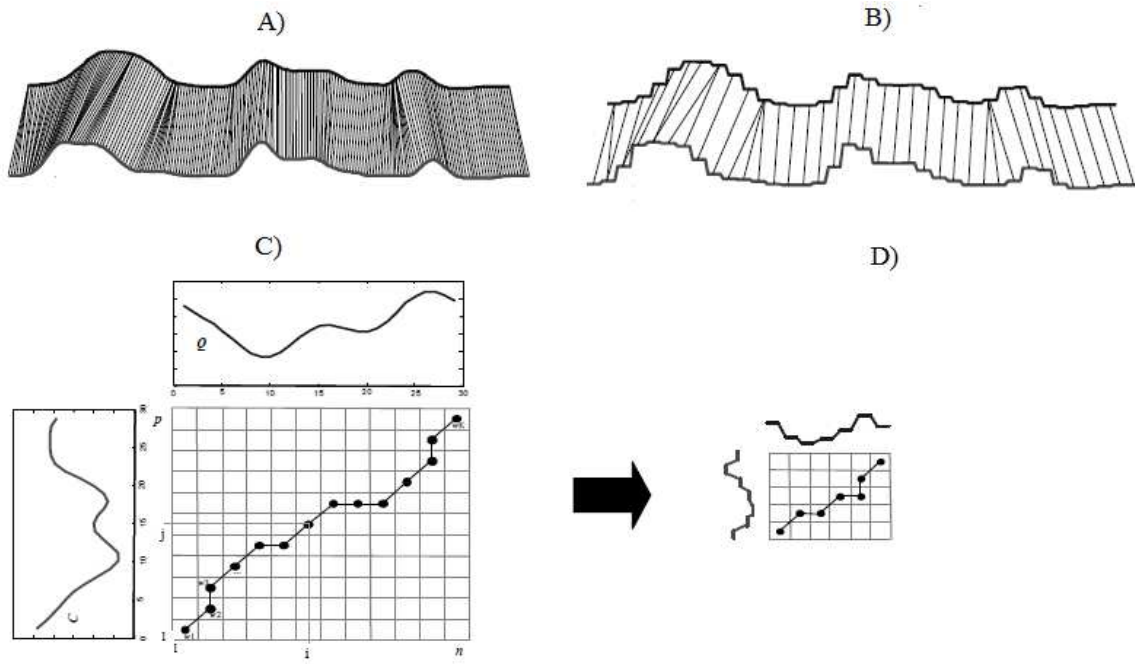


Fig. 34. Las secuencias originales para ser alineadas, sufren reducción en sus dimensiones mediante segmentación, para alinear formas de onda características.

$$d(\bar{Q}_i, \bar{C}_j) = \left[\frac{((Q_i - Q_{i-1}) + (Q_{i+1} - Q_{i-1})/2)}{2} - \frac{((C_j - C_{j-1}) + (C_{j+1} - C_{j-1})/2)}{2} \right]^2 \quad \text{Ec. 14}$$

Donde $1 < i < m$ y $1 < j < n$

La derivada usada aquí es simplemente el promedio de la pendiente de la línea en el punto en cuestión con su dato vecino izquierdo y la pendiente de la línea con el vecino izquierdo y el vecino derecho.

Empíricamente esta derivada utilizada es más robusta a datos muy por encima de la media (outliers en inglés), que cualquiera utilizada en donde solo se considere dos puntos de las secuencias.

Para obtener la alineación necesitamos encontrar la nueva trayectoria de elongación a través de la mínima de las distancias acumuladas de los elementos adyacentes como de muestra en la Ec. 15, donde se refleja la nueva distancia entre pendientes utilizada.

$$\gamma(i, j) = d(\bar{Q}_i, \bar{C}_j) + \min\{\gamma(i-1, j-1), \gamma(i-1, j), \gamma(i, j-1)\} \quad \text{Ec. 15}$$

La mínima nueva trayectoria de elongación viene dada por la Ec. 16

$$ADBF(\bar{Q}_i, \bar{C}_j) = \min \left\{ \left(\sqrt{\sum_{k=1}^K w_k} \right) / \sqrt{c} \right\} \quad \text{Ec. 16}$$

Donde c es la razón de la longitud de la serie de tiempo original y la longitud de su correspondiente representación segmentada.

Una vez encontrada la mínima trayectoria que conecta a las dos formas de onda características se buscan los periodos de tiempo en que ocurrieron y así se logra alinear las secciones de cada secuencia también en tiempo.

Para demostrar las diferencias entre uno y otro algoritmo de alineación dinámica procedimos a alinear algunos trazos de ECGAR mediante ADBA y ADBF. Se utilizó de cada trazo ECGAR un latido denominado plantilla, el cual es el latido de referencia con el que el resto deberán alinearse.

Para la primera alineación (ABDA) se realizó utilizando los latidos cardiacos cortados con su respectivas amplitudes muestra a muestra, pero para la aplicación de ADBF fue necesario aplicar a los mismos latidos cardiacos la técnica de SLAS descrita con anterioridad, obteniendo de esta forma, una representación en segmentos tanto del latido plantilla como el resto de los latidos cardiacos.

4.9 Evaluación de variabilidad y nivel de ruido

Como se ha dicho anteriormente los latidos cardiacos no son señales determinísticas, y el comportamiento de los mismos podrían afectar el detección de PTVs en la PSECGAR. La no alineación producirá que los PTV no ocurran latido a latido en instantes iguales para un trazo de ECGAR. Nuestro método propuesto consiste en una serie de pasos que se describen el diagrama de bloques de la Fig. 35, donde A) representa el método tradicional y B) distintas formas de alineamiento propuestas.

A fin de probar la importancia de la alineación tanto en tiempo como en amplitud, en primer lugar todos los trazos de ECGAR de los 50 sujetos fueron puestos bajo prueba mediante el método tradicional de PSECGAR y después a las distintas formas de alineación antes descritas.

El criterio de selección del mejor método es con respecto al método tradicional, aquel que produzca una RSR más elevada, así como una menor variabilidad del complejo QRS descrito por la Ec.15.

$$S_{QRSd}^2 = \frac{\sum_{i=1}^R (QRSd_i - \overline{QRSd})^2}{R - 1} \quad \text{Ec. 15}$$

Donde el sufijo i indica la i -ésima duración del complejo QRS abreviado como $QRSd$, R indica el total de latidos cardiacos utilizados en el ensamble para ser promediados, $\overline{QRSd}$ representa la media de la serie de QRSds tomados en el ensamble y S_{QRSd}^2 indica la variabilidad de la duración de los complejos QRS medida en ms^2 .

A fin de probar el funcionamiento de las técnicas de alineamiento de R-retardado, ADBA y ADBS combinada con SLAS y el método tradicional se evaluó la RSR y la S_{QRSd}^2 en el latido resultante de la aplicación de PSECGAR cada 76 latidos cardiacos para los 50 trazos en la derivación X.

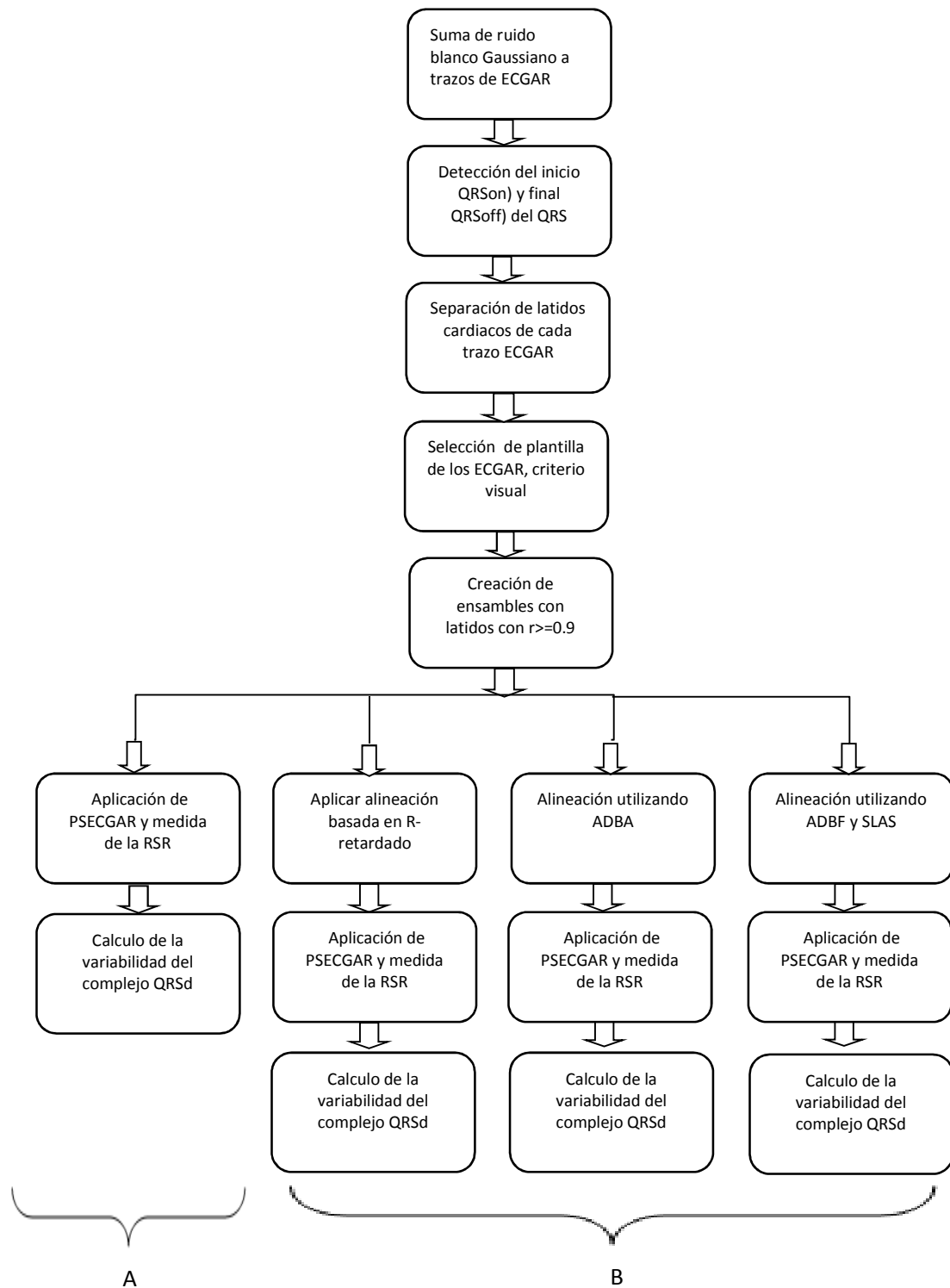


Fig. 35. A) Tradicional método de PSECGAR, B) Tres diferentes métodos de alineación propuestos.

4.10 Evaluación de presencia de PTVs

Con los resultados de las alineaciones R-retardado y ADBF con SLAS se observa que se producen las mejores parámetros de RSR y variabilidad del QRSd (S_{QRSd}^2), por tal motivo para realizar las alineaciones de todos los trazos de ECGAR se propone utilizar estas dos técnicas en conjunto para la realización de las siguientes evaluaciones y el diagrama de bloques de la Fig. 36.

1. Suma del ruido blanco gaussiano. Se agrega ruido blanco gaussiano a razón de RSR de 5 dB sobre todos los trazos de ECGAR en las tres derivaciones ortogonales X, Y y Z.
2. Detección del final del complejo QRS. A partir del algoritmo de Pan y Tompkins modificado que se describió con anterioridad se obtuvieron los inicios (QRSon) y finales (QRSoff) de todos los trazos ECGAR y para cada derivación.
3. Suma de PTV. Se escoge un PTV sintético para cada trazo ECGAR y se agrega al tiempo nTs en que se detectó el final del complejo QRS (QRSon). En la base de datos creada se puede elegir la duración y amplitud del PTV sintético y para esta prueba se utilizaron PTVs de 80, 90 y 100 ms. Para cada sujeto se agrega un PTV sintético diferente pero el mismo para las tres derivaciones. La Fig 37, muestra un esquema del agregado del PTV simulado al que denominamos PTV sintético.

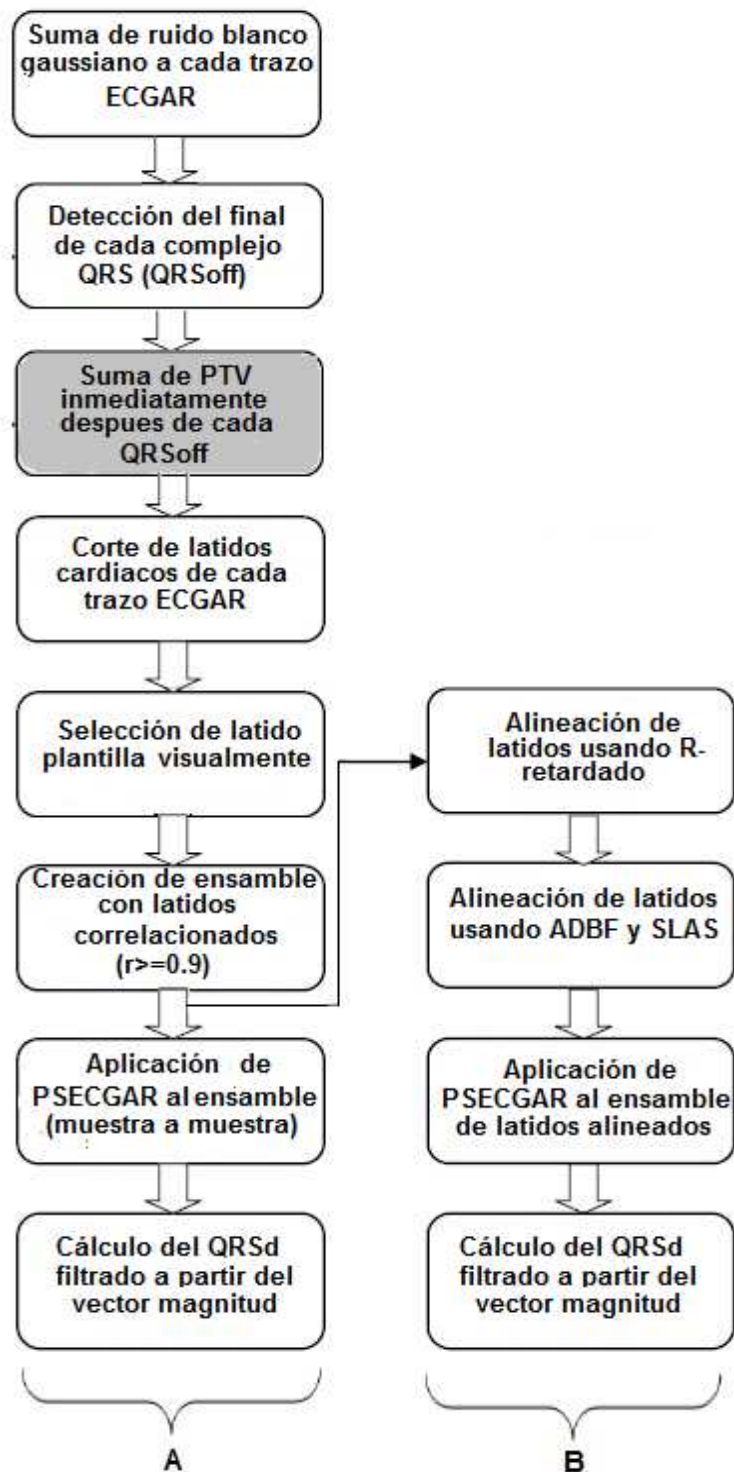


Fig. 36. A) Evaluación de PTVs usando el método tradicional de PSECGAR con cálculo de QRSd filtrado y B) Cálculo del QRSd filtrado previo el alineamiento R-retardado, ADBF y SLAS.

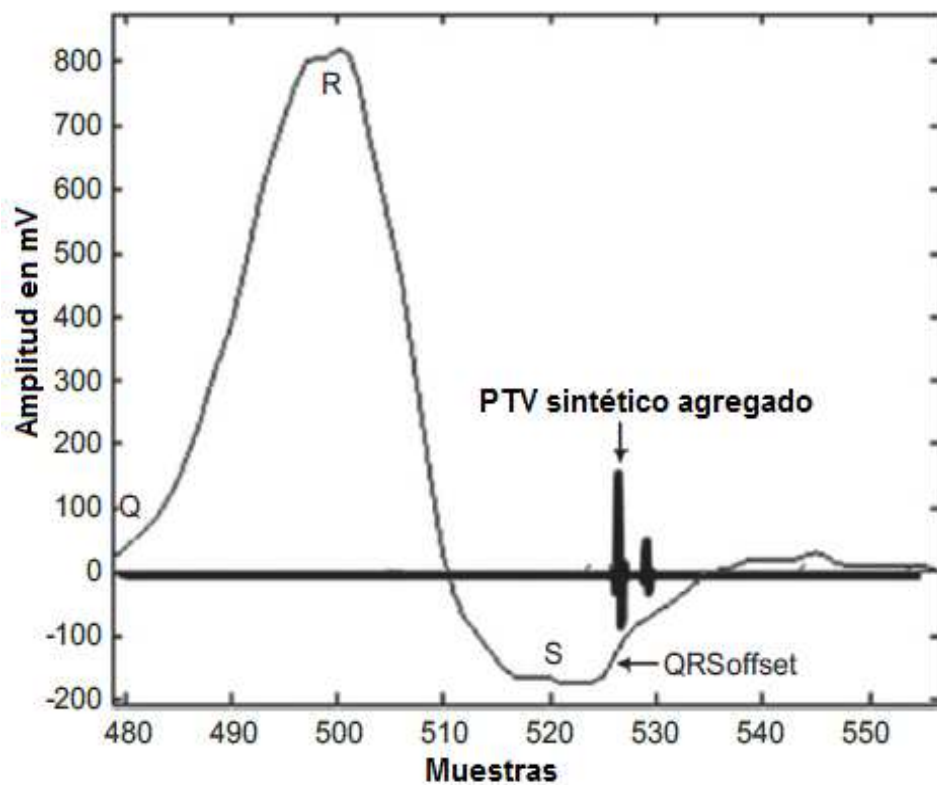


Fig. 37. Un PTV agregado inmediatamente al final de cada QRS (QRSoff) durante todo el trazo de ECGAR, es a lo que se llama PTV sintético.

4. Corte de latidos cardiacos. Con la detección del inicio y final del complejo QRS en cada trazo ECGAR se encuentra el máximo valor en amplitud (pico R), del cual se eligen 250 muestras hacia la derecha y 100 muestras hacia la izquierda , generando los cortes de latidos cardiacos con sus respectivas ondas P, y T, y sus complejos QRSs a fin de generar el ensamble en que se realizará la promediación.
5. Selección de latido plantilla. Del total de los latidos cardiacos cortados, que en promedio resultan en 780 se elige aquel con mejor definición visual, para nuestro caso visualmente elegimos aquellos de baja amplitud de onda T, sin variaciones en el segmento ST (donde se mide el ruido) y sin componente de corriente directa o muy baja.

6. Creación de ensamble. De los 780 latidos cortados únicamente se seleccionaron aquellos que cumplían con una correlación mayor o igual al estándar internacional, i.e. igual o mayor que 0.9. Como hemos analizado con anterioridad algunos trazos tienen más latidos altamente correlacionados pero otros no, el mínimo valor encontrado con baja RSR es de 380 latidos.
7. Alineación usando R-retardado: El método de R-retardado como se explicó anteriormente consiste en alinear los latidos altamente correlacionados a partir del pico R de cada latido cardíaco para las tres derivaciones X, Y y Z y para los 50 trazos de ECGAR.
8. Alineación usando ADBF y SLAS: La alineación dinámica basada en formas (ADBF) de los latidos cardíacos altamente correlacionados previo el proceso de segmentación lineal adaptativa por segmentos (SLAS) nos permite alinear las muestras de los latidos cardíacos tanto en amplitud como en el tiempo para las tres derivaciones X, Y y Z y los 50 trazos de ECGAR.
9. Aplicación de PSECGAR: El promediado de los latidos cardíacos se realiza sobre el ensamble altamente correlacionado muestra a muestra (ver Fig. 36 A) o después de la alineación con ADBF con SLAS (ver Fig 36 B) para las tres derivaciones X,Y y Z obteniéndose el vector magnitud (VM) que resulta de la raíz de la suma de los cuadrados de los latidos promediados de X, Y y Z de cada uno de los 50 trazos de ECGAR.
10. Cáculo de QRSd: Después de encontrar el VM (ver Fig. 37), este se pasa por un filtro bidireccional de 40-250 Hz Butterworth de 5 orden de izquierda a derecha hasta la muestra intermedia y de derecha a izquierda también hasta la muestra

intermedia, de acuerdo a la recomendación del estándar [Breithardt G, 1991], se evalúa la duración del complejo QRS (QRSd) filtrado de la siguiente manera:

- a) El inicio del QRS filtrado es el tiempo en segundos en que ocurre el inicio de la onda Q en el algoritmo de Tompkins para latido promediado Xp.
- b) El final del QRS filtrado es el punto medio de un segmento de 5 ms en el cual la media del voltaje sobrepasa la media del ruido en más de tres veces la desviación estándar del ruido calculado según se muestra la Ec. 16. Donde σ_k^2 es la desviación estándar del ruido del k-esimo vector magnitud en un ancho de ventana W en segundos, para nuestro caso de 5 ms.
- c) La duración del QRS filtrado o simplemente QRSd es ahora la diferencia entre el final del QRS filtrado y el inicio del QRS filtrado.

$$\sigma_k^2 = \frac{\sum_{j=1}^W (VM_k(j) - \overline{VM}_k)^2}{W} \text{ donde } \overline{VM}_k = \frac{\sum_{j=1}^W VM_k(j)}{W} \quad \textbf{Ec. 16}$$

Una vez encontrado la QRSd filtrado procedemos a aplicar el estándar de indicador de PTV, i.e. una QRSd considerada normal está por debajo de los 100 ms [Yanowitz FG et al, 2007] y una QRSd por encima de los 114 ms es considerado indicador de PTV y por consiguiente con riesgo de presentar FV [Narayanaswamy S et al, 2002].

Se construyeron dos grupos de los 50 trazos ECGAR: 25 trazos de ECGAR agregando diferentes tipos de PTVs de manera sintética a los latidos cardiacos inmediatamente

después de la detección del QRSoff, así como 25 trazos de ECGAR sin PTVs sintéticos y se aplicó el procedimiento de la Fig. 36.

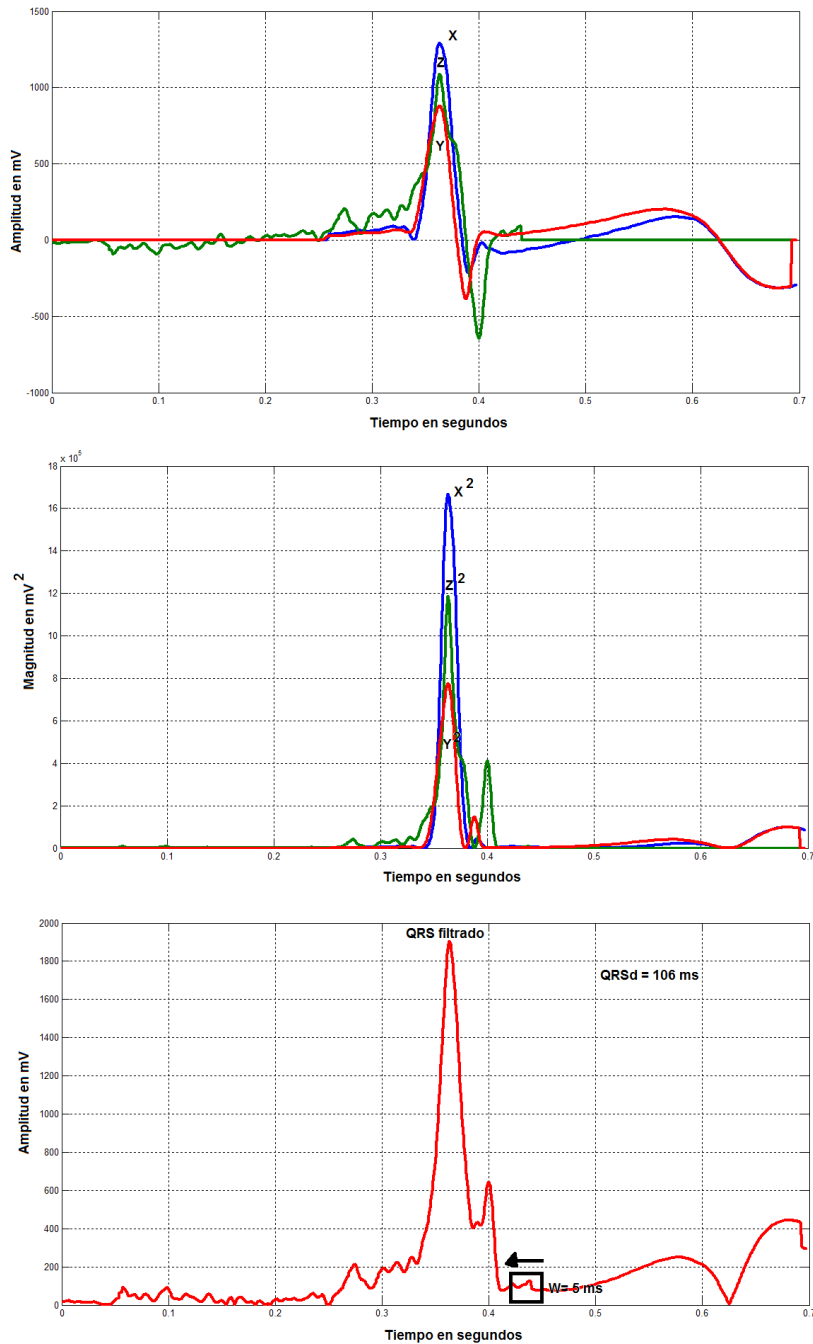


Fig. 37. Ejemplo de QRS filtrado. Las tres derivaciones X, Y y Z promediadas forman el vector magnitud para después aplicar el filtro bidireccional y encontrar el QRS filtrado del cual resulta el QRSd como indicativo de Presencia de PTV.

