



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

**Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en
señales ECG.**

AUTOR:

Torres Villón, Gary Rolando

Trabajo de Titulación previo a la obtención del Grado Académico de
MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES

TUTOR:

Palacios Meléndez, Edwin Fernando

Guayaquil, Ecuador

Guayaquil, 6 de Junio del 2017



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por el Magíster **Torres Villón, Gary Rolando** como requerimiento parcial para la obtención del Grado Académico de **MAGÍSTER EN TELECOMUNICACIONES**.

TUTOR

Palacios Meléndez, Edwin Fernando

DIRECTOR DEL PROGRAMA

Romero Paz, Manuel de Jesús

Guayaquil, a los 6 días del mes de junio del año 2017



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **Torres Villón, Gary Rolando**

DECLARÓ QUE:

El Trabajo de Titulación “**Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG**”, previa a la obtención del grado Académico de **Magíster en Telecomunicaciones**, ha sido desarrollado, respetando derechos intelectuales de terceros conforme las citas que constan en el documento, cuyas fuentes se incorporan en las referencias o bibliografías. Consecuentemente este trabajo es de mi total autoría.

En virtud de esta declaración, me responsabilizó del contenido, veracidad y alcance científico del Trabajo de Titulación del Grado Académico en mención.

Guayaquil, a los 6 días del mes de junio del año 2017

EL AUTOR

Torres Villón, Gary Rolando



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

Yo, **Torres Villón, Gary Rolando**

Autorizó a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución del Trabajo de Titulación de Maestría titulado: **“Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG.”**, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 6 días del mes de junio del año 2017

EL AUTOR

Torres Villón, Gary Rolando

REPORTE DE URKUND

URKUND

Documento: [Torres Gary MET2017.docx](#) (D26286906)

Presentado: 2017-03-09 15:59 (-05:00)

Presentado por: fernandopm23@hotmail.com

Recibido: edwin.palacios.ucsg@analysis.orkund.com

Mensaje: Revisión TT Gary Torres [Mostrar el mensaje completo](#)

2% de esta aprox. 19 páginas de documentos largos se componen de texto presente en 2 fuentes.

Lista de fuentes Bloques

+	Categoría	Enlace/nombre de archivo	▾
+	>	FINAL_TESIS_RL_01122016_FINAL_MAESTRIA...	<input type="checkbox"/>
+		http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/33...	<input type="checkbox"/>
+		http://repositorio.ucsg.edu.ec/bitstream/33...	<input type="checkbox"/>
+		TESIS.docx	<input type="checkbox"/>
+		Titulación Final - Martin Ruiz.docx	<input type="checkbox"/>

Reiniciar Exportar Compartir

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL
SISTEMA DE POSGRADO MAESTRÍA EN
TELECOMUNICACIONES

1 Advertencias

TEMA: Caracterización de métodos y parámetros de
detección de ondas en señales ECG.

AUTOR: Torres Villón, Gary Rolando

Trabajo de Titulación previo a la obtención del Grado
Académico de Magister en Telecomunicaciones

TUTOR: Palacios Meléndez, Edwin Fernando

Guayaquil, Ecuador

Guayaquil, 6 de Marzo del 2017

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE

GUAYAQUIL

Dedicatoria

Este trabajo se lo dedico a ti mi madre querida en donde quiera que estés este trabajo es para ti abuelita María Griselda Gonzales.

Agradecimientos

Terminar esta maestría no ha sido tarea fácil por tal razón me gustaría agradecer e incluir en este documento a todas las personas que me han colaborado de una u otra forma para alcanzar mis metas y éxitos.

Me gustaría agradecer en primer lugar a Dios quien es el sostén de mí día a día sin él y su bendición nada de esto sería posible.

Le agradezco también a mi familia quienes están conmigo en las buenas y mala brindándome su apoyo incondicional en esta etapa nueva de mi vida en especial mis padres que siempre están cuando más los necesito.

A Sonja Kuhlmeier quien es mi compañera de la vida quien lucha a mi lado y me soporta día a día le agradezco ese cariño y amor infinito a mí que me fortalece y me anima a seguir luchando.

Y por último y no menos importante a todos mis profesores quienes han fortalecidos más mis conocimientos en especial a mi tutor M. Sc. Ing. Edwin Palacios por brindarme su amistad y colaboración en este trabajo que hoy les presento.