Considerando el QRSd filtrado como parámetro de detección de presencia de PTVs se realizaron las siguientes consideraciones para probar tanto el método tradicional como el propuesto:

- a) Si el trazo presenta PTV sintético y arroja un QRSd menor que 100 ms se consideró como un falso negativo (FN).
- b) Si el trazo presenta PTV sintético y arroja un QRSd mayor a 114 ms se consideró como un verdadero positivo (VP).
- c) Si el trazo no presenta PTV sintético y arroja un QRSd menor que 100 ms se consireró como un verdadero negativo (VN).
- d) Si el trazo no presenta PTV sintético y arroja un QRSd mayor que 114 ms se consiredó como un falso positivo (FP).

Como lo que se busca es la comparación de un método con respecto al otro entonces de acuerdo a sus resultados obtenidos comparamos la sensibilidad como la relación de $VP/(VP+FN)$ y la especificidad como la relación de $VN/(VN+FP)$. tanto del método tradicional como el método propuesto utilizando alineación en tiempo y amplitud mediante ADBF y SLAS.

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

5.1 Del pre-procesado de las señales ECGAR

A partir de un trazo ECGAR con una frecuencia de muestro de 500 Hz, se puede ahora tener un trazo con 1000 muestras en un segundo gracias al proceso de interpolación lineal por 2. Como no es posible interpolar la señal original de manera arbitraria, se hace entonces un sub-muestreo de la señal original a la mitad de muestras, y a esta se le aplican varios métodos de interpolación. Luego, los mejores resultados son evaluados mediante el coeficiente de determinación R^2 de la señal ahora muestreada con la original. Como se describe en la Tabla 4 es posible comparar los distintos métodos de interpolación a partir de la señal de ECGAR original y la señal de ECGAR interpolada. Utilizando el coeficiente de determinación R^2 , el que presenta mayor coeficiente es el polinomio de *Hermite*, pero también el de interpolación lineal y sin demasiados cálculos computacionales, por tal motivo se eligió tal método de interpolación lineal.

Tabla 4. Distintos métodos de interpolación para incrementar la frecuencia de muestreo de 500 muestras/segundo a 1000 muestras/segundo	
Método de interpolación	Coeficiente R^2
Lineal	0.9978
Nearest	0.9729
Splines	0.9978
Hermite	0.9979

Por otro lado las tendencias de la línea base en la adquisición pueden resultar en algunos de los casos excesivas, pero con el uso de un “ventaneo” más agresivo en cuanto al número de puntos tomados en la aproximación, se logra una reducción de la tendencia de la gran mayoría de los trazos sin afectar su espectro en frecuencia del

trazo ECGAR resultante como se muestra en la Fig. 38. En ella puede apreciarse la realización del suavizado de la señal utilizando tres puntos, el interpolado doblando el número de muestras en el mismo intervalo de tiempo, así como la trayectoria de la línea base eliminada del trazo ECGAR resultante y su respectivo ancho de banda para 1000 Hz de frecuencia de muestreo. El mismo procedimiento se aplicó a todos los trazos ECGAR, de tal manera que ahora los nuevos trazos son de alta resolución y frecuencia de muestreo de 1000 Hz.

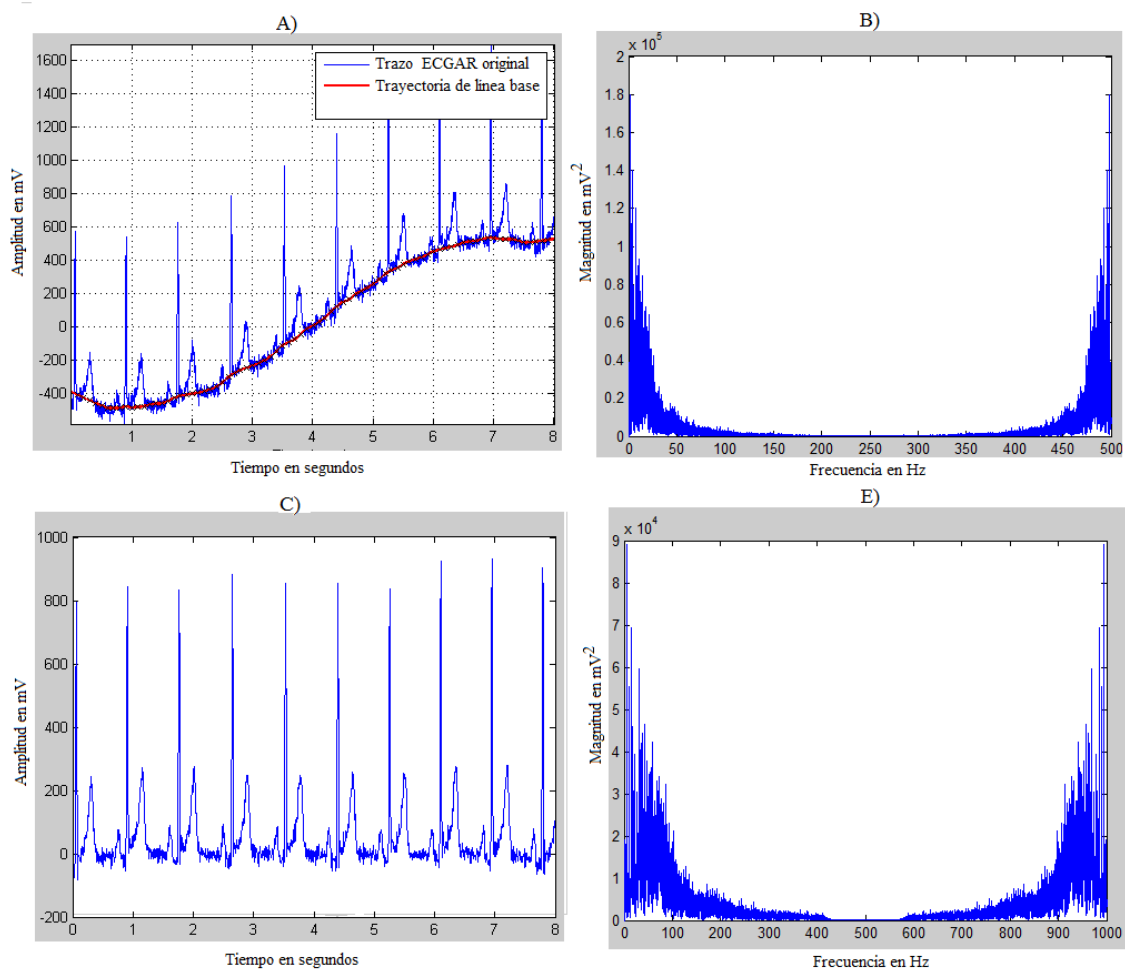


Fig 38. Resultado del pre-procesamiento de las señales ECGAR. A) Señal original con una tendencia provocada por la polarización de los electrodos. B) El ancho de banda del ECGAR original muestra un máximo de 500 Hz. C) Trazo ECGAR con línea base suprimida y con suavizado. D) Ancho de banda de la señal resultante del pre-procesamiento con una frecuencia máxima de 1000 Hz

5.2 De la creación de PTVs

El banco de PTVs creado es tal, que mediante la anchura de la ventana Gaussiana es posible seleccionar la duración del PTV que desea utilizarse para distintos niveles de amplitud. En la Fig. 39 se muestran algunos PTVs creados con su respectivo ancho de banda. El filtro utilizado Butterworth de quinto orden permite fijar el ancho de banda entre 40 a 250 Hz para cualquier PTV simulado.

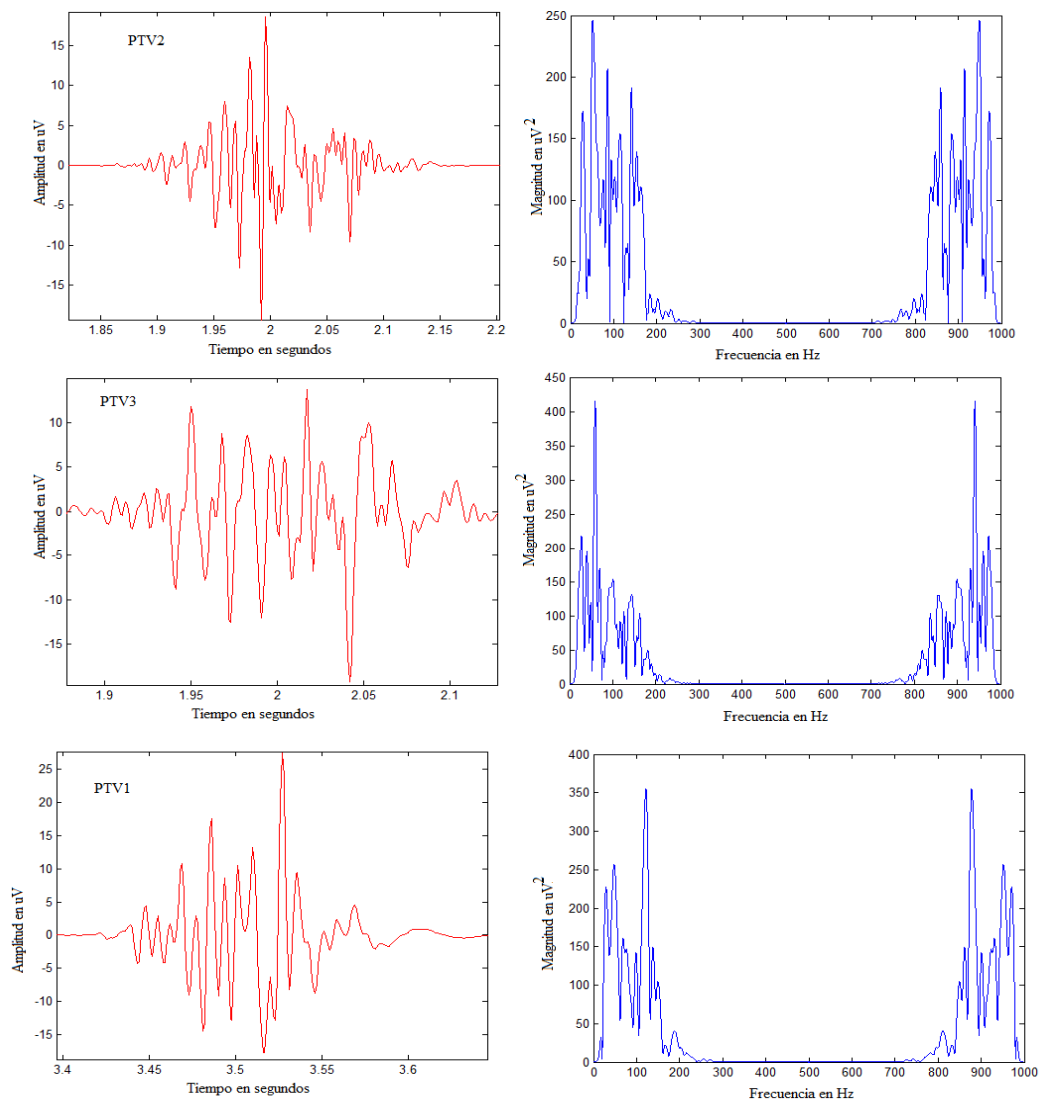


Fig. 39. Banco de PTVs con diferentes amplitudes y duraciones. La selección de estos dos parámetros puede seleccionarse ampliando o reduciendo la desviación estándar de la ventana Gaussiana.

5.3 De la detección del complejo QRS

Las pruebas de detección del complejo QRS, así como los inicios y finales se realizaron con los 50 trazos de ECGAR, en las tres derivaciones X, Y y Z de un total de 780 latidos aproximadamente en cada trazo de ECGAR. En cada trazo ECGAR se indicó mediante círculos aquellos tiempos en los que el algoritmo mostraba los inicios y finales del complejo QRS. A su vez, se fue midiendo la duración del complejo QRS definido como QRSD. En la Fig. 40. Se presenta la localización de algunos inicios (QRSon) y finales (QRSoff) del complejo QRS.

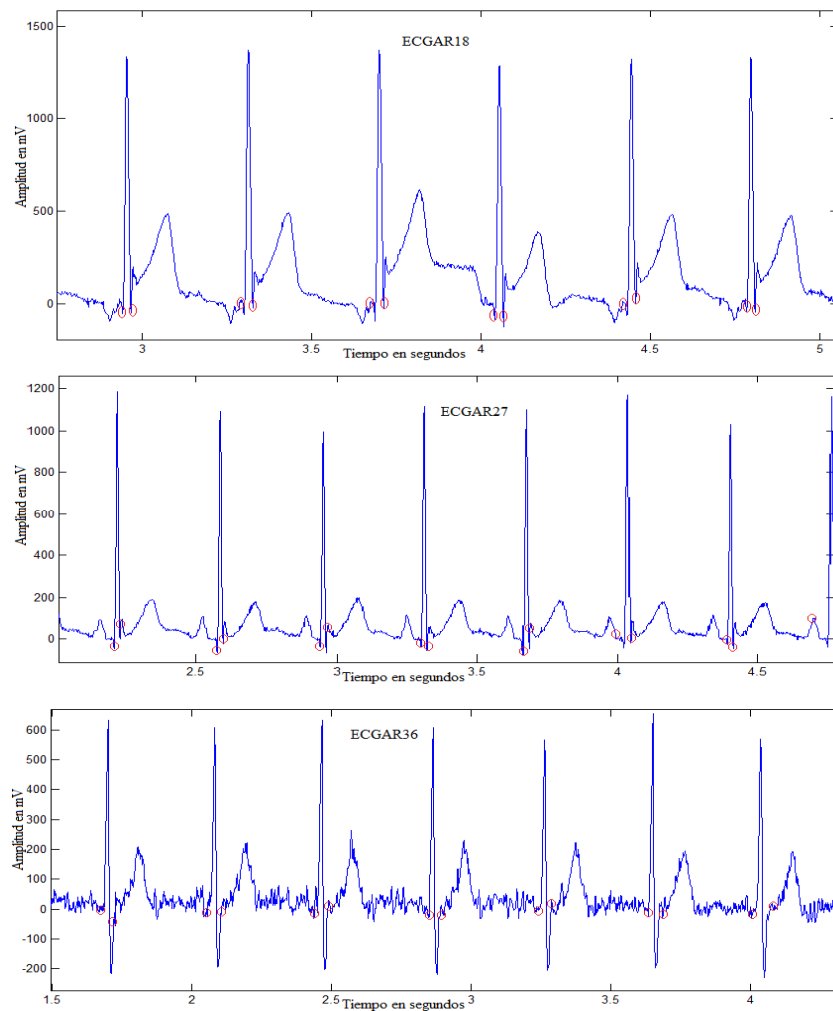


Fig. 40. Localización de inicios y finales del complejo QRS en diferentes trazos de ECGAR utilizando el algoritmo propuesto.

Una vez registrados los inicios y finales de los complejos QRS se procedió a medir con ayuda del cursor si efectivamente la detección del complejo QRS estaba dentro de un límite de error del 5% a partir de la Ec. 1 donde un valor por encima de 5% fue considerado como una mala medición de la duración del complejo QRS en la utilización del algoritmo con respecto a la medición que tomamos como la real (la del cursor).

$$\%Error = \frac{QRSd_{cursor} - QRSd_{algoritmo}}{QRSd_{cursor}} \times 100 \text{ Ec. 1}$$

Del total de NL=780 latidos que contenía cada trazo por cada derivación, se calculó la proporción de aciertos. Si la duración del complejo QRS estaba dentro del 5% de error y los marcadores de detección (círculos rojos en Fig. 40) estaban posicionados en la onda Q y S se consideró como una buena detección del mismo y lo tomamos con un Verdadero Positivo (VP).

Por otro lado si la duración del complejo QRS estaba fuera del 5% con los marcadores de detección posicionados en diferentes regiones de la onda Q y S o simplemente señalados erróneamente, se consideró como Falsos Positivos (FP) y el número de complejos QRS no detectados como los Falsos Negativos (FN).

La proporción de aciertos se mide como (FN+FP)/VP [Vidal C et al, 2008], lo que deberá ser lo más baja posible, cercana al 0% para considerarse como una buena medición del complejo QRS, como se muestra en la Tabla 5, donde se muestran los resultados para 5 trazos ECGAR con su respectiva derivación X, Y y Z.

Tabla 5 A). Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR18						
Trazo	Derivación	NL	VP	FP	FN	(FN+FP)/VP
ECGAR18	X	780	697	69	14	0.11
	Y	780	711	60	9	0.09
	Z	780	701	63	16	0.11

Tabla 5 B). Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR27						
Trazo	Derivación	NL	VP	FP	FN	(FN+FP)/VP
ECGAR27	X	774	702	65	7	0.10
	Y	774	707	60	9	0.10
	Z	774	718	63	16	0.11

Tabla 5 C). Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR30						
Trazo	Derivación	NL	VP	FP	FN	(FN+FP)/VP
ECGAR30	X	767	712	50	5	0.07
	Y	767	703	60	4	0.09
	Z	767	720	38	9	0.06

Tabla 5 D). Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR38						
Trazo	Derivación	NL	VP	FP	FN	(FN+FP)/VP
ECGAR38	X	775	726	40	9	0.06
	Y	775	733	38	4	0.05
	Z	775	738	35	2	0.05

Tabla 5 E). Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR43						
Trazo	Derivación	NL	VP	FP	FN	(FN+FP)/VP
ECGAR43	X	770	703	49	18	0.09
	Y	770	699	53	18	0.10
	Z	770	714	47	9	0.07

El algoritmo de detección del complejo QRS que se basa en algoritmos clásicos de PDS detecta de manera correcta el inicio y el final del complejo QRS, con una proporción de efectividad de 1-Promedio $[(FN+FP)/VP]$ que arroja un resultado de 92%, suficientemente adecuado para el propósito de este trabajo.

5.4 De la selección de latidos cardiacos

En los 50 trazos de tres derivaciones cada uno existen aproximadamente 780 latidos, los cuales pueden recortarse y alinearse por ejemplo con respecto a su centro, o al pico R (ver Fig. 41).

Una vez encontrados el inicio y final del complejo del complejo QRS y haciendo una búsqueda hacia que índice de muestra se encuentra el pico R, se realizó un simple desplazamiento para asegurar que quedasen centrados con respecto al pico R. El resultado son latidos cardiacos recortados con alrededor de 400 muestras.

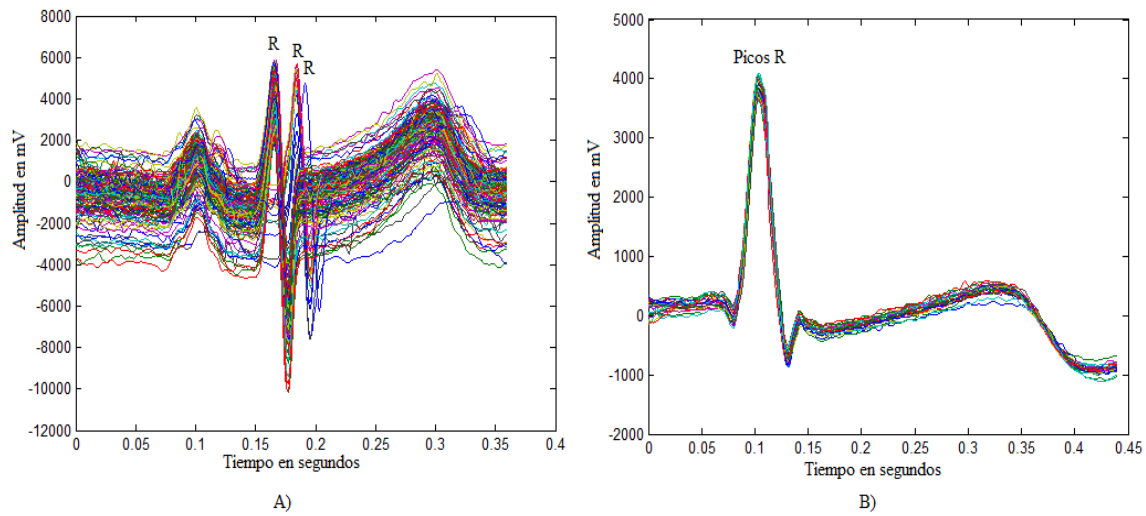


Fig. 41. A) Latidos cardiacos recortados de un trazo ECGAR, con 150 muestras antes del pico R y 250 muestras después del pico R y B) alineación de los latidos con respecto al pico R de todos los latidos.

5.5 De la promediación de latidos cardiacos de ECGAR

A fin de tener el experimento controlado se agregaron diferentes niveles de ruido blanco Gaussiano a los 50 trazos de ECGAR de 5 dB, 10dB y 15dB, (i.e. al iniciar el trazo de ECGAR tiene una RSR de 5dB, 10dB y 15dB).

La Fig. 5 muestra diferentes trazos de ECGAR con los diferentes niveles de ruido agregados. A continuación a través de recorte de latidos cardiacos se seleccionó visualmente el latido con mejor definición (latido plantilla) para cada trazo y de los latidos restantes se fue haciendo la comparación a partir del coeficiente de correlación.

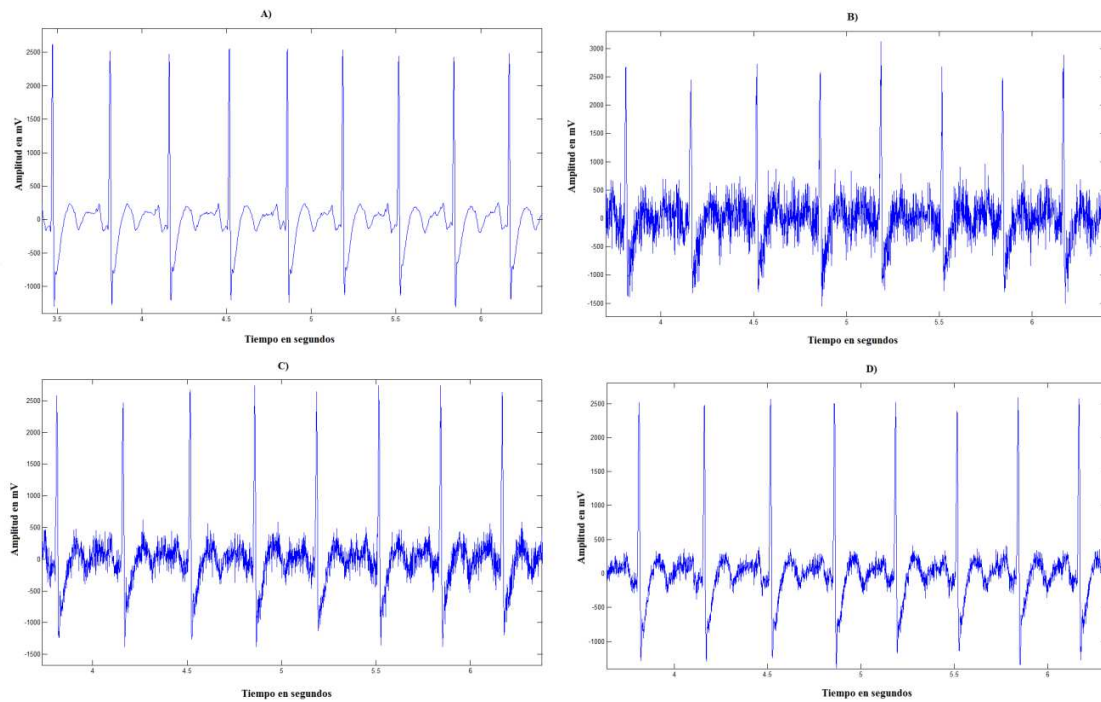


Fig. 42. Cuatro trazos ECGAR con diferentes niveles de ruido blanco Gaussiano, A) trazo original, B) con RSR de 5 dB, C) con RSR de 10 dB y D) con RSR de 15 dB.

Dependiendo del nivel de ruido, el número de latidos que cumplen con el coeficiente de correlación y la plantilla aumenta o disminuye. De un total de 780 latidos por trazo, son pocos los que cumplen con el coeficiente de correlación igual o mayor de 0.9.

La gráfica de la Fig. 43. Muestra los resultados del número de latidos que cumplen con la condición anterior de acuerdo al nivel de ruido encontrado con respecto al trazo ECGAR de cada individuo, y en la que puede apreciarse que el número de latidos mínimo que cumplen con esta condición es inferior a 400 latidos, más específicamente en 380 latidos.

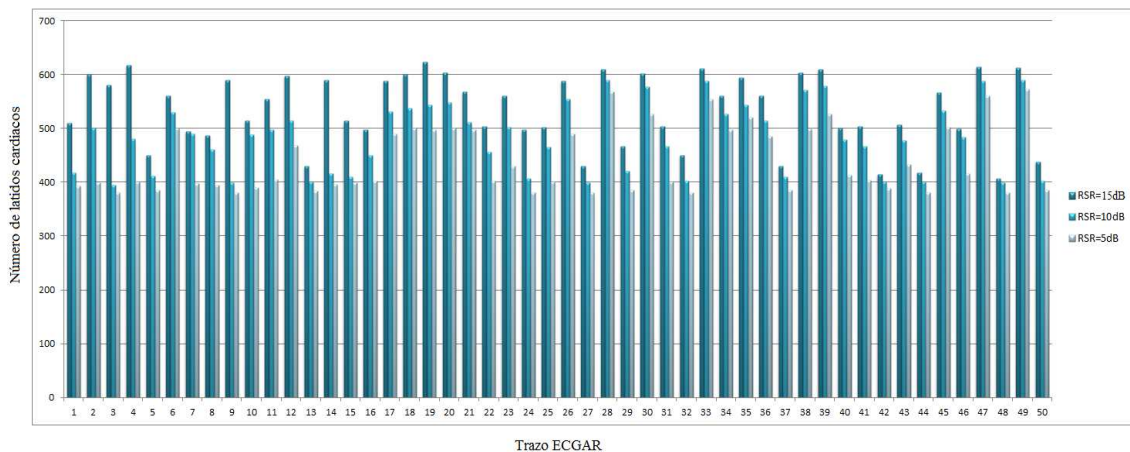


Fig. 43. Número de latidos cardiacos que tuvieron un coeficiente de correlación mayor a 0.9 con respecto al trazo seleccionado como plantilla.

Utilizando los mejores 380 latidos cardiacos y teniendo en cuenta una RSR de 20dB para considerarse como una buena eliminación de ruido, los datos de la Fig. 44 muestran el resultado de ir promediando los latidos cardiacos en intervalos de 50 latidos por cada promediación.

El nivel de ruido se midió en 50 trazos ECGAR, pero en la Fig. 44 se muestran los niveles de ruido alcanzados en el trazo promediado para 4 sujetos seleccionados al azar. Se puede apreciar que niveles de ruido medianamente aceptables (arriba de 15 dB) en todos los trazos se alcanza a partir de 300 latidos cardiacos.

Con el número de latidos cardiacos alcanzados que generan un nivel de correlación elevado (mínimo 380 latidos), es posible alcanzar óptimos niveles de la RSR, lo cual no asegura que los latidos cardiacos se repitan o sean iguales.

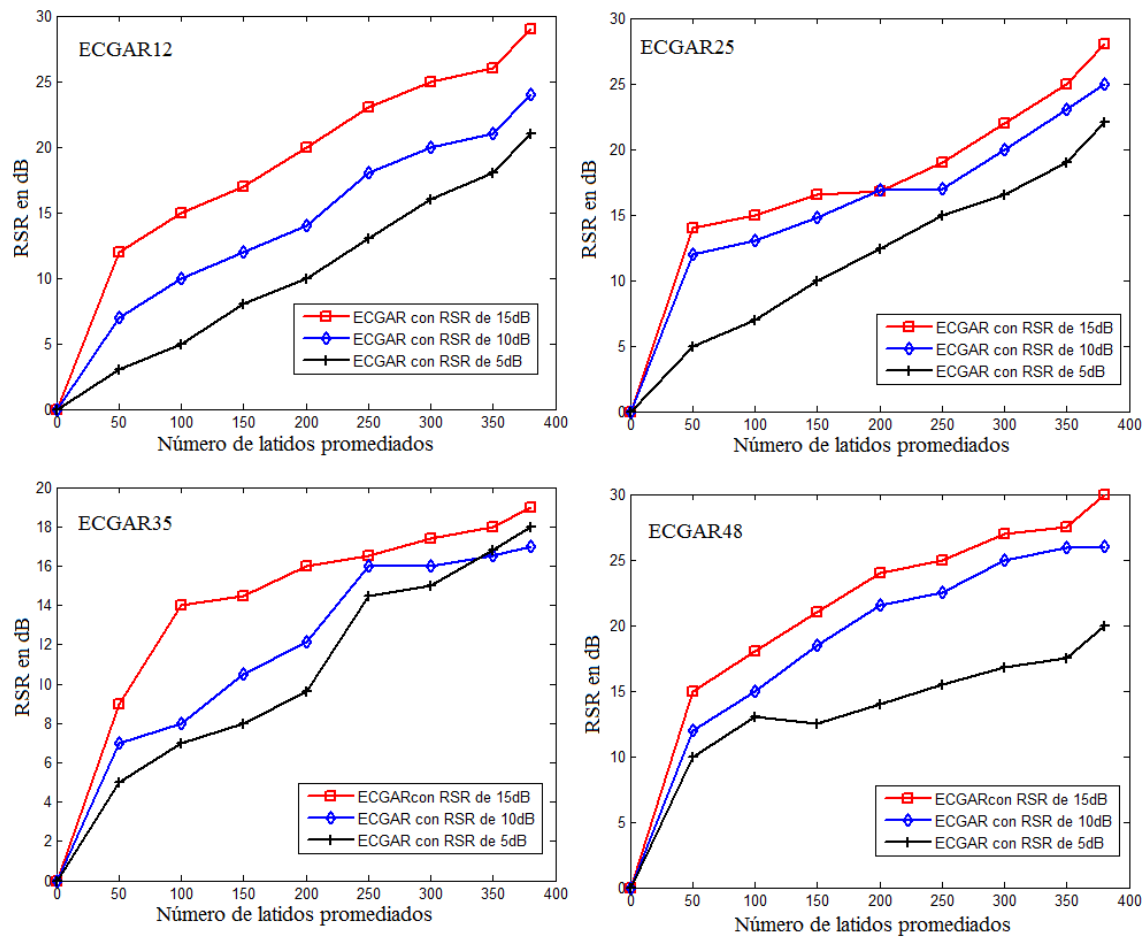


Fig. 44. La aplicación de PSECGAR muestra a muestra a cuatro trazos ECGAR resulta en el mejoramiento de la RSR conforme el número de latidos aumenta. Una RSR medianamente aceptable de 15dB se alcanza en promedio con 300 latidos en un ensamble.

5.6 De la alineación R-retardado

De un total de 50 trazos ECGAR utilizados para la alineación R-retardado se utilizaron de cada trazo 380 latidos cardiacos, todos con una alta correlación y seccionados para su alineamiento en complejos QRS.

La Fig. 45 muestra algunos complejos QRS utilizados, así como el resultado de la alineación en R-retardado. Se puede apreciar que aunque los latidos cardiacos tengan

alta correlación el desplazamiento temporal permite que coincidan los picos R individuales de cada latido cardiaco.

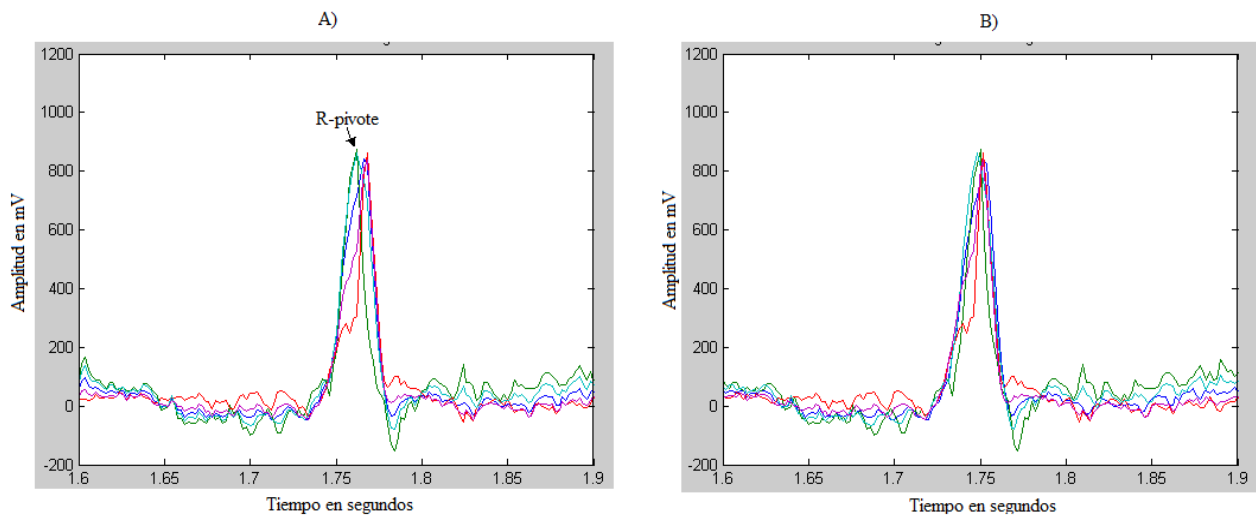


Fig. 45. Cuatro latidos cardiacos alineados por el método R-retardado. Los picos R de cada complejo QRS ahora coinciden el mismo tiempo nTs.

5.7 De la segmentación lineal adaptativa por segmentos

Cada trazo ECGAR puede aproximarse a través de segmentos de línea recta, donde los coeficientes de estas líneas rectas vienen representados a su vez por una pendiente a y un largo en muestras Δx .

La Fig. 46 muestra la representación de cuatro latidos cardiacos ECGAR segmentados usando SLAS con un nivel de error de 10 y una aproximación inicial de 25 muestras, las cuales se fueron ajustando.

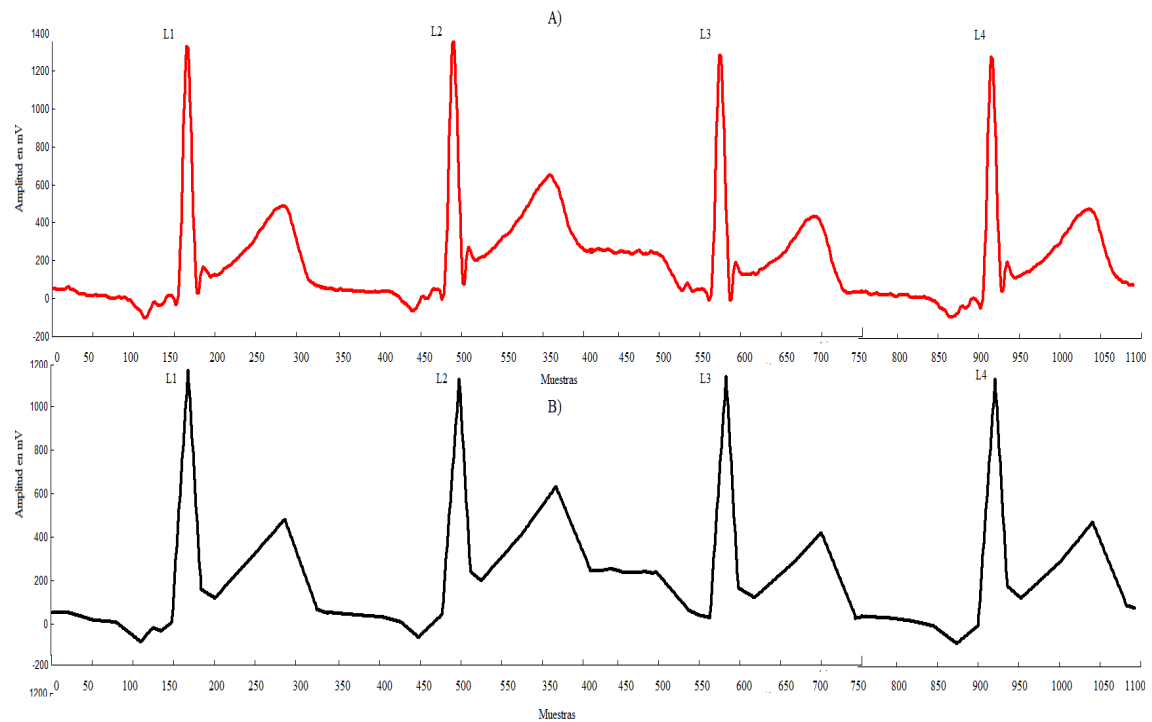


Fig. 46. SLAS aplicada a cuatro latidos cardiacos de un trazo ECGAR, cada latido está representado por segmentos de pendiente a y una longitud en muestras Δx .

Para los latidos cardiacos de la Fig. 46, la siguiente Tabla 6, muestras el número de líneas rectas necesarias para la segmentación de cada latido, su pendiente y el número de muestras que le llevaría a cada línea recta la representación, se puede observar que donde se presentan las mayores pendientes es la región del complejo QRS.

Tabla 6. Pendientes y muestras para segmentación en trazo ECGA18					
Latido 1			Latido 2		
Línea recta	Pendiente a	Muestras Δx	Línea recta	Pendiente a	Muestras Δx
1	-0.1000	23	1	-0.3704	28
2	-1.1467	31	2	-0.3020	50
3	-0.3429	29	3	-1.0364	23
4	-2.9600	31	4	-3.2667	22
5	4.2533	16	5	3.6000	30
6	-1.4200	11	6	51.6000	22
7	3.0154	14	7	-63.2286	15
8	58.1400	21	8	-3.2462	14
9	-63.0875	17	9	4.2571	50
10	-2.4353	18	10	5.2186	44
11	4.1633	50	11	-9.0419	44
12	4.2973	38	12	0.0600	11
13	-10.4250	41			
14	-1.2429	15			
Latido 3			Latido 4		
Línea recta	Pendiente a	Muestras Δx	Línea recta	Pendiente a	Muestras Δx
1	-0.3200	11	1	-0.2400	41
2	0.6706	18	2	-0.4917	25
3	-1.1143	15	3	-0.8345	30
4	-0.0800	21	4	-2.8500	29
5	0.5143	8	5	3.1615	27
6	-0.7200	11	6	54.0762	22
7	2.1500	5	7	-63.4933	16
8	-4.4049	42	8	-3.3176	18
9	-1.7846	14	9	3.4857	50
10	-0.7833	13	10	4.5846	40
11	55.6800	21	11	-9.1333	43
12	-65.0800	16	12	-1.1455	12
13	-2.2300	21			
14	3.3633	50			
15	4.1273	34			
16	-9.2186	44			
17	0.7538	14			

5.8 De la alineación dinámica basada en amplitud (ADBA)

A partir del trazo ECGAR se cortan los latidos cardiacos que desean alinearse. Para utilizar una ADBA, el latido cardiaco plantilla se considera como una secuencia de n muestras $C=[C(1), C(2), \dots, C(n)]$ y el latido que se desea alinear como una secuencia de m muestras $Q=[Q(1), Q(2), \dots, Q(m)]$. Una trayectoria de elongación lineal, mostraría que prácticamente no existen diferencias entre los dos latidos, o bien se podría decir que se trata del mismo.

La Fig. 47 muestra la trayectoria de elongación necesaria en amplitud utilizando ADBA para dos latidos cardiacos del trazo ECGAR19, así como el resultado de la alineación de esas dos secuencias (latidos cardiacos).

Se puede apreciar mediante la marca circular, que cuando el latido plantilla tiene un crecimiento muy elevado al inicio del segmento ST y en la onda T, la alineación no se lleva a cabo o simplemente continúa su trayectoria sobre el latido de prueba. Por otro lado los cambios en eje X, resultan en una buena alineación que podría funcionar para latidos donde las diferencias significativas sean solo en el tiempo, lo cual no es el caso para los trazos ECGAR.

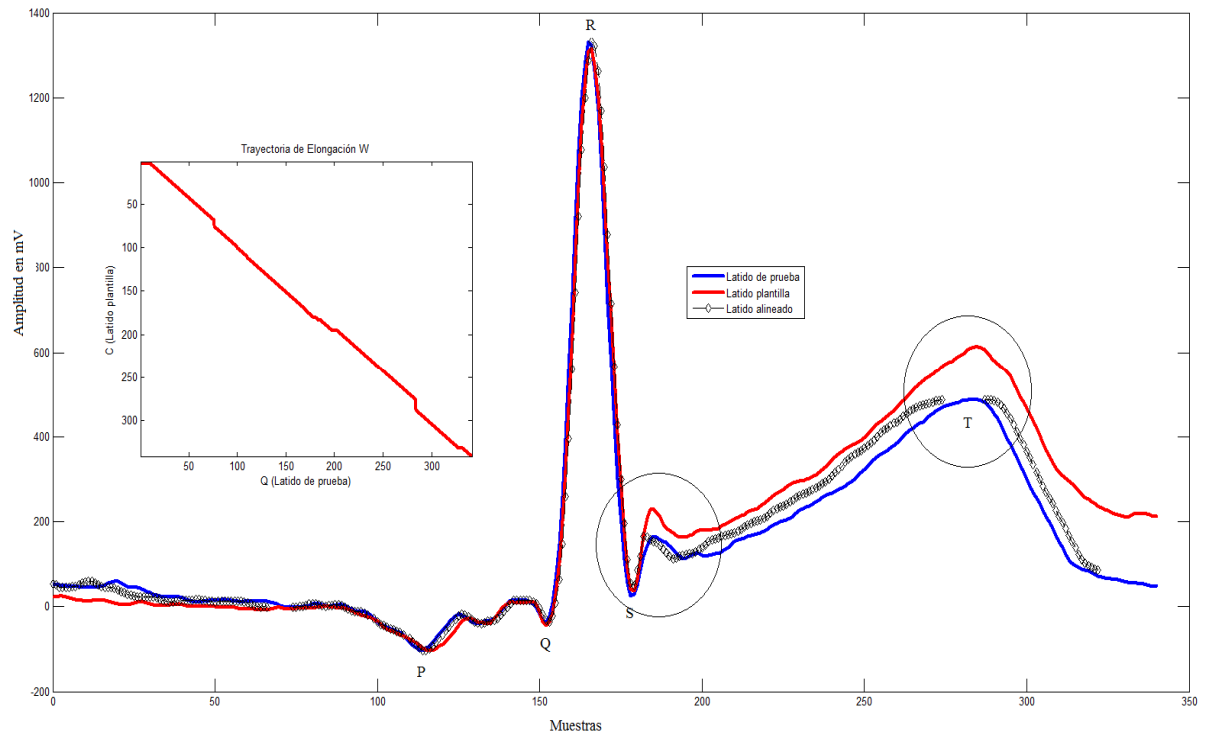


Fig. 47. Alineación de dos latidos cardiacos utilizando ADBA. Se puede notar que aunque la trayectoria de elongación es casi lineal, no obtiene buenos resultados en grandes cambios de amplitud.

Dos latidos más del trazo ECGAR27 presentan una diferencia en amplitud más significativa, como puede apreciarse en la Fig. 48. La onda Q sufre una diferencia de amplitud en el latido de prueba muy elevado con respecto al latido plantilla, así como en la onda T.

Por lo anterior la trayectoria de elongación define que la trayectoria a seguir es en base a la señal de prueba y el latido alineado se comporta como el latido de prueba. Por otro lado las diferencias en tiempo aunque también son significativas en el complejo QRS, la onda T y la onda Q, el algoritmo ADBA alinea sin ningún problema, haciendo coincidir el latido alineado en tiempo con el latido plantilla muestra a muestra.

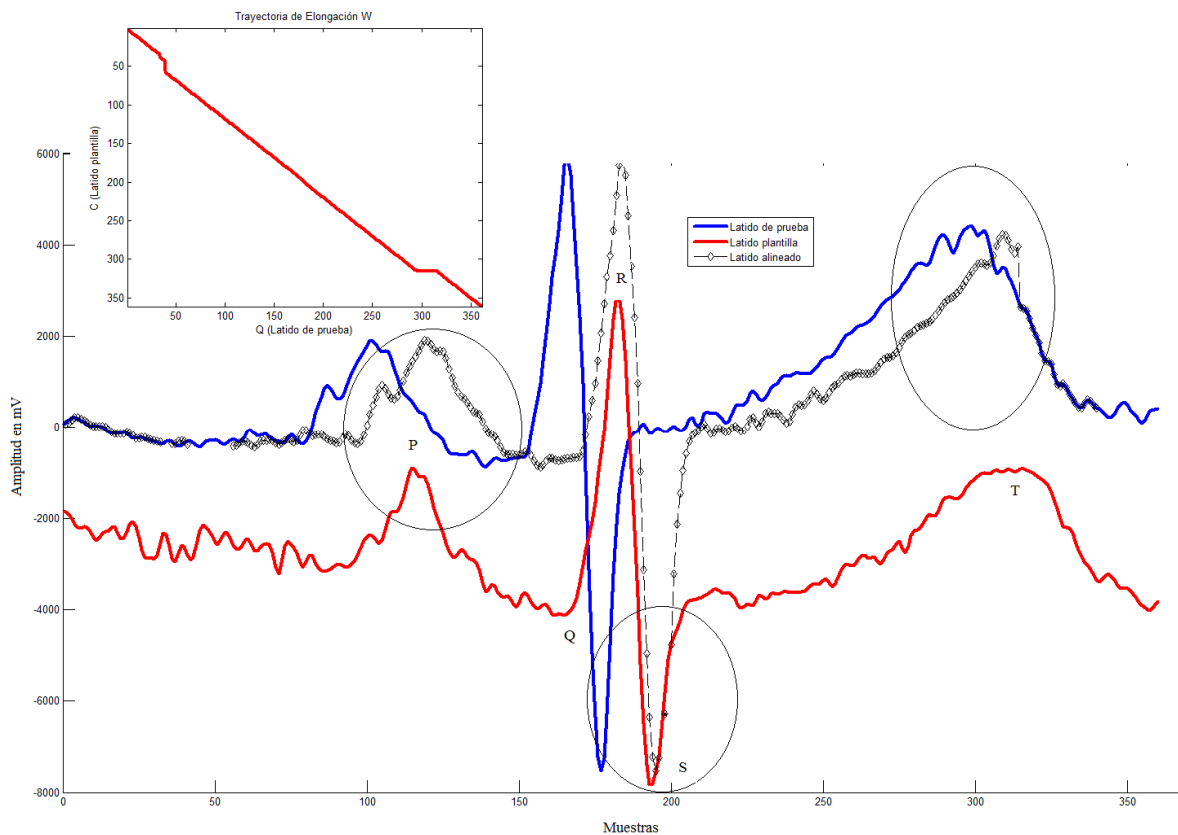


Fig. 48. Dos latidos con diferencia de amplitud significativa alineados mediante ADBA, produce una que el latido alineado no coincide en amplitud con el latido plantilla.

5.9 De la alineación dinámica basada en forma (ADBF)

Para la aplicación de ADBF es necesario aplicar con anterioridad SLAS, para lo cual los latidos cardiacos de prueba y plantilla se ajustan segmentos de línea recta con sus respectivas pendientes (a) y número de muestras utilizada para cada segmento (ΔX). Los latidos resultantes tanto el de prueba como el de plantilla pasaran a ser ahora los vectores Q y C respectivamente en la utilización de ADBF.