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

SISTEMA DE POSGRADO
MAESTRÍA EN TELECOMUNICACIONES

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____

PALACIOS MELÉNDEZ, EDWIN FERNANDO

TUTOR

f. _____

CÓRDOVA RIVADENEIRA, LUIS SILVIO

REVISOR

f. _____

ZAMORA CEDEÑO, NESTOR ARMANDO

REVISOR

f. _____

ROMERO PAZ MANUEL DE JESÚS

DIRECTOR DEL PROGRAMA

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE FIGURAS.....	XI
ÍNDICE DE TABLAS.....	XIII
Resumen.....	XIV
Abstract.....	XV
Capítulo 1: Generalidades del proyecto de grado.	16
1.1. Introducción.....	16
1.2. Antecedentes.	17
1.3. Definición del problema	18
1.4. Objetivos	18
1.5. Hipótesis.....	19
1.6. Metodología de investigación.	19
Capítulo 2: Fundamentos Teóricos de Señales Electrocardiográficas.	20
2.1. Introducción de la señal electrocardiográfica.	20
2.2. Derivaciones de un electrocardiograma.....	21
2.3. Características de señales electrocardiográficas normales.	22
2.3.1. Intervalo RR.	23
2.3.2. Onda P.....	23
2.3.3. Intervalo PR.....	24
2.3.4. Segmento PR	24
2.3.5. Complejo QRS.	25
2.3.6. Punto J.....	25
2.3.7. Segmento ST.	25
2.3.8. Onda T.	25
2.3.9. Intervalo ST.....	26
2.3.10. Intervalo QT.....	26
2.3.11. Onda U.....	26
2.4. Configuración de los sistemas de derivación de un ECG.....	26

2.5.	Diagnóstico cardíaco mediante el ECG.	29
2.6.	Efectos de artefactos en señales ECG.	30
2.6.1.	Interferencia de la línea eléctrica.	30
2.6.2.	Línea de base inestable.	32
2.6.3.	Temblor muscular.	33
Capítulo 3: Aportación del trabajo.		34
3.1.	Algoritmos para la detección de ondas en el ECG.	34
3.1.1.	Problemáticas en la detección del complejo QRS.	34
3.1.1.1.	Estimación del complejo QRS.	36
3.1.2.	Detección de los puntos característicos en la onda T.	39
3.1.2.1.	Identificación de la onda T.	39
3.1.2.2.	Identificación de la morfología de la onda T.	40
3.1.2.3.	Detección del punto Tm.	41
3.1.2.4.	Detección del final de la onda T (Te).	43
3.2.	Obtención de parámetros cardíacos.	45
3.2.1.	Variabilidad de la frecuencia cardíaca.	45
3.2.2.	Variabilidad del intervalo de repolarización ventricular.	48
3.2.3.	Indicadores del comportamiento de los intervalos sistólicos y diastólicos.	53
3.3.	Discusión de los métodos.	54
Conclusiones		55
Recomendaciones		56
Bibliografía		57

ÍNDICE DE FIGURAS

Capítulo 2:

Figura 2. 1: Ondas de una señal ECG normal.	22
Figura 2. 2: Morfología de la onda P bifásica y normal de un ECG.	24
Figura 2. 3: Morfología del intervalo PR normal, prolongado y corto de un ECG.	24
Figura 2. 4: Morfología del complejo QRS.	25
Figura 2. 5: Morfología de desviaciones del segmento ST.....	25
Figura 2. 6: Morfología de normal y anormal de la onda T.....	26
Figura 2. 7: Triángulo de Einthoven y sus respectivas derivaciones.	27
Figura 2. 8: Posiciones de derivaciones aumentada.	28
Figura 2. 9: Derivaciones precordiales.....	29
Figura 2. 10: Onda compleja PQRST corrompida por interferencia de la línea eléctrica.	32
Figura 2. 11: Señal ECG corrompida por línea de base inestable.....	33
Figura 2. 12: Señal ECG corrompida por temblor muscular.	33

Capítulo 3:

Figura 3. 1: Diagrama en bloques para la detección de los puntos R.	36
Figura 3. 2: Etapas en la detección de los puntos R. (a) ECG original. (b) Señal ECG filtrada y derivada. (c) Derivada discretizada. (d) Derivada de la señal discretizada.	38
Figura 3. 3: Ventada de análisis para la búsqueda de T_m	40
Figura 3. 4: Principales morfologías presentes en la onda T.....	40
Figura 3. 5: Flujograma del algoritmo de seguimiento del máximo: $f(k)$ señal preprocesada, RR_a : Intervalo RR anterior.	41
Figura 3. 6: Esquema en bloques del detector de T_m por seguimiento de máximo.	42
Figura 3. 7: Detección errónea de T_m por no establecer la referencia adecuada.....	42
Figura 3. 8: Trapecio de área máxima.	44

Figura 3. 9: Descomposición de las series RR y RTm para calcular el índice SDRI en cuatro nuevas series. (a) Series RR original y RR de variación lenta. (b) Series RTm original y de variación lenta. (c) Serie RR de variación rápida. (d) Serie RTm de variación rápida.53

Figura 3. 10: Diagrama en flujos para la determinación del período respiratorio promedio.54

ÍNDICE DE TABLAS

Capítulo 2:

Tabla 2. 1: Tipos de derivaciones utilizados en la monitorización de ECGs.	21
Tabla 2. 2: Características de tiempo de señales ECG.	23
Tabla 2. 3: Características de tiempo de señales ECG.	30

Resumen

El trabajo de titulación de la maestría consiste en la aportación de la caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG, cuyo tema está relacionado al procesamiento digital de señales. El reto del tema en mención, fue la búsqueda de información pertinente y relacionada con el procesamiento digital de señales ECG, para lo cual se revisaron repositorios de tesis, congresos y publicaciones de artículos en revistas indexadas. En el capítulo 1 se describen los antecedentes del proyecto, se plantean: definición del problema de investigación, objetivo general y específicos, hipótesis y metodología de investigación. En el capítulo 2 se realiza la descripción de los fundamentos teóricos de una señal ECG, incluyendo las derivaciones, características de las ondas, diagnósticos y de los efectos de artefactos en las señales ECG. En el capítulo 3 se analizan y evalúan los métodos y parámetros para la detección de ondas en señales ECG. Finalmente, se muestran las conclusiones y recomendaciones del trabajo realizado.

Palabras clave: ONDAS, PROCESAMIENTO, ECG, MÉTODOS, PARÁMETROS, DERIVACIONES

Abstract

The objective of this graduate research paper is to contribute to the characterization of methods and values of detecting waves in ECG signals, a topic which is related to digital signal processing. The challenge of the topic abovementioned was the search of relevant information related to ECG signal processing, for which archives of former research papers, congresses and articles published in index-linked magazines have been examined. The first chapter describes prior work to the project, definition of the problem stated in the research, general and specific objectives, hypothesis, and the research methodology applied. In chapter two, a description of the theoretical background of an ECG signal has been provided, including derivations, characteristics of the waves, diagnoses, and the effects of the devices on ECG signals. In chapter three methods and values are analyzed and assessed to detect waves in ECG signals. Finally, conclusions and recommendations of the carried-out work are shown.

Key words: WAVES, PROCESSING, ECG, METHODS, VALUES, DERIVATIONS.

Capítulo 1: Generalidades del proyecto de grado.

1.1. Introducción.

El procesamiento de señales se realiza hoy en la gran mayoría de los sistemas de análisis e interpretación de ECG. El objetivo del procesamiento de señales ECG es múltiple y comprende la mejora de la precisión y reproducibilidad de las mediciones (en comparación con las mediciones manuales) y la extracción de información que no es fácilmente obtenible de la señal a través de la evaluación visual.

En muchas situaciones, el ECG se registra durante condiciones ambulatorias o extenuantes, de modo que la señal se corrompe por diferentes tipos de ruido, a veces procedentes de otro proceso fisiológico del cuerpo. Por lo tanto, la reducción del ruido representa otro objetivo importante del procesamiento de señales ECG; De hecho, las formas de onda de interés a veces están tan enmascaradas por el ruido que su presencia sólo puede revelarse una vez que se ha aplicado el tratamiento de señal apropiado.