La Fig. 49 presenta dos latidos con su correspondiente representación en SLAS, se puede notar que tal representación, resulta ahora 22 segmentos de línea recta y

distintas pendientes cada uno para el latido de prueba, así como 19 segmentos para el latido plantilla.

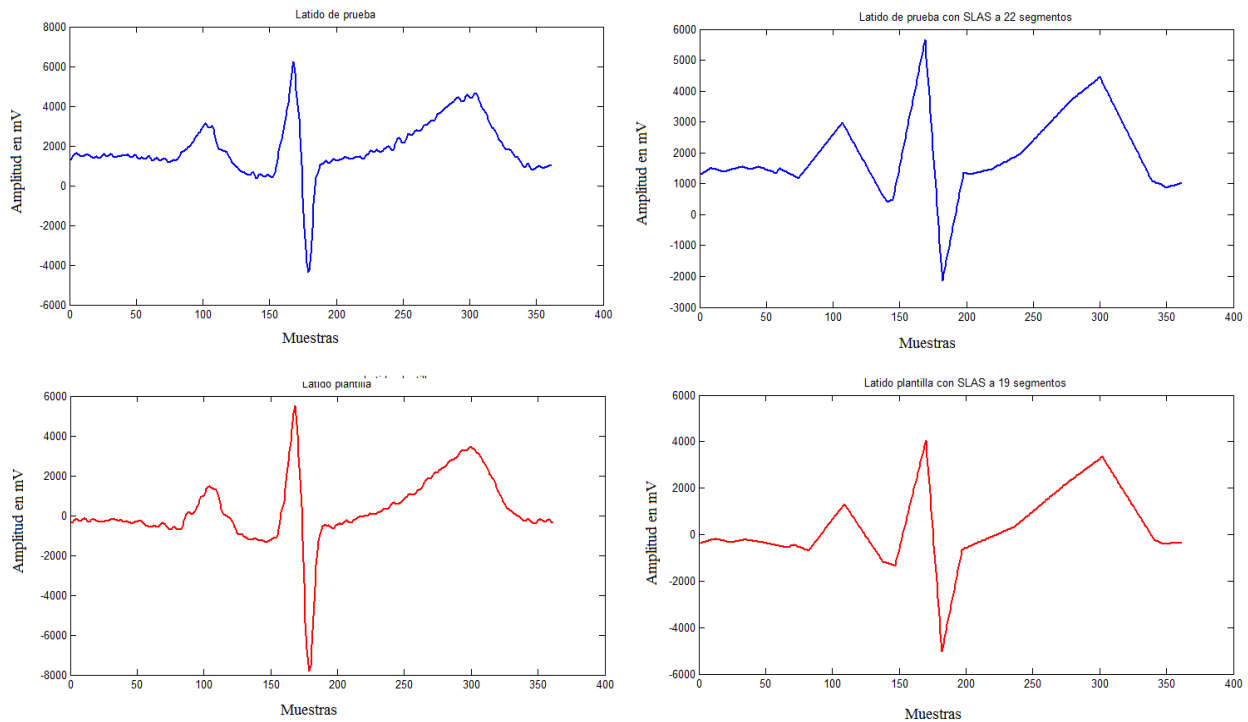


Fig. 49. Dos latidos cardiacos con altas variaciones en amplitud y su correspondiente representación en SLAS, con 22 y 19 segmentos para el latido de prueba y el de plantilla respectivamente.

En la Fig. 50 se muestran los resultados de la alineación de los segmentos de recta que representan al latido cardiaco y al latido plantilla utilizando ADBF. A partir de una trayectoria de elongación que contempla solo una matriz de 22x19 segmentos, la alineación se realiza ahora con respecto a la forma de las secuencias en cuestión (latidos cardiacos) y no en base a su amplitud.

Se puede notar que aunque la señal tenga cambios significativos en amplitud o en tiempo el latido alineado sigue la trayectoria del latido plantilla, generando la elongación correcta del latido bajo prueba.

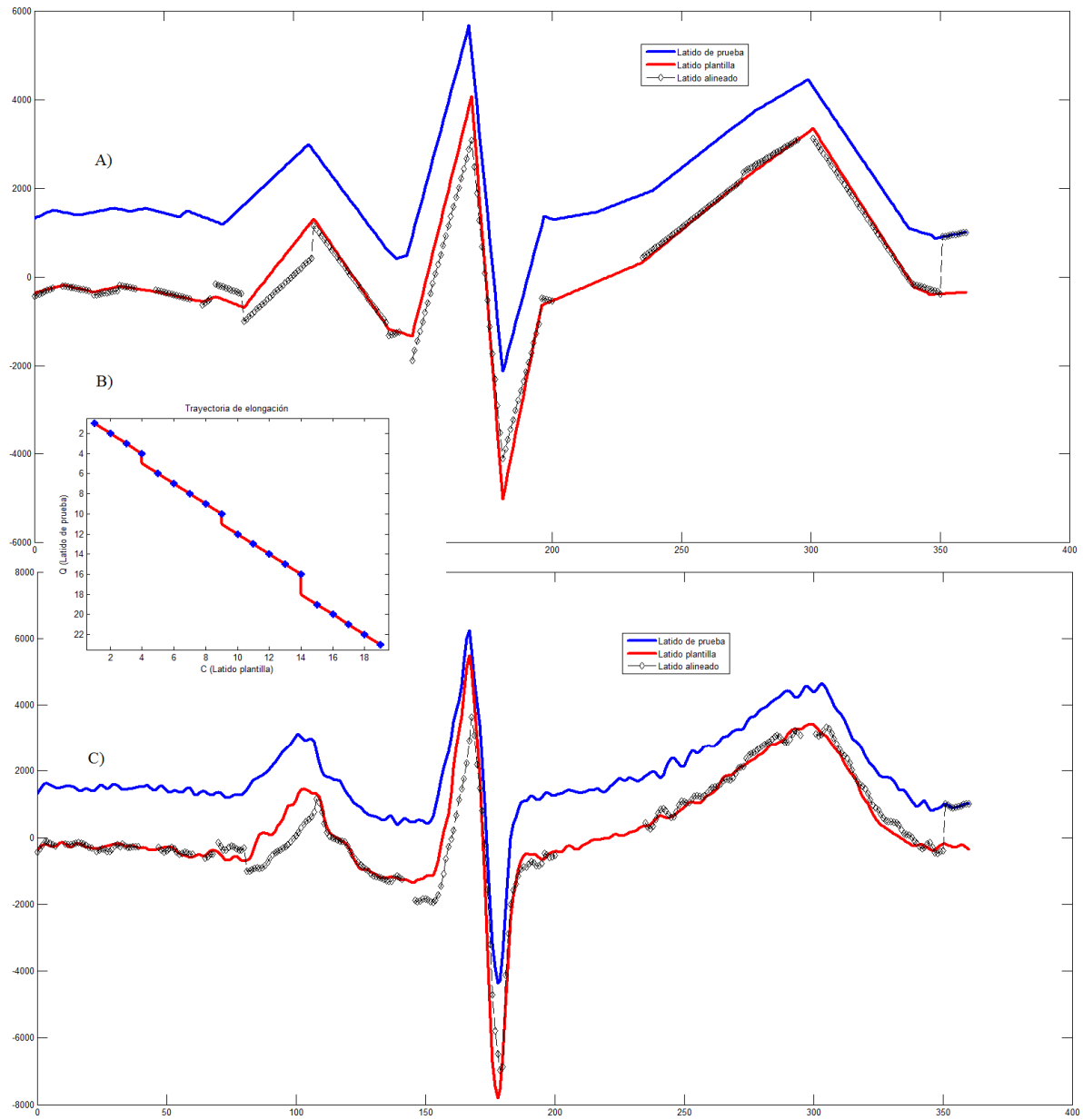


Fig. 50. Para la aplicación de ADBF se necesita que los latidos tengan una forma definida mediante SLAS. En A) Se presentan los latidos cardiacos alineados, en B) la trayectoria de elongación con solo 22x19 segmentos y C) El latido cardiaco de prueba alineado utilizando las muestras del mismo.

5.10 Primera evaluación (método tradicional)

En el método tradicional se seleccionan los latidos cardiacos que cumplan con una correlación superior a 0.9 y se realiza la promediación muestra a muestra para dar un latido promediado resultante. Como se vio en la sección anterior, el número de latidos mínimo que cumplen con este requisito es de 380.

Por lo anterior se realizó la promediación cada 76 latidos calculándose la RSR y la variabilidad del QRSd (S_{QRSd}^2). Los resultados de la RSR y la S_{QRSd}^2 se muestran en las Figs. 51-55 y las Tablas 7-11 respectivamente para todos los trazos ECGAR.

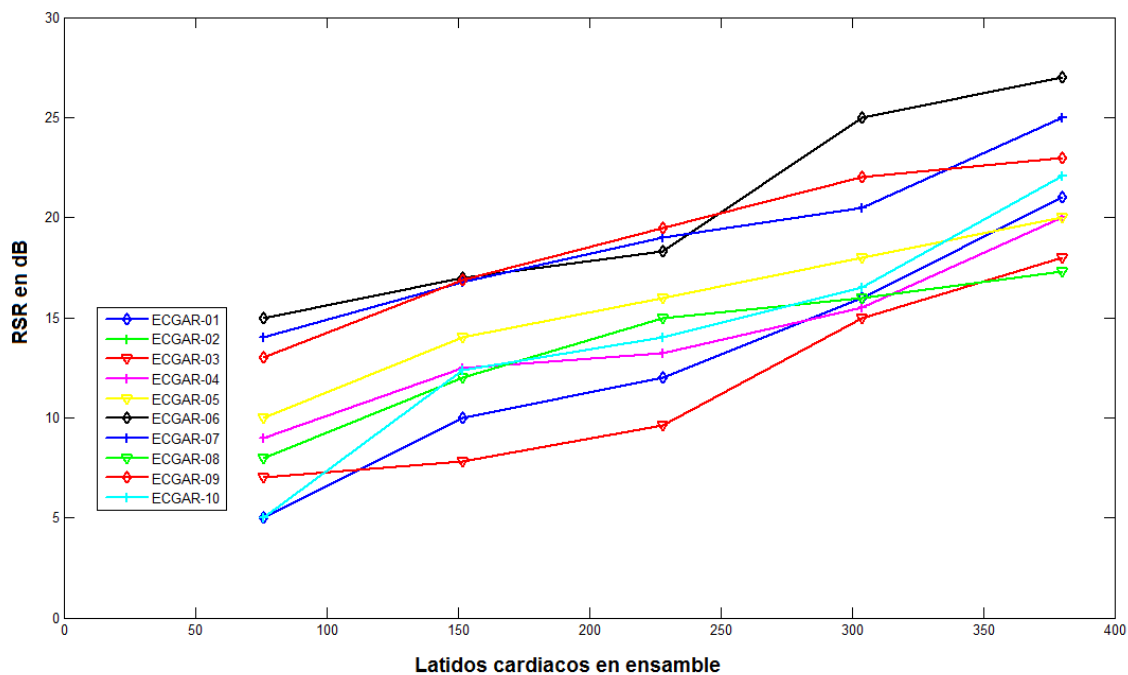


Fig. 51. RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10 usando el método tradicional

Tabla 7: Variabilidad del QRSd en ms²: Método tradicional

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-01	93	91.6	85.4	79.8	77.3
ECGAR-02	95	94.2	88.9	83.1	79
ECGAR-03	89	83.5	79.1	75.6	73.2
ECGAR-04	90.2	87.3	82.8	79	78.8
ECGAR-05	85.7	83.4	80.2	78.3	74.4
ECGAR-06	92	88.6	87.3	84.7	82.1
ECGAR-07	75	73.1	70.5	68.6	67.4
ECGAR-08	99.3	97.2	91.4	88.8	87.3
ECGAR-09	73	71.4	68.6	67	65.5
ECGAR-10	94	90.1	88.4	83.1	79.6

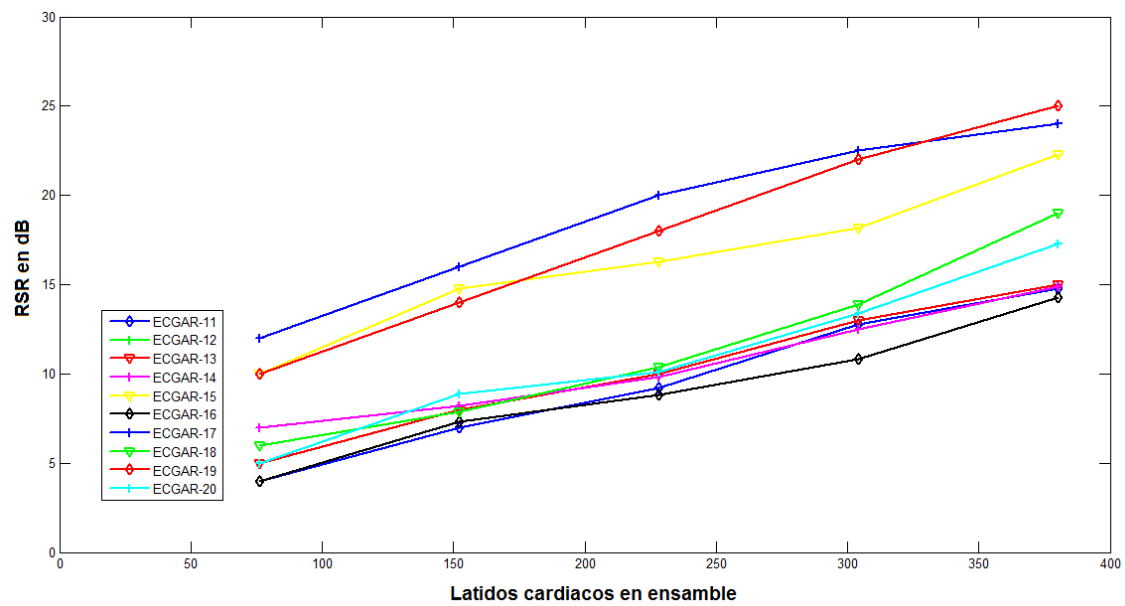


Fig. 52. RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método tradicional

Tabla 8: Variabilidad del QRSd en ms²: Método tradicional

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-11	77	72	68.3	66.1	65
ECGAR-12	90	88	85	82.4	80
ECGAR-13	91	87.2	84	81	78.4
ECGAR-14	83	80.1	78.2	75.8	70.3
ECGAR-15	95.5	91.2	87.2	84	81
ECGAR-16	75	72	68.8	66.4	63.2
ECGAR-17	79.1	74.2	69.3	65.8	64.7
ECGAR-18	90	89.2	87.7	86	83.4
ECGAR-19	97.3	94.2	90.9	87	84
ECGAR-20	88	85.7	82.1	79	75.4

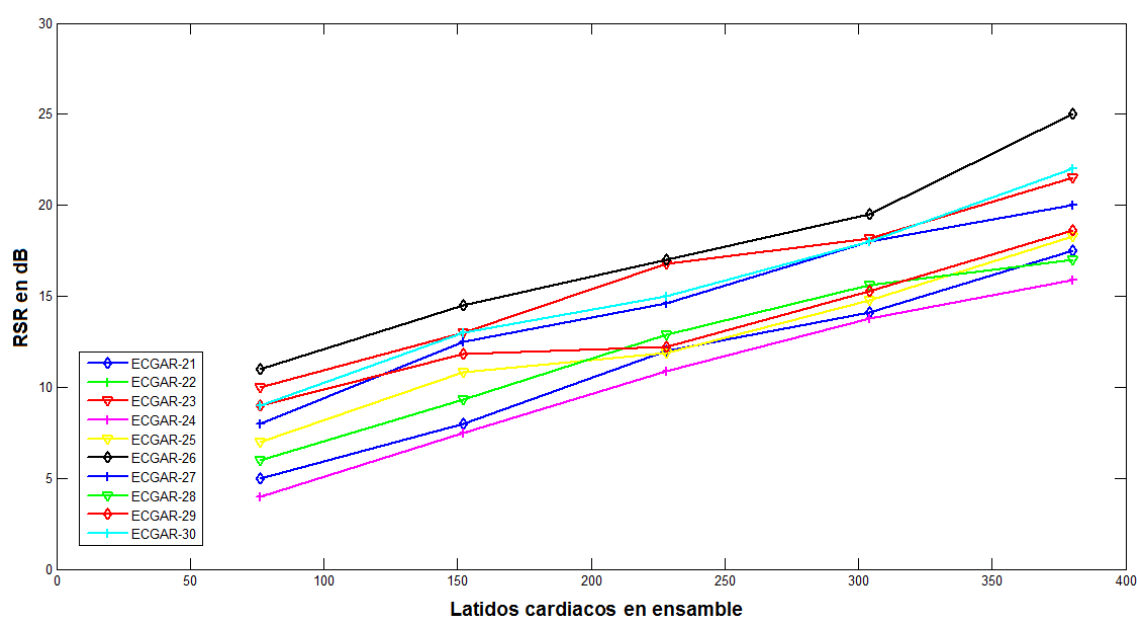


Fig. 53. RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método tradicional

Tabla 9: Variabilidad del QRSd en ms²: Método tradicional

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-21	100.1	97.1	93.3	88.9	85.3
ECGAR-22	88.3	85.4	81.2	77.3	73.2
ECGAR-23	78	76.9	72	68.9	66
ECGAR-24	69	66.4	64	62.8	60
ECGAR-25	95	89.8	85	82.3	79
ECGAR-26	98	93	90.3	87.5	84
ECGAR-27	92	88.3	83	79.8	77
ECGAR-28	90	87	84.5	80.5	78.8
ECGAR-29	99	93	89.8	85	83.5
ECGAR-30	76	72	68	65	62

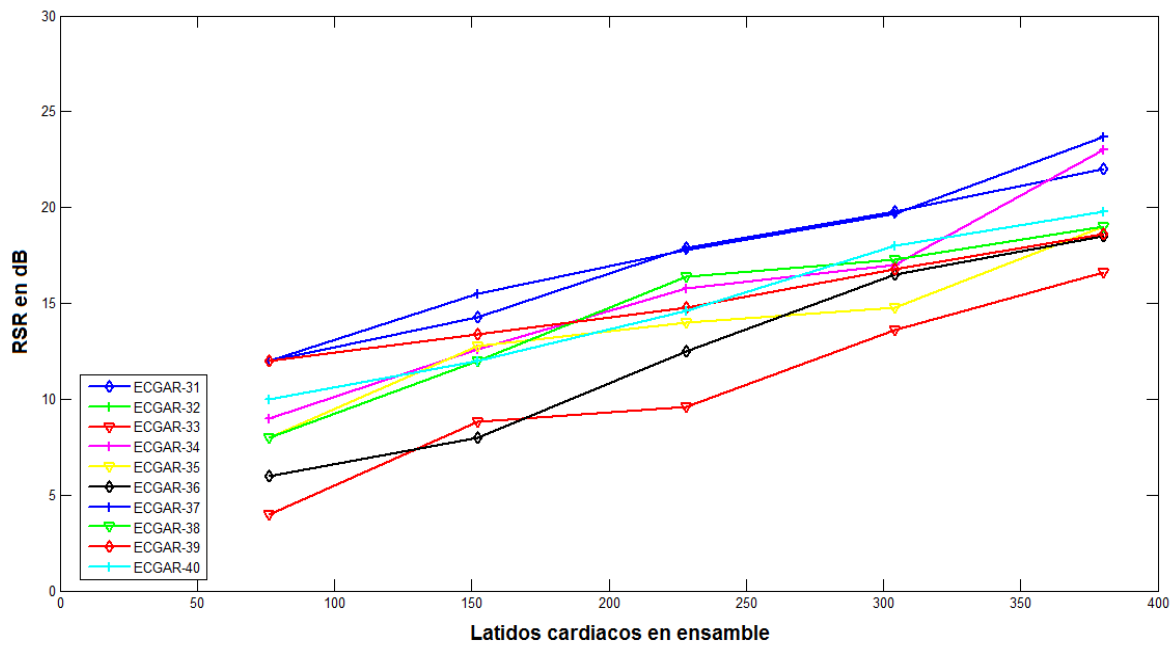


Fig. 54. RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método tradicional

Tabla 10: Variabilidad del QRSd en ms²: Método tradicional

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-31	67	63.5	60.1	58.6	56
ECGAR-32	93	89	87.5	85	83
ECGAR-33	89	86.2	82	78	75.5
ECGAR-34	78	75	73.5	70.2	66
ECGAR-35	90	86.5	82.8	78.5	74
ECGAR-36	76	73.4	70.3	67	65
ECGAR-37	85	83	80.5	76.7	74
ECGAR-38	82.4	79	77	74.5	71
ECGAR-39	99	93	89.5	87	86.5
ECGAR-40	94	92.4	89.6	87	84.5

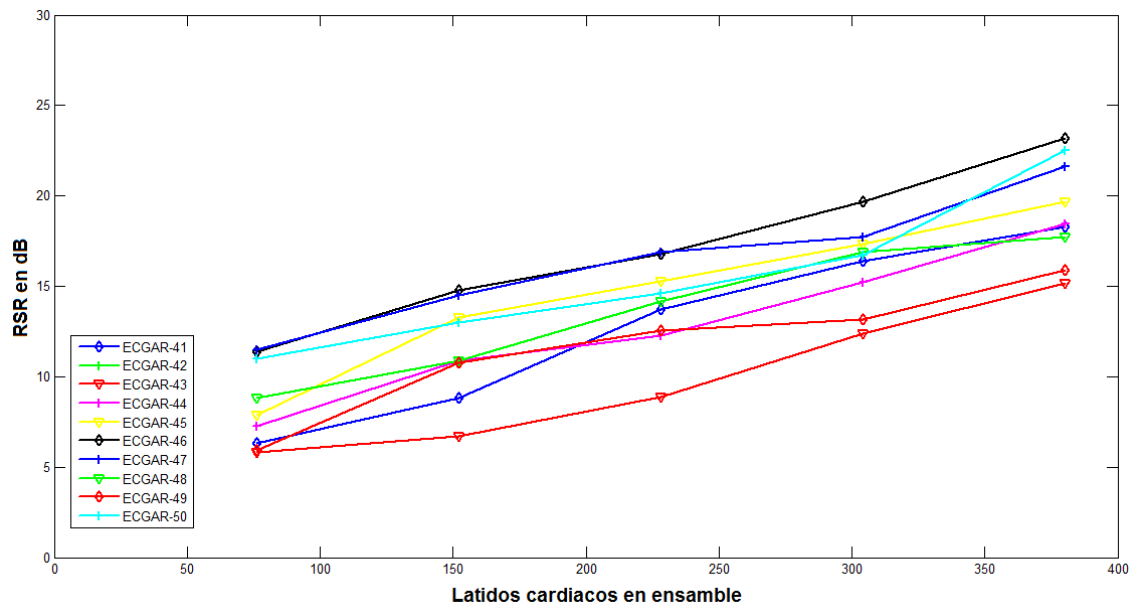


Fig. 55. RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método tradicional

Tabla 11: Variabilidad del QRSd en ms²: Método tradicional

Latidos promediados en ensamble					
Trazo	76	152	228	304	380
ECGAR-41	68.4	64	58.3	57.2	53
ECGAR-42	99	97.2	93.4	89	86.7
ECGAR-43	68	67.3	64	62.3	59.5
ECGAR-44	89	87.4	83.5	80	79.5
ECGAR-45	84.8	81.3	78.4	75.4	71
ECGAR-46	102	92	90.1	88	84
ECGAR-47	71	67	64.4	61	58.8
ECGAR-48	92	90.3	89.2	86.3	84
ECGAR-49	86.4	84	83	82.5	80.2
ECGAR-50	95	90.3	88.3	87.5	86.4

Con los resultados presentados se puede observar que aunque la RSR aumenta, existe variabilidad en la duración del complejo QRS, y dependiendo del trazo seleccionado puede ser en menos o mayor cantidad.

5.11 Segunda evaluación (R-retardado)

Para la segunda evaluación partimos de la selección aquellos latidos que tienen una correlación superior a 0.9 y enseguida aplicamos el método R-retardado, que como se vio anteriormente alineamos los latidos con respecto al pico R.

Se realizó la promediación cada 76 latidos calculándose la RSR y la variabilidad del QRSd (S_{QRSd}^2). Los resultados de la RSR y la S_{QRSd}^2 se muestran en las Figs.56-60 y las Tablas 12-16 respectivamente para todos los trazos ECGAR.

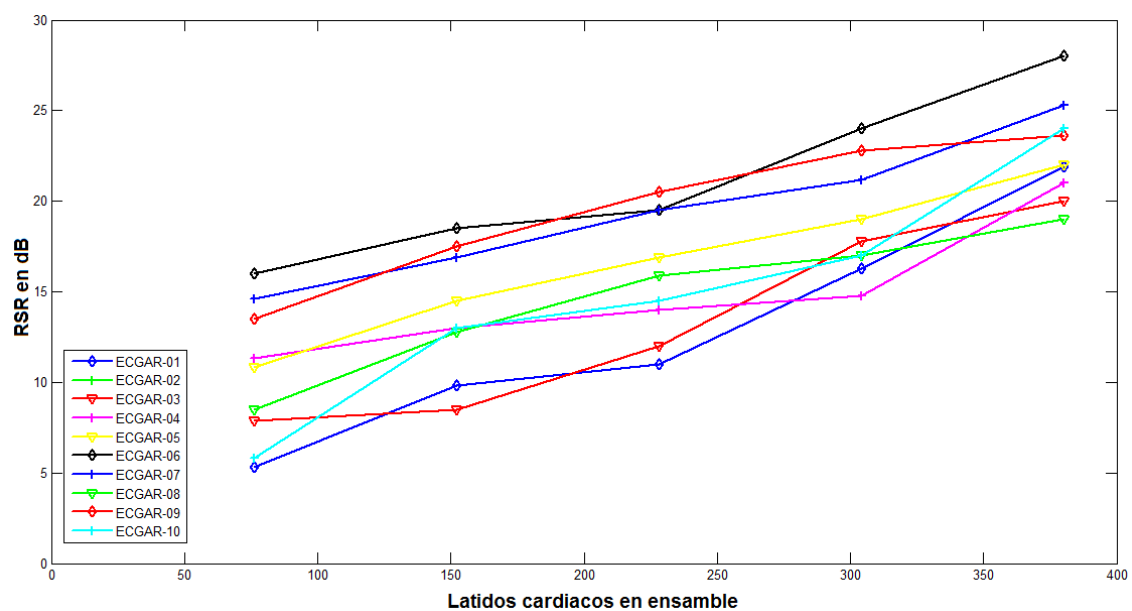


Fig. 56. RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10, usando el método R-retardado

Tabla 12: Variabilidad del QRSd en ms²: Método R-retardado

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-01	91	89	83	77.2	74.1
ECGAR-02	92	91	85	81.2	76
ECGAR-03	87	80.2	75.2	72	69.8
ECGAR-04	88.3	85.3	80.2	77.3	73.4
ECGAR-05	81	79	75	73	70.2
ECGAR-06	88.3	86.1	83.1	80.2	78.2
ECGAR-07	70.5	69.2	67.3	66.2	63.8
ECGAR-08	93	91.4	88.5	86.2	85.3
ECGAR-09	70.1	69	67.3	65	62.5
ECGAR-10	91	89.2	87.5	81.1	77.3

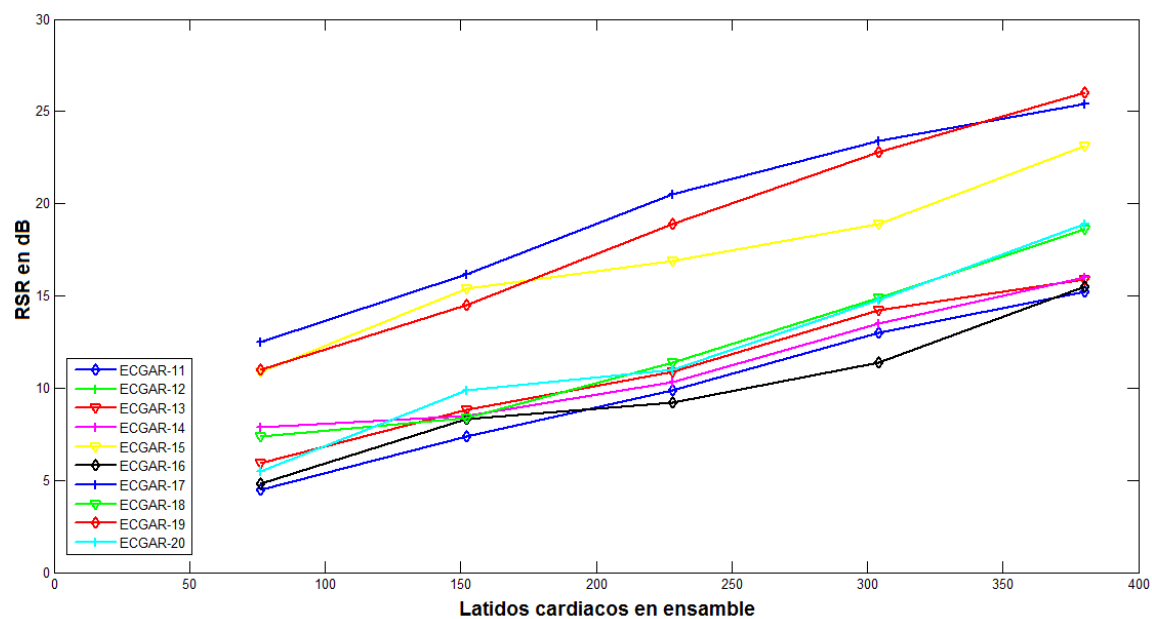


Fig. 57. RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método R-retardado

Tabla 13: Variabilidad del QRSD en ms^2 : Método R-retardado

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-11	73	69	66	66.4	61
ECGAR-12	87	85	83.3	80.2	78.2
ECGAR-13	89.2	86	82	78	73.5
ECGAR-14	79.9	78	76.3	74.3	68.1
ECGAR-15	93.2	89.3	85.4	82.4	78.8
ECGAR-16	73.3	70.4	66.7	63.4	60.5
ECGAR-17	76.9	71.6	67.8	63.5	61.5
ECGAR-18	88.9	87.5	85.5	83.5	81
ECGAR-19	94.5	91.5	87.4	84	79
ECGAR-20	86	83.2	79.7	77.7	73.5

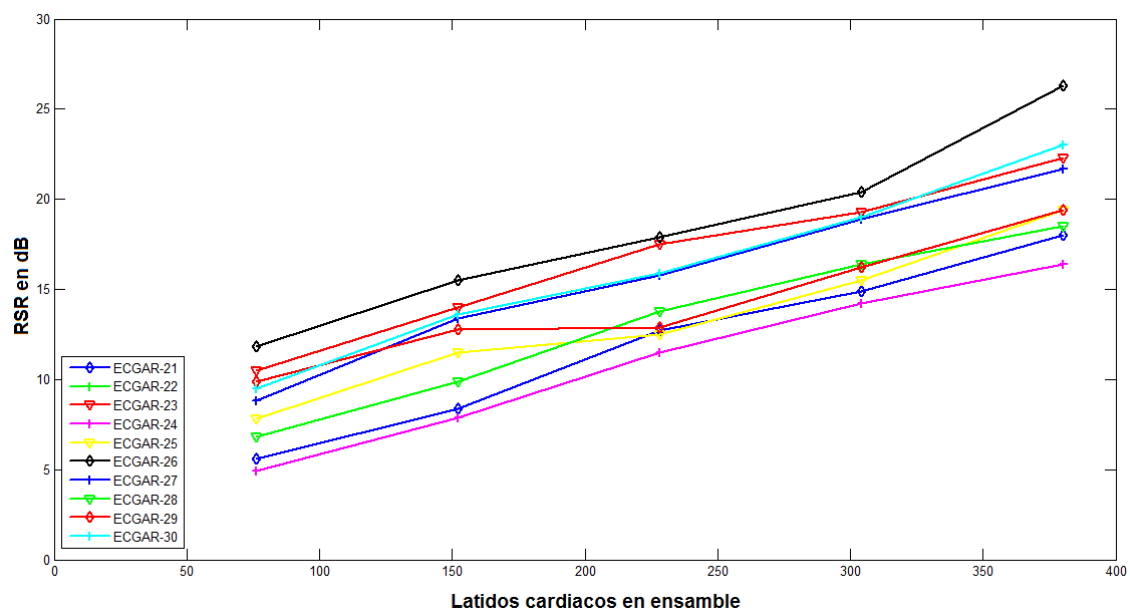


Fig. 58. RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método R-retardado

Tabla 14: Variabilidad del QRSd en ms^2 : Método R-retardado

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-21	97.7	94.1	91.3	87.3	82.5
ECGAR-22	87.3	82.1	80.3	75	71
ECGAR-23	75	73.5	70.1	68.7	65
ECGAR-24	66	63.4	61.4	60	58
ECGAR-25	91	88.3	81.4	79.5	77
ECGAR-26	95	89	88.4	85.3	81
ECGAR-27	89	88	81.6	79.1	76
ECGAR-28	88	85	82.5	78.4	76.7
ECGAR-29	96.5	90.8	87.2	84.6	81.8
ECGAR-30	73	71.5	65.9	63.5	60.9

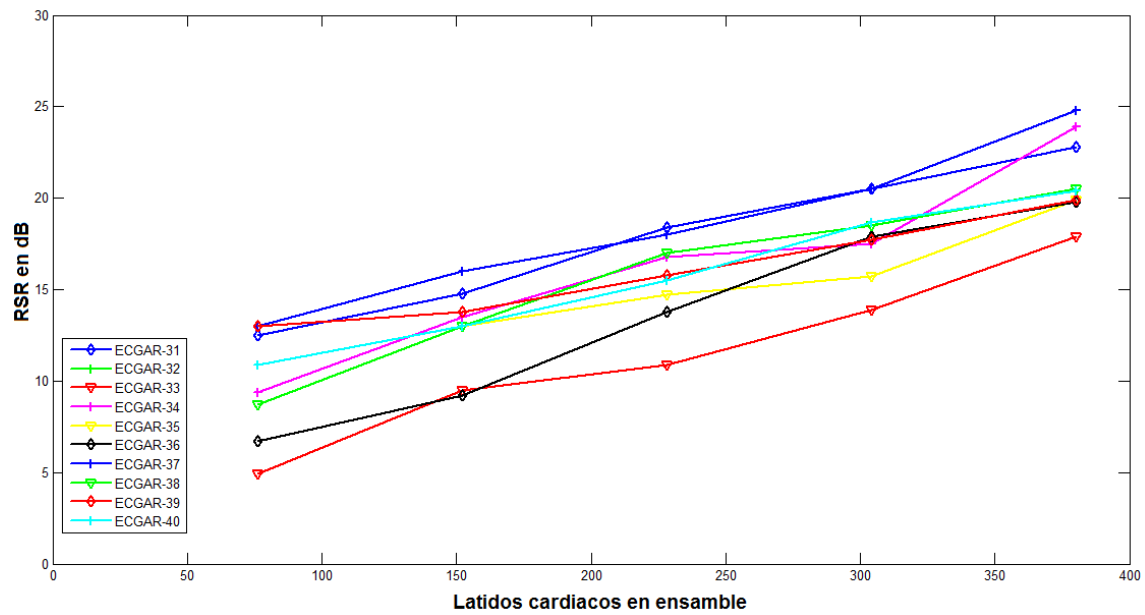


Fig. 59. RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método R-retardado

Tabla 15: Variabilidad del QRSD en ms^2 : Método R-retardado

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-31	65	60.1	58.3	55.2	53
ECGAR-32	90.3	87.3	85	82.1	79.3
ECGAR-33	85	83.6	80	76.3	74.5
ECGAR-34	76	73.8	72	69	63.2
ECGAR-35	88	83.5	81	75.6	72.1
ECGAR-36	73	71.5	69.4	68.3	64.5
ECGAR-37	83.4	81.5	78	75	73.5
ECGAR-38	80.2	78.4	75.3	72.8	70.2
ECGAR-39	95	91.2	88.3	85.5	84
ECGAR-40	91.8	89.8	87.9	86	81.9

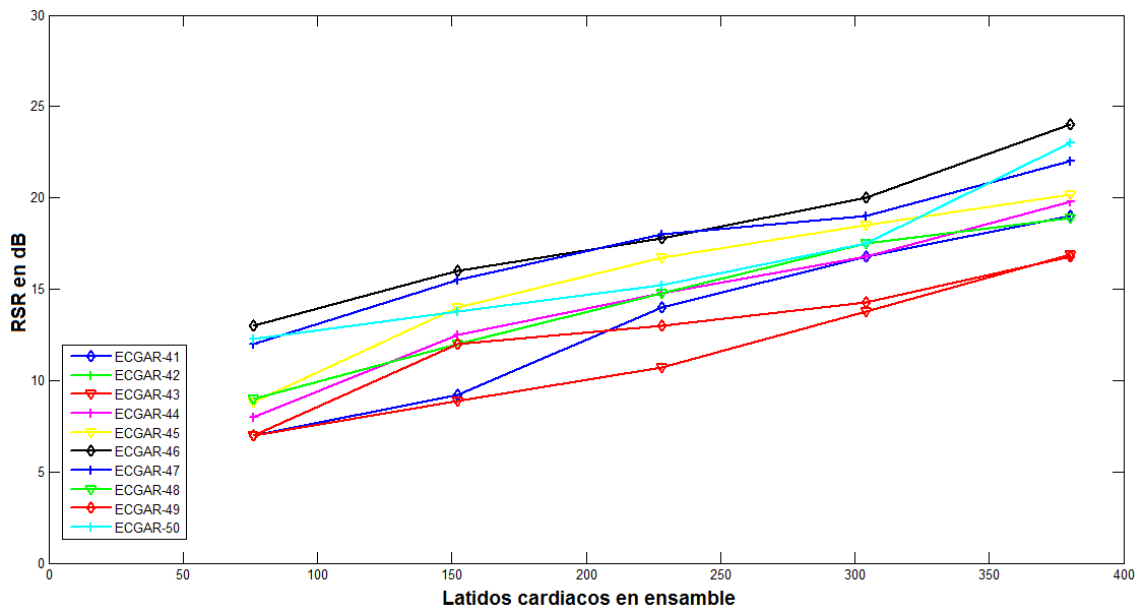


Fig. 60. RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método R-retardado

Tabla 16: Variabilidad del QRSd en ms²: Método R-retardado

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-41	66.2	61	56	54.3	52
ECGAR-42	95.3	92.3	90.1	87.3	85
ECGAR-43	66	63.5	61.2	60	58.5
ECGAR-44	85.2	83.7	80.1	78.2	76.8
ECGAR-45	81.5	80	77.7	73.8	70
ECGAR-46	95	89.3	87.3	85	82.5
ECGAR-47	68.5	65	62.9	60.4	57
ECGAR-48	87.6	86	85.4	83	80
ECGAR-49	84	82.5	80	79	78.8
ECGAR-50	93	89.5	87.7	85.3	82.6

Los resultados encontrados muestran como la alineación si incrementa la RSR pero aproximadamente solo en un 7% (o 4 dB) en promedio. Por otro lado, la variabilidad del QRSd logro reducirse a valores no significativos, ya que no es el objetivo del método R-retardado.

5.12 Tercera evaluación (método de ADBA)

Para la tercera evaluación partimos de la selección aquellos latidos que tienen una correlación superior a 0.9 y enseguida aplicamos el método de ADBA, que como se vio anteriormente, consiste en alinear en base a los valores de amplitud de los latidos que aparecen en cada ECGAR.

Se realizó la promediación cada 76 latidos calculándose la RSR y la variabilidad del QRSd (S_{QRSd}^2). Los resultados de la RSR y la S_{QRSd}^2 se muestran en las Figs.61-65 y las Tablas 17-21 respectivamente para todos los trazos ECGAR.

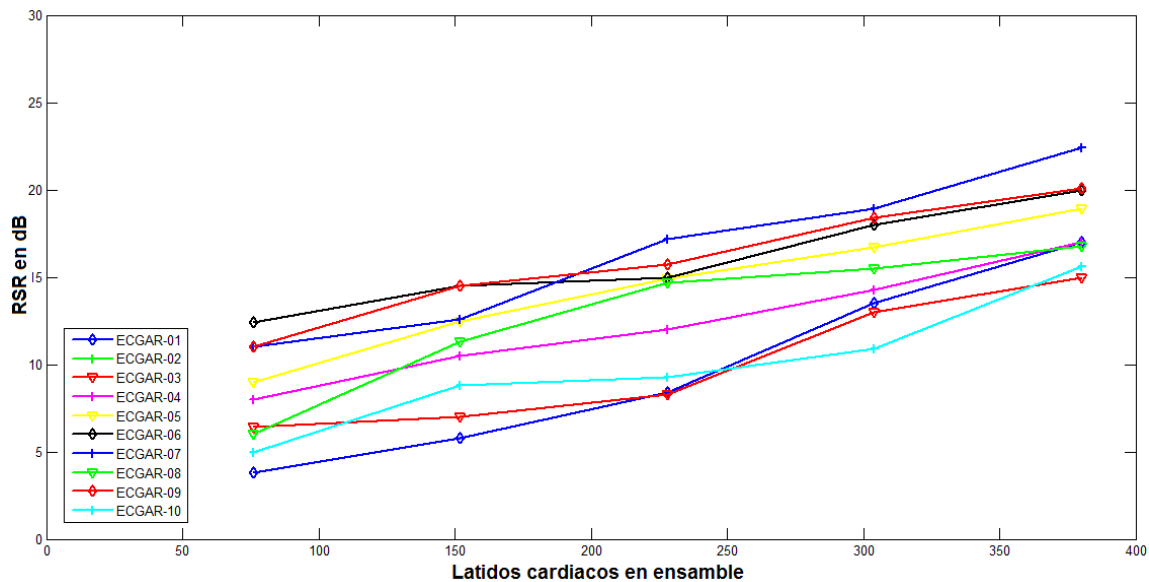


Fig. 61. RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10, usando el método de ADBA

Tabla 17: Variabilidad del QRSd en ms²: Método de ADBA

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-01	49.6	47.3	45	43.5	40.7
ECGAR-02	55.4	53.2	48.9	45.5	39.6
ECGAR-03	48.3	44	41	38.6	35
ECGAR-04	49	46.5	41	39.6	36.2
ECGAR-05	46	43.5	41.3	39.8	36
ECGAR-06	45	43.5	40.2	38	34.8
ECGAR-07	37.3	35.2	32	30.5	28.5
ECGAR-08	58.6	54.5	51.2	46	45.1
ECGAR-09	35.6	32	30.5	28.5	26.5
ECGAR-10	56.2	53	48.3	45	42.5

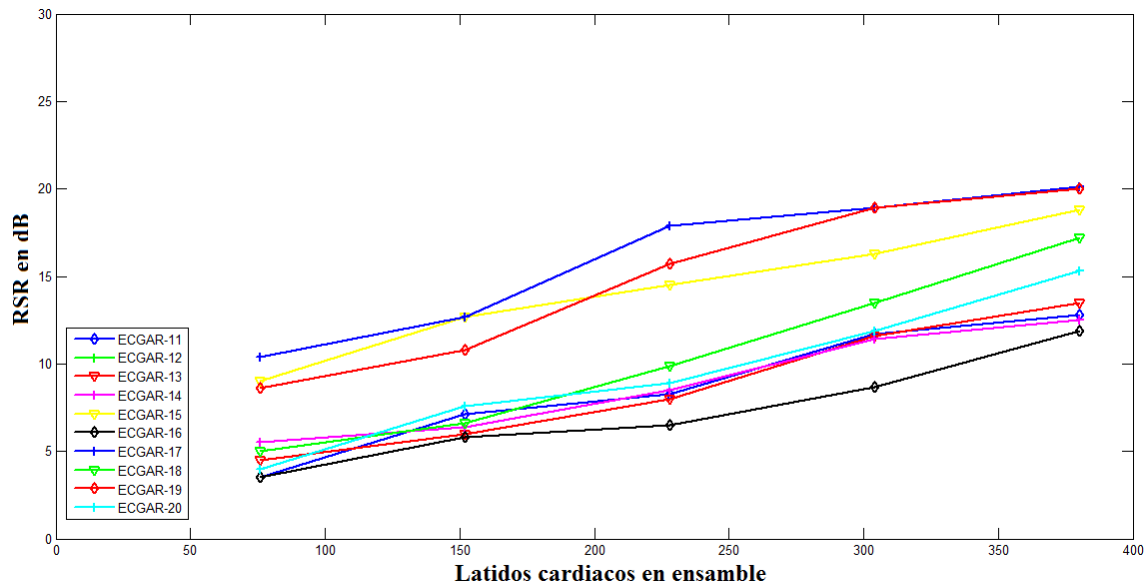


Fig. 62. RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método de ADBA

Tabla 18: Variabilidad del QRSd en ms²: Método de ADBA

Latidos promediados en ensamble					
Trazo	76	152	228	304	380
ECGAR-11	36.9	34.5	31	29.4	27
ECGAR-12	53	46.8	45.5	41.2	38
ECGAR-13	50	48	45	40.2	40
ECGAR-14	45	42.5	40.4	38.7	36
ECGAR-15	57.9	54.3	51.1	50	48.7
ECGAR-16	37.6	32.9	30	29.1	28.4
ECGAR-17	40.3	37.5	36.3	34.5	31.1
ECGAR-18	52.1	49.9	47.2	44	41
ECGAR-19	55.3	53	50.3	48.1	46.7
ECGAR-20	43	42.1	41.6	40.4	39.4

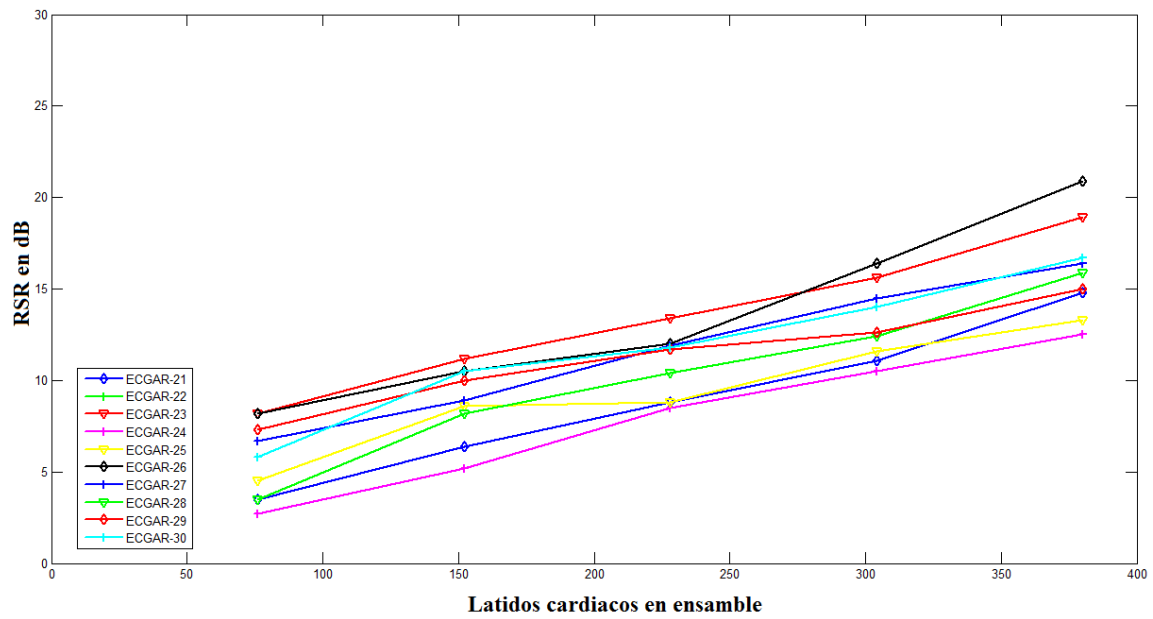


Fig. 63. RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método de ADBA

Tabla 19: Variabilidad del QRSd en ms²: Método de ADBA

Latidos promediados en ensamble					
Trazo	76	152	228	304	380
ECGAR-21	63.1	60	57.8	52.7	48
ECGAR-22	49.2	47.8	46.7	44.3	42.3
ECGAR-23	36.3	33.3	29.9	27	26.6
ECGAR-24	32.1	28.9	27.7	26	25.6
ECGAR-25	53.2	50.1	47.3	45.5	42.3
ECGAR-26	59.6	57.7	55	54.6	52
ECGAR-27	56	53.1	50.2	47.7	45
ECGAR-28	48.8	47	45.4	42.9	41.1
ECGAR-29	63.3	60.2	58.3	56.7	55
ECGAR-30	37.5	34.4	32.1	29.7	28