Las señales electrocardiográficas pueden registrarse en una escala de tiempo larga (es decir, varios días) con el fin de identificar perturbaciones intermitentes en el ritmo cardíaco. Como resultado, la grabación de ECG producida suma a tamaños de datos enormes que rápidamente llenan el espacio de almacenamiento disponible. La transmisión de señales a través de las redes telefónicas públicas es otra aplicación en la que participan grandes cantidades de datos.

Para ambas situaciones, la compresión de datos es una operación esencial y, en consecuencia, representa otro objetivo del procesamiento de señales ECG.

1.2. Antecedentes.

En la actualidad ya han salido varias promociones de maestrantes y muy pocos temas están relacionados con el procesamiento de señales e imágenes. En tratamiento digital de señales es de vital importancia para realizar investigaciones que tributen al procesamiento de señales biomédicas, en especial las señales electrocardiográficas, también conocidos como ECG.

A continuación, se resume brevemente los dos trabajos de maestría encontrados en el repositorio de la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, el primero relacionado con el procesamiento de señales ECG y el segundo trabajo en relación con el procesamiento digital de señales específicamente en el diseño de filtros digitales. El trabajo de Almeida L., (2014) realiza un análisis de métodos y herramientas para el procesamiento de señales electrocardiográficas ambulatorias, en el mismo muestran algunos métodos que son evaluados a través de un programa para validar señales ECG con diferentes morfologías.

El trabajo de Heras S., (2013) se encarga de contribuir con diferentes técnicas de procesamiento digital de señales para diseñar de filtros digitales de impulso de respuesta finita (FIR). La herramienta utilizada para el desarrollo de los filtros digitales fue MatLab. Aunque el trabajo encontrado no guarda relación con el procesamiento de señales ECG, pero el filtrado digital resulta ser importante a la hora de realizar el preprocesamiento de señales ECG.

Posteriormente, se realiza una búsqueda en revistas indexadas de publicaciones relacionadas al procesamiento de señales ECG, en específico la caracterización y parámetros en la detección de ondas en una señal ECG. Por ejemplo, Messaoud, Khelil, & Kachouri, (2009) en su trabajo desarrolló un algoritmo eficiente para la detección de ondas P basado en las características morfológicas de las arritmias mediante correlación y regresión en señal ECG.

Mientras que los autores Zhao, Li, Zhang, & Zheng, (2010) realizaron una análisis de la señal ECG, para la extracción de parámetros y el reconocimiento de forma de onda, pero el inconveniente presentado fue la interferencia de potencia y la derivación de la línea de base que afectaban seriamente la precisión de la señal de detección QRS de la señal ECG. Para resolver este inconveniente utilizaron un filtro adaptativo y algoritmos de detección del complejo QRS, lo que permitió suprimir eficazmente los inconvenientes ya descritos.

1.3. Definición del problema

En la búsqueda de trabajos de investigación en el repositorio de la Maestría en Telecomunicaciones se pudo constatar que existe poca información relacionada con el procesamiento de señales electrocardiográficas y en especial en la detección de ondas en señales ECG. Los artículos de investigación descritos en la sección anterior son de gran utilidad. Por lo tanto, surge la necesidad de contribuir con la caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG.

1.4. Objetivos

1.4.1. Objetivo General.

Analizar la caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG.

1.4.2. Objetivos específicos.

- ✓ Describir los fundamentos teóricos del procesamiento de señales electrocardiográficas.
- ✓ Caracterizar los métodos de detección de ondas en señales electrocardiográficas.
- ✓ Aplicar los parámetros de detección de ondas en el procesamiento de señales electrocardiográficas.

1.5. Hipótesis

Mediante la caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG, permitirá la contribución de una herramienta que sirva como base para próximos trabajos en el procesamiento de señales ECG y otras señales biomédicas.

1.6. Metodología de investigación.

Los enfoques metodológicos de una investigación son: cuantitativos, cualitativos y mixtos (cuanti-cualitativo). En el actual trabajo de titulación, el enfoque de investigación es cuantitativo. Existen diferentes diseños de investigación se pueden describir convenientemente si los categorizamos como: (Kothari & Garg, 2014)

(1) diseño de investigación en el caso de estudios de investigación exploratoria;

(2) diseño de investigación en caso de estudios de investigación descriptiva y de diagnóstico, y

(3) diseño de la investigación en caso de estudios de investigación de hipótesis.