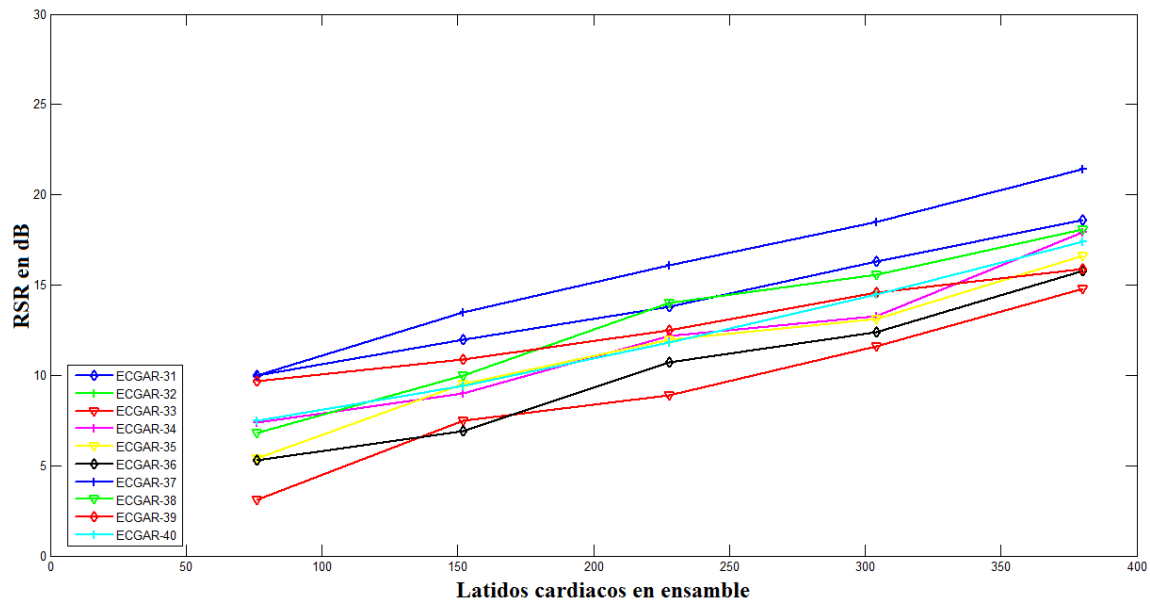


Fig. 64. RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método de ADBA

Tabla 20: Variabilidad del QRSD en ms²: Método de ADBA

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-31	32	29	28.4	26.2	25
ECGAR-32	55.3	52.1	50	47.7	45.5
ECGAR-33	45.2	41.8	38.9	37	35.2
ECGAR-34	38	36	35.3	32.8	30.9
ECGAR-35	53.8	52.2	50.4	47.9	45.6
ECGAR-36	39	38.5	36.1	35.3	33.8
ECGAR-37	43.5	40.9	39.9	37.3	35
ECGAR-38	40	38.4	36.5	33.2	32
ECGAR-39	60.5	58.4	56.7	55	54.5
ECGAR-40	54.2	51.1	50	48.2	47.1

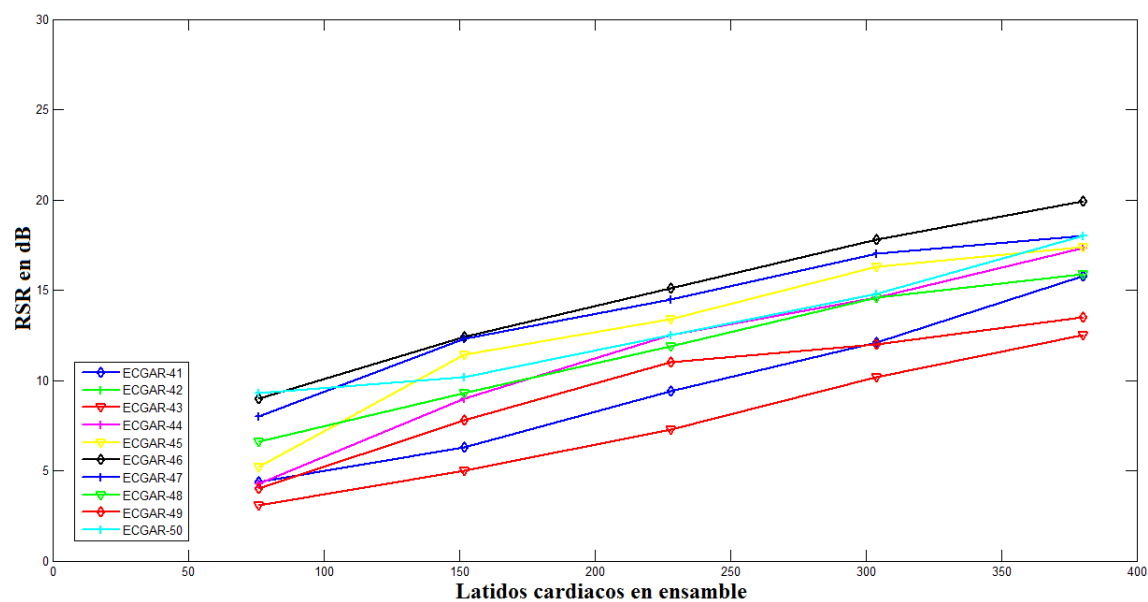


Fig. 65. RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método de ADBA

Tabla 21: Variabilidad del QRSd en ms²: Método de ADBA

Latidos promediados en ensamble					
Trazo	76	152	228	304	380
ECGAR-41	30.5	28.6	26.3	25.1	23.9
ECGAR-42	62.2	59.9	58.4	57	56.6
ECGAR-43	29.2	28.1	27	26.5	26.1
ECGAR-44	52.5	50.4	49	47.8	46
ECGAR-45	48	46.2	44.1	41.4	40
ECGAR-46	63	61.4	58.4	56.6	55
ECGAR-47	29.8	28	26.1	26	25
ECGAR-48	55	54.7	53.2	52.2	51
ECGAR-49	51.7	50.2	48	47.2	46.7
ECGAR-50	57	54.8	53.2	52	51.4

En comparación con la alineación en R-retardado se aprecia un buen ajuste en la variabilidad de la duración del complejo QRS, alinea muy bien el complejo QRS pero no así para los niveles de amplitud alcanzados, lo que propicia que la disminuya para el mismo número de latidos tomados en la promediación. Es precisamente este punto lo que vuelve al método de ADBA vulnerable ante cambios elevados de amplitud de un latido con respecto al anterior, como los que ocurren generalmente en el segmento ST.

5.13 Cuarta evaluación (método de ADBF y SLAS)

Para la tercera evaluación partimos de la selección aquellos latidos que tienen una correlación superior a 0.9 y enseguida aplicamos el método de ADBF en conjunto el método de SLAS, que como se vio anteriormente, consiste en alinear en base a las formas de las pendientes de los latidos que aparecen en cada ECGAR.

Se realizó la promediación cada 76 latidos calculándose la RSR y la variabilidad del QRSd (S_{QRSd}^2). Los resultados de la RSR y la S_{QRSd}^2 se muestran en las Fig. 66-70 y las Tablas 22-26 respectivamente para todos los trazos ECGAR.

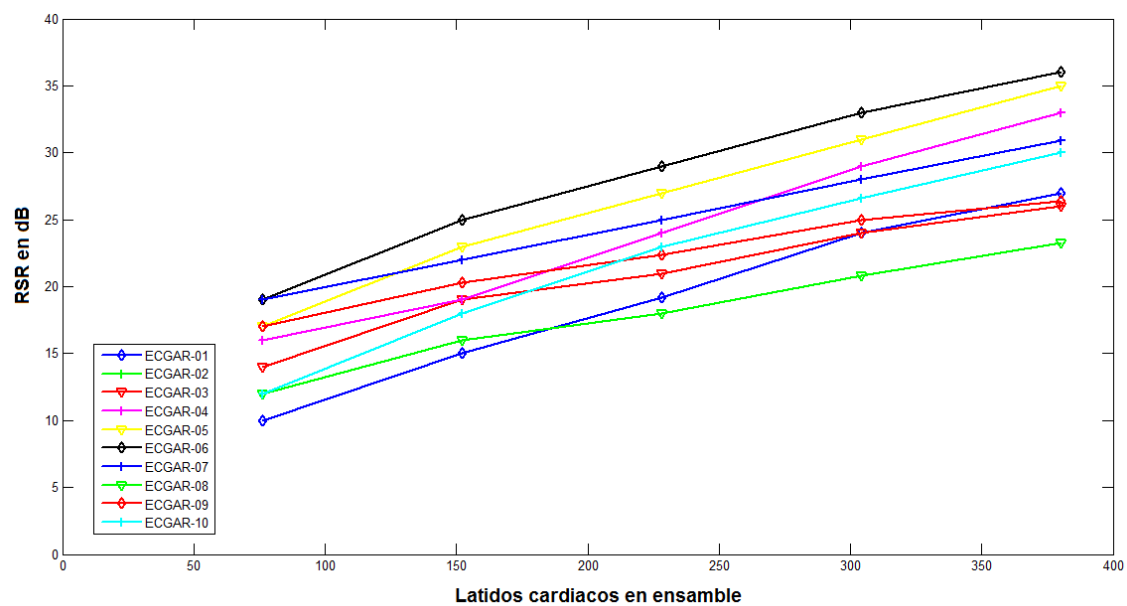


Fig. 66. RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10, usando el método de ADBF y SLAS

Tabla 22: Variabilidad del QRSd en ms^2 : Método de ADBF y SLAS

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-01	37.5	33.8	30.2	27.8	24
ECGAR-02	42.1	40	38.5	35.6	33
ECGAR-03	37	34	31.5	29	27.3
ECGAR-04	40	37	35	34.3	32
ECGAR-05	35.1	32	31.2	30	28.6
ECGAR-06	32.5	30.1	28.1	27	26.1
ECGAR-07	28	26	25.3	24.1	22
ECGAR-08	49	47.2	46	44	42.9
ECGAR-09	23	21.7	20	19.6	18
ECGAR-10	47.1	44	41.4	38.8	37

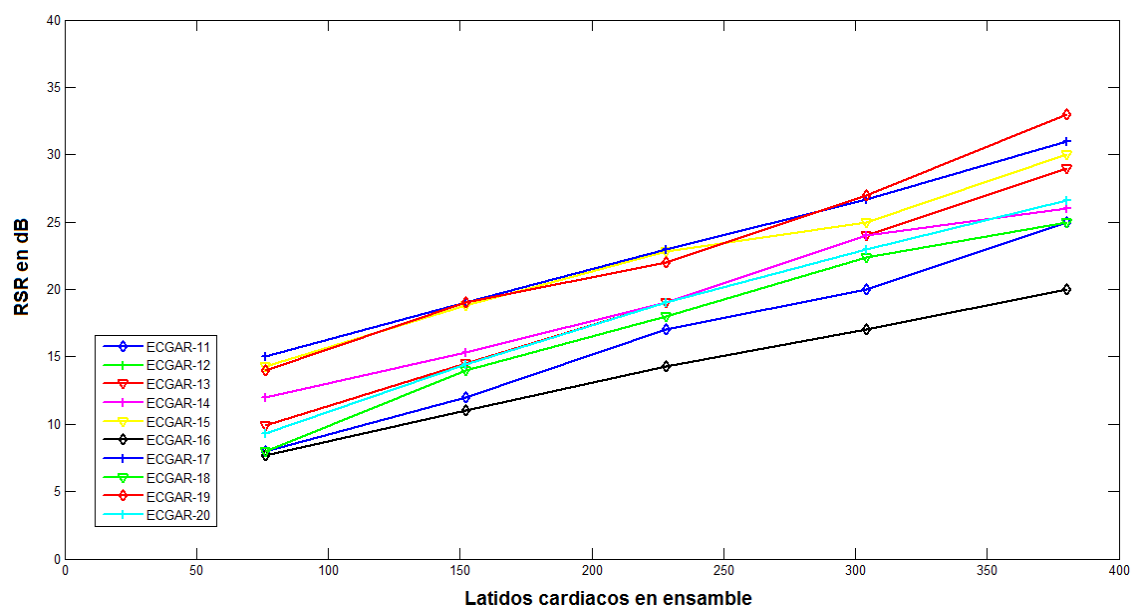


Fig. 67. RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método de ADBF y SLAS

Tabla 23: Variabilidad del QRSd en ms²: Método de ADBF y SLAS

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-11	25.5	25.3	25	24.3	23.1
ECGAR-12	48.1	47	44.2	41.9	40
ECGAR-13	37.7	35	33.5	31	30
ECGAR-14	34.1	32.7	30	29.1	28
ECGAR-15	49	48.1	46	42.3	41
ECGAR-16	29	27	26.6	25	24.5
ECGAR-17	29	28.3	27	26.7	25.7
ECGAR-18	44	42	41	39.8	38
ECGAR-19	48	45	44.6	43	41.4
ECGAR-20	31	30.1	28.5	27	25.4

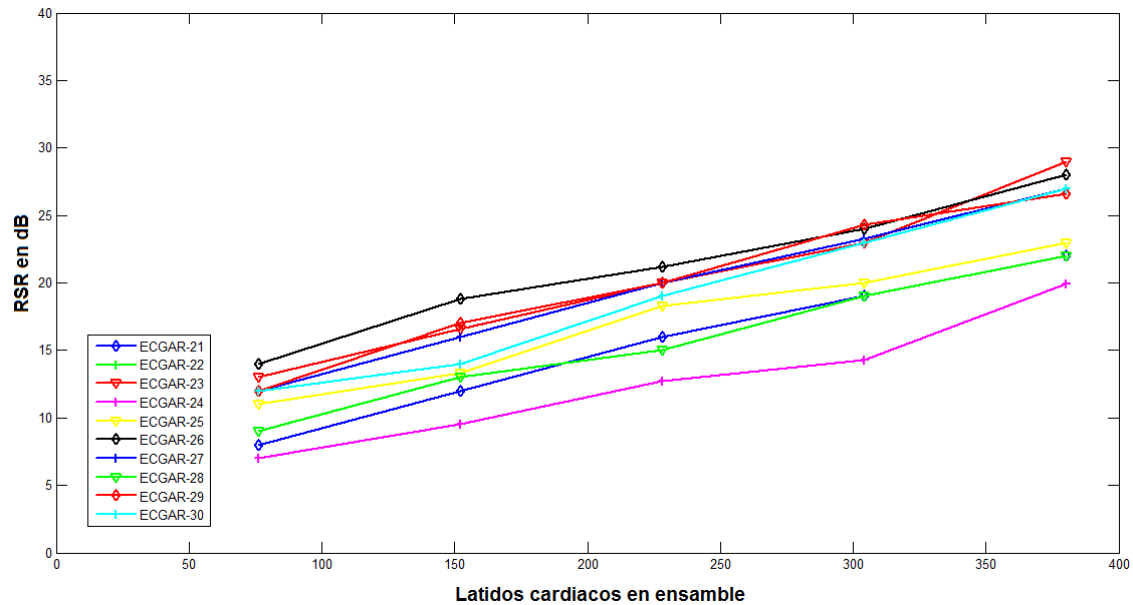


Fig. 68. RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método de ADBF y SLAS

Tabla 24: Variabilidad del QRSd en ms^2 : Método de ADBF y SLAS

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-21	52.1	50	49.3	48	46.4
ECGAR-22	38	35.5	33.3	31	29.1
ECGAR-23	28	27.1	25	23.6	21.9
ECGAR-24	23.6	22.1	20	19.1	18
ECGAR-25	47	44.6	42	40.2	38
ECGAR-26	46	44	42.7	41	40
ECGAR-27	48	45.7	44	42	41.6
ECGAR-28	35	32	30	29.1	28
ECGAR-29	53.8	51.4	50	48	46.4
ECGAR-30	30	29.2	27	25.6	24

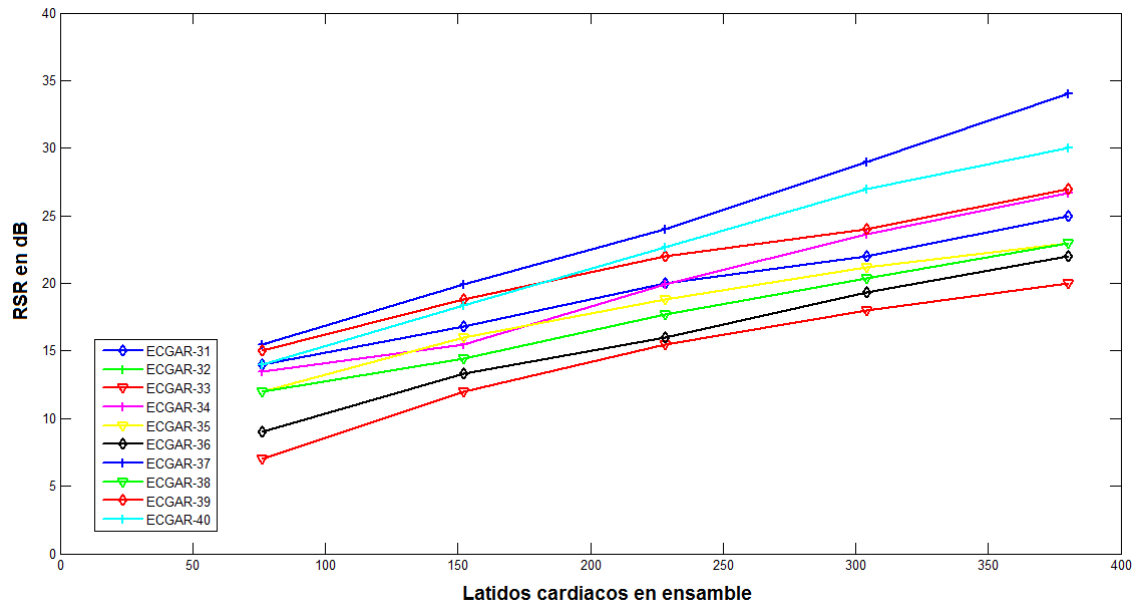


Fig. 69. RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método de ADBF y SLAS

Tabla 25: Variabilidad del QRSD en ms²: Método de ADBF y SLAS

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-31	25	23.7	21	20	19.7
ECGAR-32	49	47.2	45	43.2	41.8
ECGAR-33	38	35.6	32	31	30.1
ECGAR-34	27.7	25	24	23.5	22
ECGAR-35	45	43.2	41.8	40	38.5
ECGAR-36	27	25	24.3	22.1	20.7
ECGAR-37	36	35.1	32.3	31	29.8
ECGAR-38	31	29.6	28.8	28	27
ECGAR-39	47	46.6	45.1	44	41.4
ECGAR-40	43.2	42	40	39.7	38

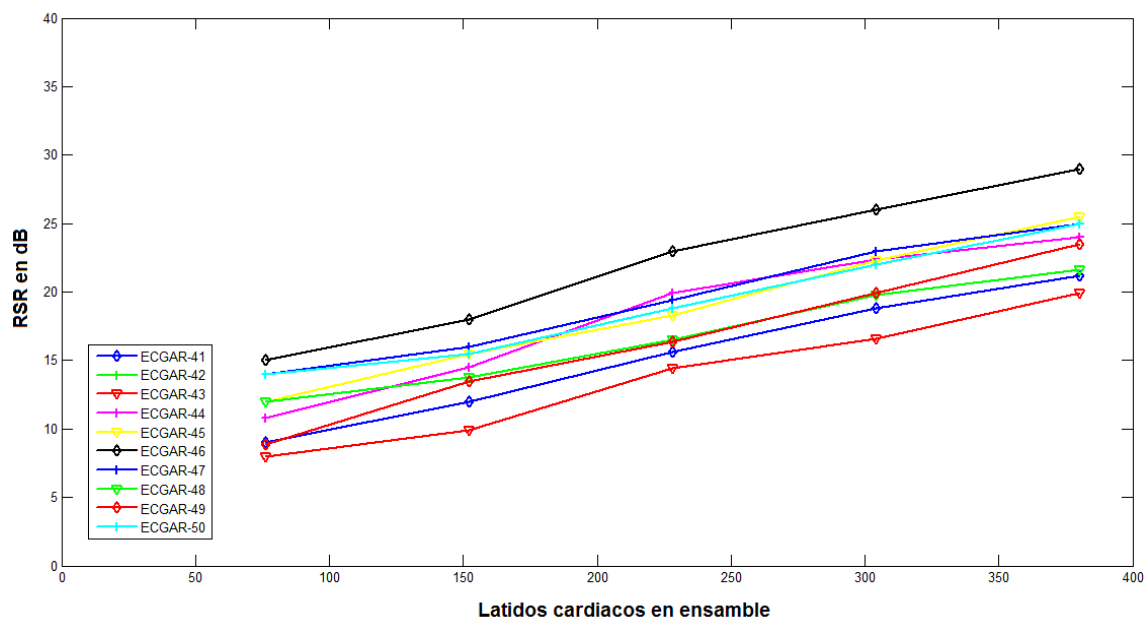


Fig. 70. RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método de ADBF y SLAS

Tabla 26: Variabilidad del QRSd en ms^2 : Método de ADBF y SLAS

Trazo	Latidos promediados en ensamble				
	76	152	228	304	380
ECGAR-41	24.4	22.8	20	19.3	18
ECGAR-42	56	54.3	52.1	50.3	48.7
ECGAR-43	22	20.5	19.6	18.7	18.6
ECGAR-44	40.2	38.8	37	36.6	35
ECGAR-45	41	40	39.7	38	37.6
ECGAR-46	50.1	48.7	47	45	44.3
ECGAR-47	18.8	17	16.5	15	13.3
ECGAR-48	47	45	44.2	42.6	40.2
ECGAR-49	40	38.7	37	35.6	33
ECGAR-50	45	43.2	41	40.6	38.8

Con el método de ADBF y SLAS es posible realizar alinear los latidos cardiacos en base a la pendiente de las ondas características de cada latido cardiaco. Es por tal motivo que la alineación es robusta a variaciones en el tiempo y variaciones en la amplitud, produciendo que cada latido cardiaco ahora se alinee adecuadamente con valores de RSR de más de 20 dB y pocas variaciones en la QRSd de hasta 8 ms². Cada trazo de ECGAR es independiente y en la práctica presentan su nivel de ruido también independiente, no existiendo un método que pueda garantizar niveles de alineamiento excelentes, pero sí que se pueden ir mejorando con respecto al número de latidos tomados en ensamble.

5.14 Evaluación de presencia de PTVs

Una vez agregado los PTVs a cada registro de ECGAR al final de cada latido cardiaco o QRSoff, se procede a realizar la evaluación en base a la duración del QRS filtrado, las siguientes gráficas muestran los resultados para tres PTVs de distinta duración (70, 85 y 100 ms) y amplitud, pero todos con el mismo ancho de banda (40 a 250 Hz). Cabe mencionar que debido a que los trazos de ECGAR fueron amplificados por una ganancia de 1000, las amplitudes en escala de los PTVs ahora no es de 1 a 25 μ V, sino de 1 a 25 mV de Vpp como máximo.

5.14.1 Quinta evaluación, PSECGAR tradicional

El método tradicional consiste de acuerdo a lo mostrado en la Fig. 36 A), donde a partir de un latido plantilla se realiza la selección de aquellos con coeficiente de correlación mayor a 0.9.

Utilizando un PTV sintético de duración 70 ms y 25 mV_{p-p} se agregó al final de cada complejo QRS durante los primeros 25 trazos de ECGAR y se evaluó el VM, usando la

duración del QRSd filtrado como parámetro de detección de PTV. Los resultados se muestran en la Fig. 71.