El diseño de investigación del presente trabajo de titulación es exploratoria y descriptiva de acuerdo a la morfología de las ondas en señales electrocardiográficas.

Capítulo 2: Fundamentos Teóricos de Señales Electrocardiográficas.

2.1. Introducción de la señal electrocardiográfica.

Para Srinagesh, Sarala, & Durga A., (2013) un electrocardiograma (ECG) consiste en la grabación gráfica de la actividad eléctrica del corazón en el tiempo, siendo la señal biológica más reconocida, y con método no invasivo; también indican que se utiliza comúnmente para el diagnóstico de algunas enfermedades mediante la inferencia de la señal. Dichas enfermedades cardiovasculares y las alteraciones alteran la forma de onda del ECG; cada porción de la forma de onda del ECG lleva información que es relevante para el médico en llegar a un diagnóstico adecuado.

Un ECG según (Islam, Haque, Tangim, Ahammad, & Khondokar, 2012) es generado por un estímulo de impulso nervioso a un corazón, es decir, que la corriente se difunde alrededor de la superficie corporal que se basará en la caída de voltaje, que es un par de μV a mV con una variación de impulso. Por lo general, esta es muy pequeña amplitud de impulso, lo que requiere un par de miles de veces de amplificación.

Para Sibushri, (2014) la adquisición de señales ECG de la piel humana implica el uso de amplificadores de instrumentación de alta ganancia. En general, los problemas de ruido contaminantes al adquirir señales ECG pueden clasificarse en diferentes categorías, incluyendo interferencia en la línea eléctrica, ruido de electrodo o ruido de contacto, artefactos de movimiento del paciente-electrodo, ruido electromiográfico (EMG) y error de línea de base. Entre estos ruidos, la interferencia de la línea eléctrica y el desplazamiento de BW son los más significativos y pueden afectar fuertemente el análisis de la señal del ECG.

Kumar, Ahmad, & Rai, (2012) también concuerda que la señal biomédica ECG generalmente se corrompe debido a diferentes tipos de artefactos. Los

diferentes tipos de artefactos son: Interferencia en la línea de alimentación, artefactos de movimiento, deriva de la línea base y ruido instrumental. De manera similar a lo indicado por Sibushri, (2014) estos tipos de artefactos, el ECG se corrompe y la información correcta no se transfiere al especialista cardiaco. El cuidado debe ser tomado para anular los artefactos para evitar un diagnóstico equivocado.

2.2. Derivaciones de un electrocardiograma.

El ECG estándar tiene 12 derivaciones: que incluye 3 derivaciones bipolares, 3 derivaciones unipolares aumentada y 3 derivaciones precordiales (véase la tabla 2.1). Una derivación es un par de electrodos (+ve & -ve) colocados en el cuerpo en lugares anatómicos designados y conectados para la grabación de un ECG.

Tabla 2. 1: Tipos de derivaciones utilizados en la monitorización de ECGs.

Derivaciones estándar	Derivaciones de extremidades	Derivaciones precordiales
<i>Derivaciones bipolares</i>	<i>Derivaciones unipolares</i>	<i>Derivaciones unipolares</i>
Derivación I	AVR	V1
Derivación II	AVL	V2
Derivación III	AVF	V3
		V4
		V5

Fuente: (Sahoo, 2011)

A continuación, se describen brevemente los tipos de derivaciones que se utilizan al momento de realizar la monitorización de un ECG:

a) Derivaciones bipolares:

Es el registro de la diferencia de potencial entre dos puntos (polos +ve & -ve). Las derivaciones I, II y III se refieren comúnmente a derivaciones bipolares, ya que utilizan sólo dos electrodos, un electrodo actúa como el electrodo positivo mientras que el otro como electrodo negativo (por lo tanto, bipolar).

b) Derivaciones unipolares:

Es el registro del potencial eléctrico en un punto determinado por medio de un solo electrodo de exploración.

c) Derivación Einthoven:

- ✓ Derivación I: registra los potenciales entre el brazo izquierdo y derecho.
- ✓ Derivación II: entre el brazo derecho y la pierna izquierda, y
- Derivación III: aquellos entre el brazo izquierdo y la pierna izquierda.