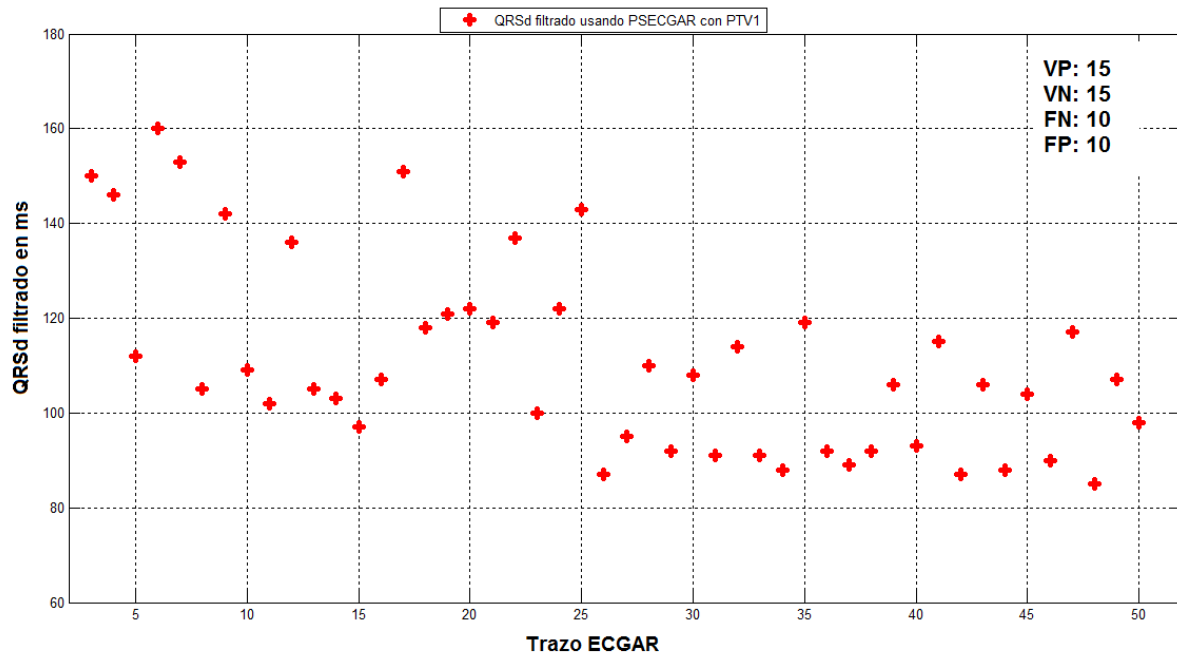


Fig. 71. Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 70 ms, usando método tradicional PSECGAR

Ahora utilizando un PTV sintético de duración 85 ms y 25 mV_{p-p} se agrega al final de cada complejo QRS durante los primeros 25 trazos de ECGAR y se evaluó el VM, usando la duración del QRSd filtrado como parámetro de detección de PTV. Los resultados se muestran en la Fig. 72.

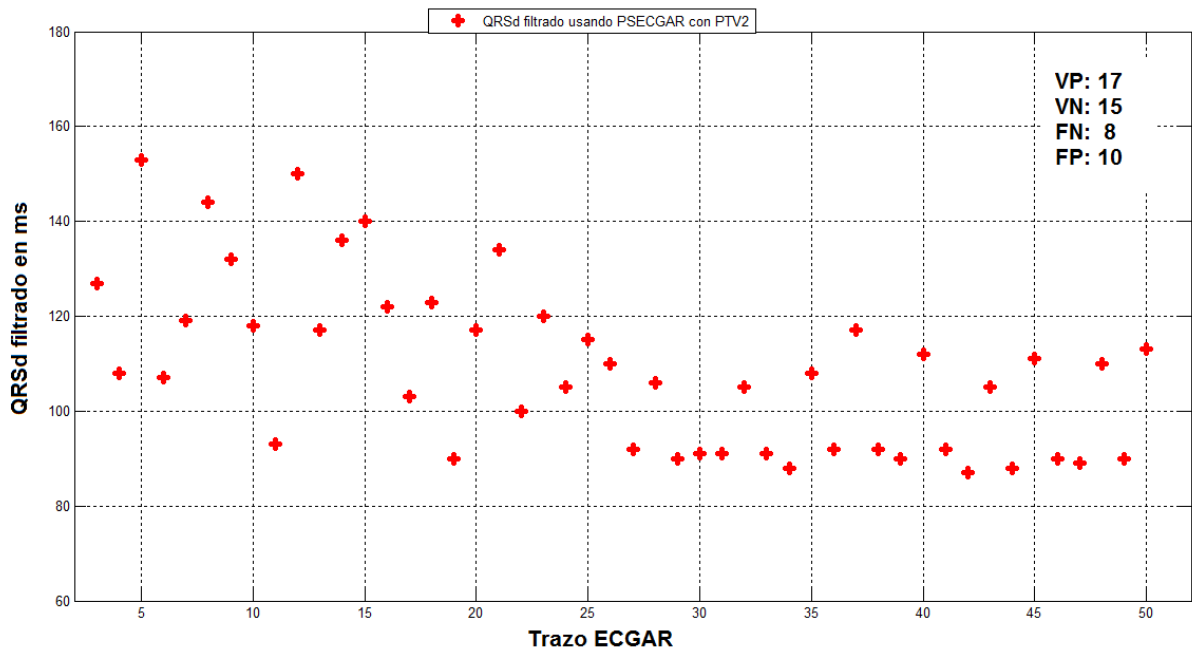


Fig. 72. Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 85 ms, usando método tradicional PSECGAR

Ahora utilizando un PTV sintético de duración 100 ms y 25 mV_{p-p} se agrega al final de cada complejo QRS durante los primeros 25 trazos de ECGAR y se evaluó el VM, usando la duración del QRSd filtrado como parámetro de detección de PTV. Los resultados se muestran en la Fig. 73.

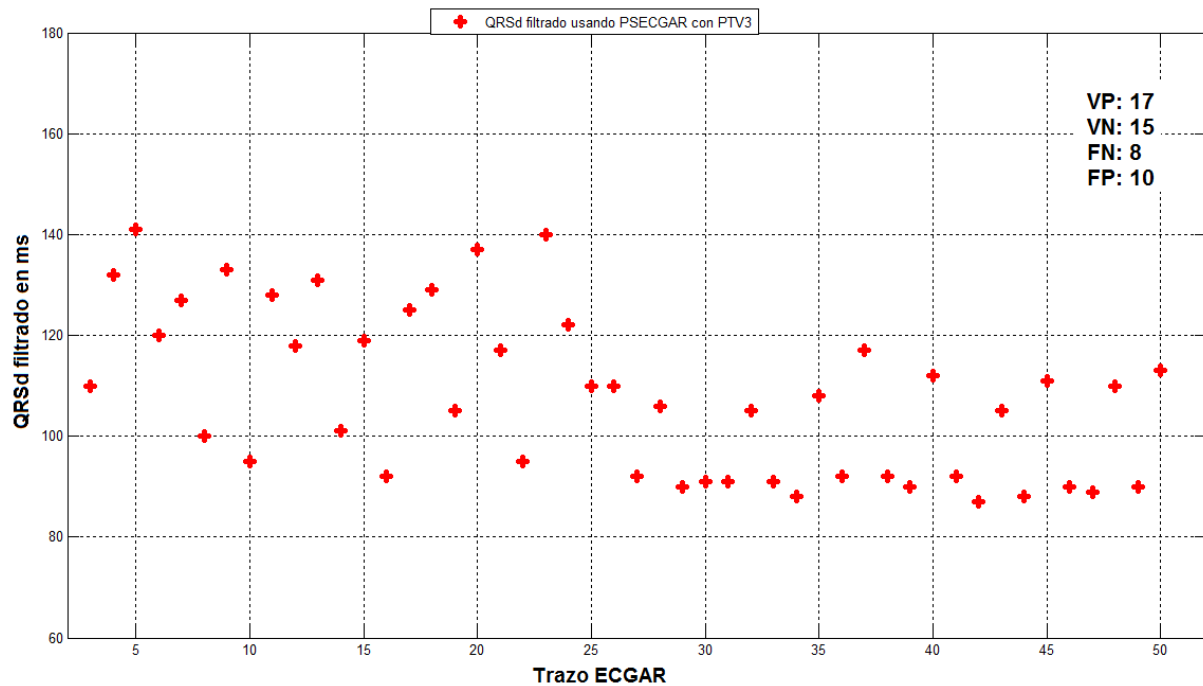


Fig. 73. Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 100 ms, usando método tradicional PSECGAR

Los resultados muestran que existe una pequeña relación entre la duración del PTV sintético, lo cual demuestra la teoría de que éste método presenta sus mejores valores predictivos durante el año en que ocurrió el infarto. A partir de tales valores predictivos el método arroja una sensibilidad de 0.68 y una especificidad de 0.60 en promedio.

5.14.2 Sexta evaluación, usando SLAS + ADBF + PSECGAR

Este método consiste en realizar la segmentación de todos los latidos con SLAS y alineamiento en tiempo y amplitud con ADBF previo a la aplicación de PSECGAR y la duración del QRS filtrado (QRSd filtrado) y en base a esto se decide cuales muestras del trazo ECGAR en particular se deben alinear.

Utilizando un PTV sintético de duración 70 ms y 25 mV_{p-p} se agrega al final de cada complejo QRS durante los primeros 25 trazos de ECGAR y se evaluó el VM, usando la duración del QRSd filtrado como parámetro de detección de PTV. Los resultados se muestran en la Fig. 74.

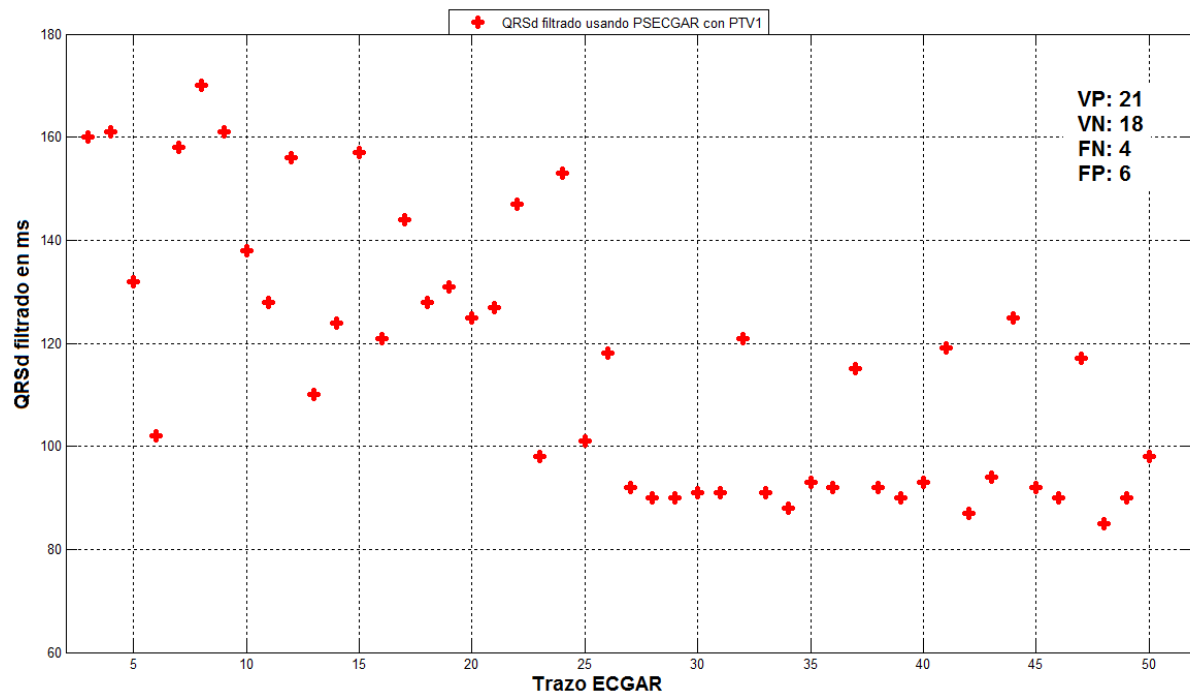


Fig. 74. Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 70 ms, usando ADBF, SLAS y método tradicional PSECGAR.

En seguida utilizando un PTV sintético de duración 85 ms y 25 mV_{p-p} se agrega al final de cada complejo QRS durante los primeros 25 trazos de ECGAR y se evaluó el VM, usando la duración del QRSd filtrado como parámetro de detección de PTV. Los resultados se muestran en la Fig. 75.

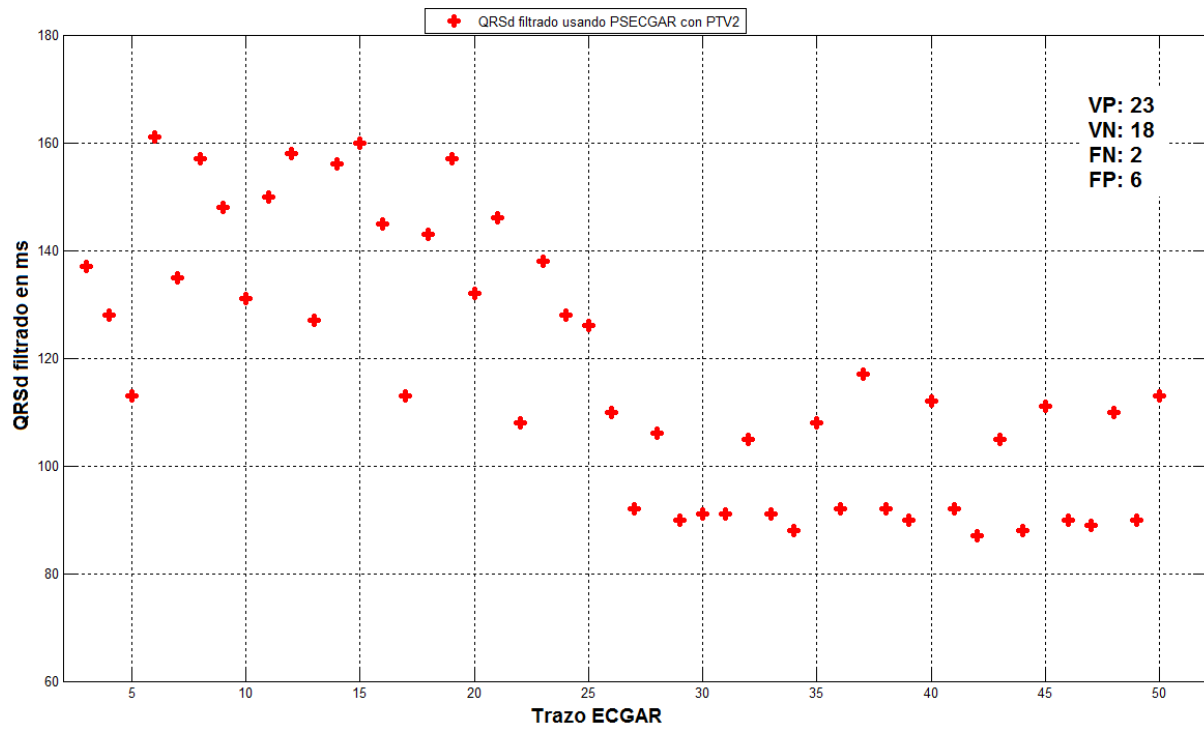


Fig. 75. Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 85 ms, usando ADBF, SLAS y método tradicional PSECGAR.

Por último utilizando un PTV sintético de duración 100 ms y 25 mV_{p-p} se agrega al final de cada complejo QRS durante los primeros 25 trazos de ECGAR y se evalúa el VM, usando la duración del QRSd filtrado como parámetro de detección de PTV. Los resultados se muestran en la Fig. 76.

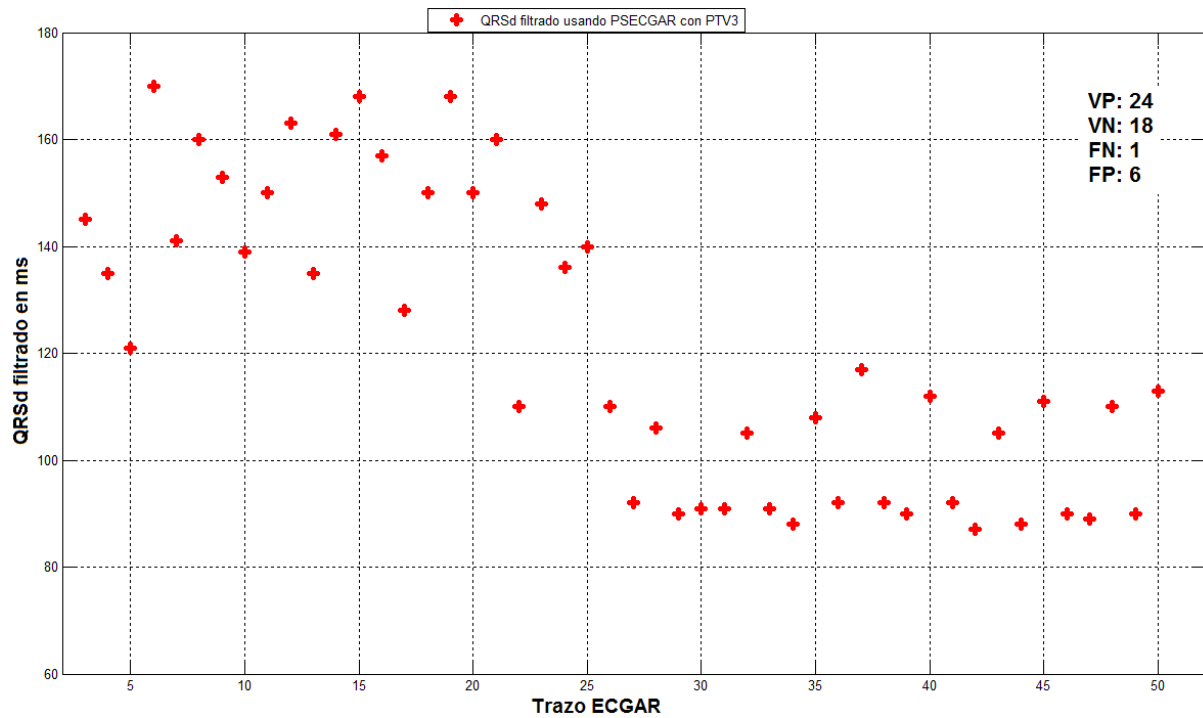


Fig. 76. Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 85 ms, usando ADBF, SLAS y método tradicional PSECGAR.

Los resultados muestran un mejoramiento latido a latido en el promediado debido al alineamiento tanto en tiempo como en amplitud, generando una sensibilidad de 0.92 y una especificidad de 0.72 en promedio. El método es adecuado también para niveles de PTV de poca duración, sólo que su permanencia dependerá del número de latidos tomados en el ensamble. Cuando mayor sea el número de latido en el ensamble de promediación se tendrá una mejora en la permanencia de los PTV de poca duración como es el caso del PTV de 70 ms.

6. CONCLUSIONES

6. CONCLUSIONES

- La Relación Señal a Ruido es una medida adecuada en el alineamiento de los latidos cardiacos de ECGAR. Indica la permanencia de la señal sobre la atenuación del ruido, así como la variación de la duración del complejo QRS es una medida del alineamiento tanto en tiempo como en amplitud de los latidos cardiacos cuando se utiliza ADBF.
- La segmentación de latidos cardiacos utilizando pendientes (SLAS) o formas características de los trazos ECGAR como son las ondas Q, T y el complejo QRS genera mejores resultados en la RSR, produciendo niveles de 25 dB en solo 150 latidos en promedio.
- El uso de ADBA favorece la alineación del complejo QRS en tiempo adecuadamente, pero las variaciones en amplitud que ocurren en las ondas Q y T provocan que la RSR disminuya notablemente provocando que se tengan que utilizar un mayor número de latidos cardiacos en el ensamble de promediación generando que los PTVs se disminuyan en cada promediación realizada.
- Los mejores resultados en cuando a la RSR y la reducción de la variabilidad del complejo QRS se alcanzan al utilizar ADBF en conjunto con SLAS, ya que los niveles de RSR aumentan hasta niveles de 30 dB con solo 200 latidos cardiacos y variabilidades del QRSd de hasta 8 ms².
- Se desarrolló un banco de PTVs que pueden agregarse sintéticamente al final del complejo QRS de cada latido cardiaco con diferentes amplitudes y duraciones para distintos trazos de ECGAR.
- Existe mejor detección de los PTVs simulados cuando se utiliza ADBF y SLAS debido a que los PTVs ahora ocurren en intervalos de tiempo iguales, y su

mejoramiento aumenta conforme el número de latidos también aumenta en la promediación, de acuerdo a los resultados mostrados de los valores de sensibilidad y especificidad de 0.92 y 0.72 respectivamente encontrados en comparación con 0.68 y 0.60 respectivamente en promedio de la PSECGAR tradicional.

- Se ha desarrollado toda una metodología de realce de PTVs existentes en trazos de ECGAR que varían tanto en tiempo como en amplitud basándose en la alineación dinámica tanto del tiempo como la amplitud de los latidos cardiacos (esto es utilizado ADBF y SLAS), coadyuvando con esto a aumentar la prognosis de MCS en individuos post-infartados al utilizar PSECGAR.

REFERENCIAS

REFERENCIAS

- [1]. Organización mundial de la salud WHO, Cause-specific mortality,: Region. Global Burden Disease, DTH6 2008, summary. <http://apps.who.int/gho/data/?vid=10012>, 2008
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía INEGI 2013. Estadísticas Vitales, Tabuladores Estatales, Baja California. Principales causas de mortalidad por residencia habitual, grupos de edad y sexo del fallecido, 2009, 2010 y 2011.
- [3] Willich SN, Linderer T, Wegscheider K, et al Increased morning incidence of myocardial infarction in the ISAM Study. *Circulation* Vol. 80, pp. 853-58, 1989.
- [4] Ambrose JA, Tannenbaum MA, Alexopoulos D, et al. Angiographic progression of coronary artery disease and the development of myocardial infarction . *J Am Coll Cardiol*, Vol. 12, pp. 56-62, 1988
- [5] Ross R, Glomset JA. The pathogenesis of atherosclerosis. *N England J Med.*, Vol.295, pp. 369-77, 1986
- [6] Tomkins JW, Biomedical Digital Signal Processing, C- Language Examples and Laboratory Experiments for the IBM PC, Capítulo 12, "ECG QRS Detection", pp.236-237, Prentice Hall, 2000.
- [8] Pan J, Tompkins WJ, A real-time QRS detection algorithm, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 32, pp. 230-236, 1985.
- [9] Narayanaswamy S, High Correlation Electrocardiography, *Indian Pacing and Electrophysiology Journal*, Vol. 2, pp. 50-56, 2002.
- [10] Breithardt G, El-Sherif N, Simson MB, Standards for Analysis of Ventricular Late Potentials Using High-Resolution of Signal-Averaged Electrocardiography, A Statement by a Task Force Committee of the European Society of Cardiology, the American Heart Association, and the American College of Cardiology, *Circulation*, Vol. 83, pp. 1481-1488, 1991
- [11] Vidal CS, Gatica V, Alegría D, Arce P, Improvement of Classic QRS complex Detector Algorithm in Electrocardiograph Signals, *Ingeniare, Revista Chilena de Ingeniería*, Vol. 18, No. 2, pp. 176-182, 2010.
- [12] Vidal C, Charnay P, Arce P, Enhancement of a QRS detection algorithm based on the first derivative, using techniques of a QRS detector algorithm based on non-linear transformations. 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering, 2008.
- [13] Michael EC, Jeffrey LA, Morton FA, Jay WM, Melvin MS, Melvin MS, Albert LW, Signal-Averaged Electrocardiography (SAECG), ACC EXPERT CONSENSUS DOCUMENT, *JACC* Vol. 27. No. 1, pp. 238-49, 1996

- [14] Steinbigler P, Haberl R, Jilge G, Steinbeck G, Single-beat analysis of ventricular late potentials in the surface electrocardiogram using the spectrotemporal pattern recognition algorithm in patients with coronary artery disease, *European Heart Journal*, Vol 19, pp. 435-446, 1998
- [15] Avitia RL, Reyna MA, Bravo-Zanoguera ME, Cetto LA, QRS complex duration enhancement as ventricular late potential indicator by signal-averaged ECG using time-amplitude alignments, *Biomedizinische Technik, Biomedical Engineering*, pp. 1-8. 2013
- [16] QRS complex enlargement as a predictor of ventricular arrhythmias in patients affected by surgically treated tetralogy of fallot: A Comprehensive literature review and historical overview, *ISRN cardiology*, , article ID 782508, 2013
- [17] Bushberg JT, *The Essential physics of medical imaging*, segunda edición, Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, p. 280, 2006.
- [18] Baez-Escubedo JL, Shah DP, Weisberg IL, Beshai JF, Burke MC, Late Potential at the high ventricular septal level in patient with Brugada possible mechanism and clinical implications, *Journal of Electrocardiology*, Vol. 5, pp. 459-462, 2010.
- [19] Lavielle M, Optimal segmentation of random processes, *IEEE transactions on signal processing*, Vol. 46 (5), pp. 1365-1373, 1998.
- [20] Hiroaki S, Seibi C, Dynamic programming algorithm optimization for spoken word recognition, *IEEE transactions on acoustics, speech, and signal processing*, Vol. ASSP-26, No. 1, pp. 43- 48, 1978.
- [21] Furtuna TF, Dynamic programming algorithms in speech recognition, *Revista Informatica Economica* nr. Vol. 2 (46), pp. 94-98, 2008.
- [22] Lindasalwa M, Mumtaj B, Elamvazithi I, Voice recognition algorithms using mel frequency cepstral coefficient (MFCC) and dynamic time warping (DTW) techniques, *Journal of Computing*, Vol. 2, edición 3, 2010.
- [23] Aach J, Church G, Aligning gene expression time series with time warping algorithms, *Journal of Bioinformatics*, Vol. 17, pp. 495-508, 2001.
- [24] Volkan T, Selman N, Dynamic time warping as a novel tool in pattern recognition of ECG changes in heart rhythm disturbances, *IEEE international conference on systems, man and cybernetics*, Waikola Hawaii, Octubre, pp. 10-12, 2005.
- [25] Zifan A, Saberi S, Hassan M, Towhidkhah, Automated ECG segmentation using piecewise derivative dynamic time warping, *International Journal of Biomedical Science*, Vol. 1 Número 3, pp. 1306-1216, 2006.