2.3. Características de señales electrocardiográficas normales.

Un ECG normal consiste en una onda P, un complejo QRS y una onda T. La onda P es causada por corrientes eléctricas producidas por la despolarización de las aurículas antes de su contracción, mientras que el complejo QRS es causado por corrientes eléctricas producidas por la despolarización de los ventrículos antes de su contracción, durante la extensión de la despolarización en el miocardio ventricular.

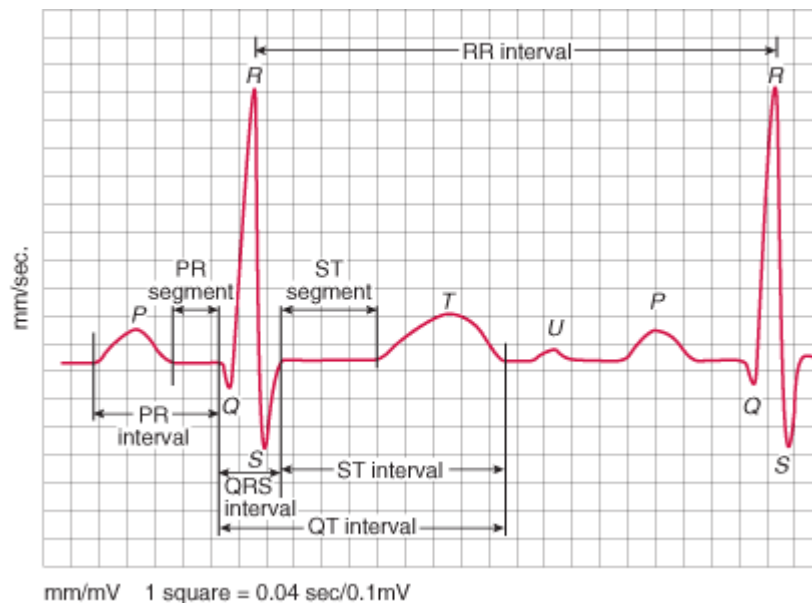


Figura 2. 1: Ondas de una señal ECG normal.

Fuente: (Rodríguez G., 2014)

El complejo QRS por lo general consta de tres ondas diferentes, las ondas Q, R y S. Nótese que tanto la onda P como las ondas que forman el complejo QRS son ondas de despolarización. La onda T es causada por las corrientes eléctricas producidas durante la recuperación de los ventrículos desde el estado de despolarización. Este proceso se lleva a cabo en el miocardio ventricular de 0,25 s a 0,35 s después de la despolarización. La onda T se caracteriza como la onda de repolarización. La figura 2.1 se muestra una representación de un ECG con las ondas y complejos anotados.

El análisis de la señal ECG implica la observación de la forma de onda para cualquier anomalía, tales como, cambios en los complejos QRS o la longitud del segmento ST o cualquier discrepancia como falta de ondas P u ondas T. Las características de tiempo de la forma de onda del ECG también se deben observar cuidadosamente. A continuación, la tabla 2.1 se enumeran las características de tiempo de una señal ECG normal.

Tabla 2. 2: Características de tiempo de señales ECG.

Intervalo PR	120 a 200 ms
Complejo QRS	40 a 120 ms o la mitad del intervalo PR
Intervalo QT	Varía según la edad, el sexo y la frecuencia cardíaca. Normalmente entre 0,36 y 0,42 segundos.
Ritmo cardíaco	Variaciones hasta 420 ms.

Fuente: (Valluri, 2005)

2.3.1. Intervalo RR.

El intervalo entre una onda R y la onda R siguiente es la inversa de la frecuencia cardíaca. La frecuencia cardíaca normal de reposo está entre 50 y 100 bpm cuyo intervalo de duración es de 0.6 a 1.2 s.

2.3.2. Onda P.

Durante la despolarización auricular normal, el vector eléctrico principal se dirige desde el nódulo SA hacia el nodo AV y se extiende desde la aurícula

derecha hasta la aurícula izquierda. Esto se convierte en la onda P en el ECG cuya duración es de 80 ms. En la figura 2.2 se muestra la onda P bifásica y normal de un ECG.