- [26] Agrawal R, Lin KI, Sawhey HS, Shim K, Fast similarity search in the presence of noise, scaling, and translation in time-series databases, VLDB, Septiembre, 1995.
- [27] Yanowitz FG, The Alan E. Lindsay ECG tutorial V6.0, University of Utah School of Medicine, pp. 2-12, Julio de 2007. <http://library.med.utah.edu/kw/ecg>, 2007.
- [28] Cosic Z, Tavcioski D, Jovelic A, Romanovic R, Late ventricular potentials in risk assessment of the occurrence of complex ventricular arrhythmia in patients with myocardial infarction and heart failure, БОЖОСАНИТЕТСКИ ПРЕГЛЕД, Vol. 6, pp. 589-597, 2004.
- [29] Clifford GD, Azuaje F, Mcsharry PE, Advanced methods and tools for ECG data Analysis, ARTECH HOUSE INC, isbn-10, 1-58053-966-1, 2006
- [30] Mark RG, Quantitative Physiology: Organ Transport Systems, notas del curso HST/MIT open courseware 2004, disponible en <http://ocw.mit.edu/OcwWeb/Health-Sciences-and-Technology/HST-542JSpring-2004/CourseHome/>, 2004.
- [31] Sovari AA, Kocheril AG, Baas AS. Sudden cardiac death, Medscape: drugs, diseases and procedures, disponible en emedicine.medscape.com/article/151907-overview#showall, Medscape 2011.
- [32] Tagluk ME, English MJ. Time-frequency analysis of model-based ventricular late potentials. Proceedings of the 2nd International Conference in Biomedical Engineering Days IEEE, pp. 134-136, 1998.
- [33] Vullings HJLM, Verhaegen MHG, Verbruggen HB. Automated ECGs segmentation with dynamic time warping, advances in intelligent. En: Proceedings of the 20th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Oct. Hong Kong; 20: pp.163 – 166, 1998.
- [34] Yeh YC, Wang WJ. QRS complexes detection for ECG signal: the difference operation method. Comput Methods Progr Biomed, Vol. 91, pp. 245 – 254, 2008.
- [35] Avitia RL, Reyna MA, Bravo ME. Alternativa para Simular Potenciales Tardios Ventriculares en Señales ECG de Alta Resolución, ANDESCON 2008, Memoria Anual IEEE Sección Perú, 2008.
- [36] Bragge T, Tarvainen MP, Karjalainen PA. High-resolution QRS detection algorithm for sparsely sampled ECG recordings. Kuopio: University of Kuopio Department Physics Report Series, 2004
- [38] Breithard G, Cain ME, El-Sherif N, et al. Standards for analysis of ventricular late potentials using high resolution or signalaveraged electrocardiography. Eur Heart J; Vol. 12, pp. 473 – 480, 1991

- [39] Hadj SZE, Bereksi RF. Detection of the QRS complex by linear prediction. *J Med Eng Technol*; Vol. 30, pp. 134 – 138. 2006.
- [40] Illanes-Manriquez A, Zhang Q. An algorithm for robust detection of QRS onset and offset in ECG signals. *Comput Cardiol*, Vol. 35, pp. 857 – 860, 2008.
- [41] Koski A, Yuhola M. Segmentation of digital signals based on estimated compression ratio. *IEEE Trans Biomed Eng*, Vol. 43, pp. 928 – 938, 1996
- [42] Gomes JA, ed. *Signal-Averaged Electrocardiography: Concepts, Methods and Applications*. Dordrecht, Netherlands: Kluwer Academic Publications; 1993.
- [43] Svalheim S, Aurlen D, Amlie JP, Gjerstad L, Taubøll E, Signal-averaged and standard electrocardiography in patients with newly diagnosed epilepsy. *Epilepsy Behav. Dec*, Vol, 25(4), pp. 543-5, 2012.
- [44] Gidea M, Gidea C, Byrd W, Deterministic models for simulating electrocardiographic signals, *Commun nonlinear sci simulat*, short communication, Elsevier B.V., pp. 3871-3880, 2011
- [45] Espino VJ, *Introducción a la cardiología*, quinta edición, Cap. III, fisiología, pp. 25-97, Impresiones Modernas, SA, Mexico DF. 1982.
- [46] Jacobson C, Myocardial infarction mimics Q Waves, *AACN Advaced critical care*, Vol. 18, número 4, pp. 440-444, 2007.
- [47] Jacobson C, Myocardial infarction mimics ST segments, *AACN Advaced critical care*, Vol. 19, número 2, pp. 440-444, 2008.
- [48] Zipes DP, Libby P, Bonow RO, Braunwald E, *Braunwald's Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*, 7th ed. Philadelphia: Elsevier Saunders, 2005.
- [49] Garcia GM, Ortiz PM, Jiménez CA, Peña CM, *Potenciales bioeléctricos, origen y registro*, UAM, México, 1998.
- [50] Lip JH, Fuster V, Badimond L. Syndromes of accelerated injury : role of vascular injury and smooth muscle cell proliferation *J Am Coll Cardiol*, Vol 15, pp.1667-1687, 1990
- [51] Libby P, Molecular bases of acute coronary syndromes, *Circulation*, Vol 91, pp. 2844-2850, 1995
- [52] Barragan AA, Valor de la determinación de potenciales tardíos ventriculares como indicador de la permeabilidad de la arteria responsable del infarto, tesis doctoral, Universidad de la Laguna, 2000.

- [53] Bearbari EJ Lazzara R, Samet P, Scherlag BJ. Noninvasive technique for detection of electrical activity during the PR segment. *Circulation*, Vol.48, pp. 1005-1013, 1973.
- [54] DeBakker JM, Coronel R, Tasserson S, et al. Reentry as a cause of ventricular tachycardia in patients with chronic heart disease electrophysiologic and anatomic correlation. *Circulation*, Vol. 77, pp. 589-606, 1988.
- [55] Berbari EJ, Scherlag BJ, Hoppe RR Lazzara R: Recording for the body surface of arrhythmogenic ventricular activity during the ST segment. *Am J Cardiol*, Vol. 41, pp. 697-703, 1978.
- [56] El-Sherif N, Scherlag BJ, Lazzara R, Hoppe RR. Reentrant arrhythmias in the late myocardial infarction period, Conduction characteristics in the infarct zone, *Circulation*, Vol. 55, pp. 686-692, 1977.
- [57] Rozanski JJ, Mortara D, Myerburg RJ, Castellanos A. Body surface detection of delayed depolarization in patients with recurrent ventricular tachycardia and left ventricular aneurysm. *Circulation*, Vol. 63, 1172-1177, 1981.
- [58] Simson MB. Use of signals in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. *Circulation*, Vol. 64, pp. 235-241, 1981.
- [59] Vatterot PJ, Hammill SC, Bailey KR, Wiltgen CM, Gersh BJ. Late potentials on signal averaged electrocardiograms and patency of the infarct related artery in survivors of acute myocardial infarction. *J Am Coll Cardiol*, Vol 17, pp. 330-337, 1991.
- [60] Alamgir KM, Mazhar MH, Aslam M, Majeed I, Hameed W, Frequency of ventricular late potentials in healthy population, *Pak J Physiology*, Vol. 3, pp. 14 -18, 2007.
- [61] Rubin DA, Sorbera C, Cook J, McAllister A, Burke R, Weiss M. Reversible late potentials due to ischemia, *Pace*, Vol. 15, pp. 2250-2254, 1992.
- [62] Boehrer JD, Glamann B, Lange R, Willard JE, et al. Effect of coronary angioplasty on late potentials one to two weeks after acute myocardial infarction. *Am J Cardiol*, Vol. 70, pp. 1515-1519, 1992.
- [63] Dalton NW, Art SAECEG tutorial, the signal averaged electrocardiogram (SAECG), RCVT presentado en la ASCP/SCM National Meeting, 1996.
- [64] Lander P, Berbari EJ, Rajagopalan VC, Vatterott P, Lazzara R. Critical analysis of the signal averaged electrocardiogram, *Circulation*, Vol. 87, pp. 105-107, 1993.
- [65] Podrid PJ, Kowey PR, Cardiac arrhythmia, mechanisms, diagnosis and management, segunda edición, Cap. The incremental clinical value of using the SAECEG, pp. 151-213, 2001.

APENDICE A:

ÍNDICE DE FIGURAS

Fig. 1.	Típico potencial de acción de una célula miocárdica con las cinco fases convencionales (0 a 4)	17
Fig. 2.	El corazón y sus partes principales.	19
Fig. 3.	Distribución de la sangre a través de la circulación pulmonar y sistémica.	20
Fig. 4.	Representación del sistema de conducción cardíaco y sus ondas características	22
Fig. 5.	Formas de onda características de un trazo de ECG	23
Fig. 6	Representación de derivaciones básicas implementadas en el triángulo de Einthoven.	28
Fig. 7.	Derivaciones unipolares de Wilson	30
Fig. 8.	Derivaciones aumentadas de Goldberger	31
Fig. 9.	Colocación de los electrodos para registrar las derivaciones unipolares precordiales	33
Fig. 10.	Fibrilación ventricular observada a través de la derivación DI, Fuente: physionet MIT-BIH, Physiobank ECG	34
Fig. 11.	La formación de placa en las arterias coronarias origina la baja irrigación	35
Fig. 12.	Posición de electrodos para la obtención de derivaciones ortogonales X, Y y Z y red de Frank necesaria para su adquisición	39
Fig. 13.	El mecanismo de reentrada favorece la generación de FV	41
Fig. 14.	Ejemplo vector magnitud que genera el QRS filtrado con los criterios de presencia de PTVs	44
Fig. 15.	Ancho de banda resultante al utilizar un filtro de media móvil, de acuerdo con el número de puntos de la ventana integradora	50
Fig. 16.	A partir de una señal con picos, es posible encontrar la tendencia de la línea base usando regresión con splines y la función msbackadj	51
Fig. 17.	A) Señal con distribución normal uniforme para la generación de PTVs. B) Contiene un ancho de banda en todo el espectro posible	52
Fig. 18.	B) La selección de diferentes segmentos de la distribución mediante el ventaneado Gaussiano produce algunas señales considerados como candidatos a PTV, los cuales tienen diferente duración y amplitud, tales	53

segmentos resultantes son los PTV candidatos (PTVC)

Fig. 19.	Ancho de banda para diferentes candidatos a PTV	54
Fig. 20.	Respuesta en frecuencia de un filtro Butterworth de 5to orden para 40 a 250 Hz, banda utilizada por los PTVs	55
Fig. 21.	Una vez localizado el final del complejo QRS (QRSoff) la simulación del PTV creado sintéticamente, se realiza sumando muestra a muestra a muestra con el latido cardiaco detectado.	57
Fig. 22.	Potencia relativa con respecto a la frecuencia de un ECG convencional. Para lograr que en un trazo ECGAR no se eliminen las ondas características ni los PTV se realizó un filtrado para una frecuencia entre 3 y 250 Hz	58
Fig. 23.	Algoritmo clásico de detección del complejo QRS	59
Fig. 24.	A) Latido cardiaco de un trazo de ECGAR. Después de la aplicación de los filtros de Lynn se mejora la energía del complejo QRS (B) y se atenúan las componentes de baja frecuencia como la onda T (C) B)	61
Fig. 25.	La aplicación de la primera derivada produce un mejoramiento del de la región de QRS (A). La elevación al cuadrado de la resultante ignora la parte negativa del latido cardiaco (B). La ventana integradora arroja una forma de onda característica de la región donde comienza y termina el complejo QRS antes de restar los retardos (C)	62
Fig. 26.	La región de cada latido cardiaco se selecciona alrededor del pico R, 150 muestras a la izquierda y 250 muestras a la derecha	63
Fig. 27.	La selección de los latidos cardiacos para la promediación se realiza con aquellos que sobrepasan un r mayor a 0.9, de lo contrario son rechazados	64
Fig. 28.	Alineamiento en R-retardado. A) Los renglones representan n complejos QRS y su primer renglón la plantilla, los valores en círculo indican los picos-R de cada QRS (valor máximo) y B) muestra los desplazamientos hacia la izquierda o derecha necesarios para la alineación	68
Fig. 29.	Segmentación lineal adaptativa por segmentos (SLAS). El error $e(i)$ es un valor que se calcula con la línea recta que aproxima a las muestras	70
Fig. 30.	A) Latido cardiaco normal representado mediante muestras y B) latido cardiaco normal representado mediante segmentos de línea recta adaptativos B)	71
Fig. 31.	Dos señales con formas de onda características similares pero no alineadas en el eje del tiempo, en A) se produce una alineación muestra a muestra y en B) una alineación intuitiva de las formas de onda que coinciden	72
Fig. 32.	Ejemplo de alineación de dos secuencias C y Q con diferente longitud. La trayectoria de elongación W es tal que une los extremos 1,1 y m,n	74

Fig. 33.	Un alineamiento basado en amplitud genera que señales que varían mucho se alineen adecuadamente	76
Fig. 34.	Las secuencias originales para ser alineadas, sufren reducción en sus dimensiones mediante segmentación, para alinear formas de onda características	78
Fig. 35.	A) Tradicional método de PSECGAR, B) Tres diferentes métodos de alineación propuestos	82
Fig. 36.	A) Evaluación de PTVs usando el método tradicional de PSECGAR con cálculo de QRSd filtrado y B) Cálculo del QRSd filtrado previo el alineamiento R-retardado, ADBF y SLAS	84
Fig. 37.	Un PTV agregado inmediatamente al final de cada QRS (QRSoff) durante todo el trazo de ECGAR, es a lo que se llama PTV sintético	85
Fig. 38.	Resultado del pre-procesamiento de las señales ECGAR. A) Señal original con una tendencia provocada por la polarización de los electrodos. B) El ancho de banda del ECGAR original muestra un máximo de 500 Hz. C) Trazo ECGAR con línea base suprimida y con suavizado. D) Ancho de banda de la señal resultante del pre-procesamiento con una frecuencia máxima de 1000 Hz	92
Fig. 39.	Banco de PTVs con diferentes amplitudes y duraciones. La selección de estos dos parámetros puede seleccionarse ampliando o reduciendo la desviación estándar de la ventana Gaussiana	93
Fig. 40.	Localización de inicios y finales del complejo QRS en diferentes trazos de ECGAR utilizando el algoritmo propuesto	94
Fig. 41.	A) Latidos cardiacos recortados de un trazo ECGAR, con 150 muestras antes del pico R y 250 muestras después del pico R y B) alineación de los latidos con respecto al pico R de todos los latidos	98
Fig. 42.	Cuatro trazos ECGAR con diferentes niveles de ruido blanco Gaussiano, A) trazo original, B) con RSR de 5 dB, C) con RSR de 10 dB y D) con RSR de 15 dB	99
Fig. 43.	Número de latidos cardiacos que tuvieron un coeficiente de correlación mayor a 0.9 con respecto al trazo seleccionado como plantilla	100
Fig. 44.	La aplicación de PSECGAR muestra a muestra a cuatro trazos ECGAR resulta en el mejoramiento de la RSR conforme el número de latidos aumenta. Una RSR medianamente aceptable de 15dB se alcanza en promedio con 300 latidos en un ensamble	101
Fig. 45.	Cuatro latidos cardiacos alineados por el método R-retardado. Los picos R de cada complejo QRS ahora coinciden el mismo tiempo nTs	102
Fig. 46.	SLAS aplicada a cuatro latidos cardiacos de un trazo ECGAR, cada latido está	103

representado por segmentos de pendiente a y una longitud en muestras Δx

Fig. 47.	Alineación de dos latidos cardiacos utilizando ADBA. Se puede notar que aunque la trayectoria de elongación es casi lineal, no obtiene buenos resultados en grandes cambios de amplitud	106
Fig. 48.	Dos latidos con diferencia de amplitud significativa alineados mediante ADBA, produce una que el latido alineado no coincida en amplitud con el latido plantilla	107
Fig. 49.	Dos latidos cardiacos con altas variaciones en amplitud y su correspondiente representación en SLAS, con 22 y 19 segmentos para el latido de prueba y el de plantilla respectivamente	108
Fig. 50.	Para la aplicación de ADBF se necesita que los latidos tengan una forma definida mediante SLAS. En A) Se presentan los latidos cardiacos alineados, en B) la trayectoria de elongación con solo 22x19 segmentos y C) El latido cardiaco de prueba alineado utilizando las muestras del mismo	109
Fig. 51.	RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10 usando el método tradicional	110
Fig. 52.	RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método tradicional	111
Fig. 53.	RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método tradicional	112
Fig. 54.	RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método tradicional	113
Fig. 55.	RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método tradicional	114
Fig. 56.	RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10, usando el método R-retardado	116
Fig. 57.	RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método R-retardado	117
Fig. 58.	RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método R-retardado	118
Fig. 59.	RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método R-retardado	119
Fig. 60.	RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método R-retardado	120
Fig. 61.	RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10, usando el método de ADBA	121
Fig. 62.	RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método de ADBA	122
Fig. 63.	RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método de ADBA	123
Fig. 64.	RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método de ADBA	124
Fig. 65.	RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método de ADBA	125
Fig. 66.	RSR en los trazos ECGAR-01 al ECGAR-10, usando el método de ADBF y SLAS	127

Fig. 67.	RSR en los trazos ECGAR-11 al ECGAR-20, usando el método de ADBF y SLAS	128
Fig. 68.	RSR en los trazos ECGAR-21 al ECGAR-30, usando el método de ADBF y SLAS	129
Fig. 69.	RSR en los trazos ECGAR-31 al ECGAR-40, usando el método de ADBF y SLAS	130
Fig. 70.	RSR en los trazos ECGAR-41 al ECGAR-50, usando el método de ADBF y SLAS	131
Fig. 71.	Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 70 ms, usando método tradicional PSECGAR	133
Fig. 72.	Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 85 ms, usando método tradicional PSECGAR	134
Fig. 73.	Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 100 ms, usando método tradicional PSECGAR	135
Fig. 74.	Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 70 ms, usando ADBF, SLAS y método tradicional PSECGAR	136
Fig. 75.	Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 85 ms, usando ADBF, SLAS y método tradicional PSECGAR	137
Fig. 76.	Duración del QRS filtrado con 25 PTVs sintéticos de 85 ms, usando ADBF, SLAS y método tradicional PSECGAR	138

APENDICE B:

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1	Características principales de un latido cardiaco de un trazo ECG	27
Tabla 2	Signos correspondientes a cada derivación, derivaciones bipolares	29
Tabla 3	Parámetros de decisión para detectar presencia de PTVs	45
Tabla 4	Distintos métodos de interpolación para incrementar la frecuencia de muestreo de 500 muestras/segundo a 1000 muestras/segundo	91
Tabla 5 A)	Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR18	96
Tabla 5 B)	Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR27	96
Tabla 5 C)	Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR30	96
Tabla 5 D)	Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR38	96
Tabla 5 E)	Resultados de proporción de aciertos del algoritmo utilizado para el trazo ECGAR43	97
Tabla 6	Pendientes y muestras para segmentación en trazo ECGA18	104
Tabla 7	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método tradicional	111
Tabla 8	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método tradicional (cont...)	112
Tabla 9	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método tradicional (cont...)	113
Tabla 10	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método tradicional (cont...)	114
Tabla 11	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método tradicional (cont...)	115
Tabla 12	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método R-retardado	116
Tabla 13	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método R-retardado (cont...)	117

Tabla 14	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método R-retardado (cont...)	118
Tabla 15	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método R-retardado (cont...)	119
Tabla 16	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método R-retardado (cont...)	120
Tabla 17	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBA	122
Tabla 18	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBA (cont...)	123
Tabla 19	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBA (cont...)	124
Tabla 20	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBA (cont...)	125
Tabla 21	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBA (cont...)	126
Tabla 22	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBF y SLAS	127
Tabla 23	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBF y SLAS (cont...)	128
Tabla 24	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBF y SLAS (cont...)	129
Tabla 25	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBF y SLAS (cont...)	130
Tabla 26	Variabilidad del QRSd en ms ² : Método de ADBF y SLAS (cont...)	131

APENDICE C:

PRODUCTOS ACADÉMICOS RESULTADOS DE ESTA TESIS

No.	Nombre de publicación	Tipo de publicación	Año
1	QRS Duration as VLP Indicator Evaluation under Time and Amplitude Alignment Conditions Relative Risk of Death from	Articulo de Revista Indexada Publicado –Primer Autor- ISSN: 1937-6871	2013
2	Exposure to Air Pollutants: A Short- Term (2003-2007) Study in Mexicali, Baja California, Mexico	Articulo de Revista Indexada – Tercer Autor- ISSN: 0960-3123	2012
3	Evaluation of a Sudden Cardiac Death Indicator Using Linear Approximation and Curves Alignment	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Primer Autor– ISBN: 978-1-4673-1135-9	2012
4	Improving Accuracy of Late Potentials on the Surface ECG by QRS Time and Amplitude Alignment	Capítulo de Libro Aceptado – INTECH- ISBN: 980-953-307-828- 6	2011
5	Efectos en la Detección de Potenciales Tardíos Ventriculares Mediante Elongaciones Tiempo- Amplitud del Intervalo QRS	Memorias de Congreso con Arbitraje Nacional – Primer Autor - Ganador del Mejor Artículo Presentado en Congreso	2011
6	Ventricular Late Potentials Assessment Based on Amplitude and Time Alignment of Heartbeats	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Primer Autor – ISBN: 978-1-61284-915-7	2011
7	High Resolution EKG with USB Connectivity	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Tercer Autor – ISBN: 978-1-61284-915-7	2011
8	Signal To Noise Ratio Evaluation in Signal Averaged ECG by Derivative Dynamic Time Warping and Piecewise Linear Approximation	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada en <i>Thomson Reuters Coference Proceedings Citation Index</i> –Con Arbitraje Internacional- Primer Autor – ISBN: 978-989-674-017-7	2010
9	Acute Respiratory Infections and Its Spearman Correlation with Meteorological and Air Pollutants Data from Mexicali, BC, Mexico	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Tercer Autor – ISBN: 978-1-4244-6291-9	2010
10	Identification of Tuberculosis Bacillus in Direct Smears with Low Image Quality	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Tercer Autor – ISBN: 978-1-4244-6291-9	2010

11	QRS Complex Duration Variability Assessment using Dynamic Time Warping and Piecewise Linear Approximation	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Primer Autor – ISBN: 978-1-4244-6291-9	2010
12	Graphical Interface with USB port for Analysis of High Resolution ECG	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Segundo Autor – ISBN: 978-1-4244-6291-9	2010
13	Exploratory Retrospective Study to Measure the Effects of the Air Pollutants over the Heart Rate Variability (HRV) in a University Community	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Tercer Autor – ISBN: 978-1-4244-6291-9	2010
14	High Resolution Electrocardiograph Based on UM232 Interface	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Primer Autor – ISBN: 978-1-4244-3669-9	2009
15	Captura Simultanea y Despliegue de Electrocardiograma y Fonocardiograma Multi-Sitio	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Tercer Autor – ISBN: 978-1-4244-3669-9	2009
16	Alternativa para Generar Bases de Datos de Pacientes Post-Infartados: Electrocardiógrafo de Alta Resolución	Articulo de Revista Indexada – Primer Autor- ISSN: 1665-5745	2009
17	Alternativa para Simular Potenciales Tardíos Ventriculares en Señales ECG de Alta Resolución	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Primer Autor – ISBN: 978-603-45345-0-6	2008
18	A High Resolution Electrocardiograph Design for Signal Acquisitions in Patients with Malignant Ventricular Tachycardia Risks	Memoria de Congreso en Extenso e Indexada con Arbitraje Internacional – Tercer Autor – ISBN: 978-1-60585-006-1	2008