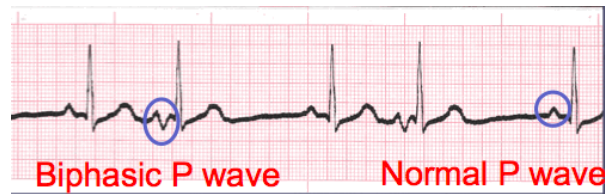


Figura 2. 2: Morfología de la onda P bifásica y normal de un ECG.
Fuente: (EKG, 2016)

2.3.3. Intervalo PR.

El intervalo PR se mide desde que inicia la onda P hasta el inicio del complejo QRS. El intervalo PR refleja el tiempo que tarda el impulso eléctrico en desplazarse desde el nodo sinusal por el nodo AV y entrar en los ventrículos. El intervalo PR es por lo tanto una buena estimación de la función del nodo AV cuya y la duración de este intervalo está entre 120 a 200 ms. En la figura 2.3 se muestra la morfología del intervalo PR normal, prolongado y corto de una señal ECG.

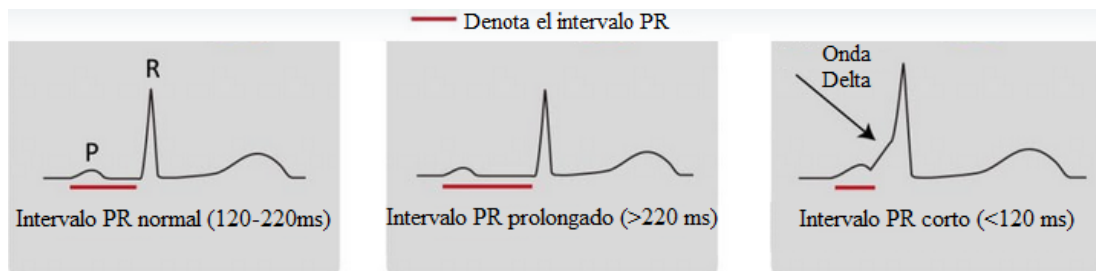


Figura 2. 3: Morfología del intervalo PR normal, prolongado y corto de un ECG.
Fuente: (ECGwaves, 2016)

2.3.4. Segmento PR

El segmento PR conecta la onda P y el complejo QRS. Esto coincide con la conducción eléctrica desde el nodo AV hasta el haz de His y las fibras de Purkinje. Esta actividad eléctrica no produce una contracción directa y simplemente se desplaza hacia abajo hacia los ventrículos y ésta se muestra plana sobre el ECG. El intervalo PR es más clínicamente relevante y la duración del segmento PR ocurre de 50 a 120 ms.

2.3.5. Complejo QRS.

El complejo QRS refleja la rápida despolarización de los ventrículos derecho e izquierdo. Tienen una gran masa muscular en comparación con las aurículas y por lo que el complejo QRS por lo general tiene una amplitud mucho mayor que la onda P. La duración del complejo QRS ocurre de 80 a 120 ms.

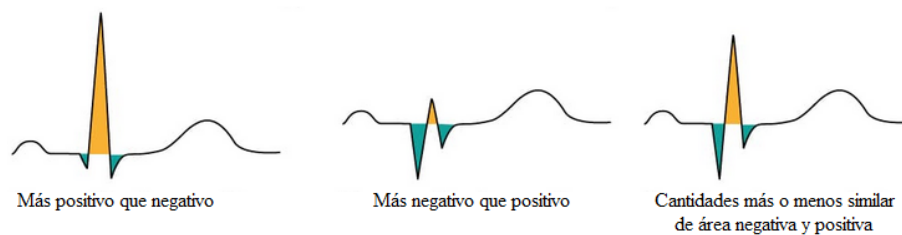


Figura 2. 4: Morfología del complejo QRS.

Fuente: (ECGwaves, 2016)

2.3.6. Punto J.

Es el punto en el que termina el complejo QRS y empieza el segmento ST. Se utiliza para medir el grado de elevación del ST o la depresión presente.

2.3.7. Segmento ST.

El segmento ST conecta el complejo QRS y la onda T. El segmento ST representa el período en que los ventrículos están despolarizados. Es isoelectrónico y ocurre durante 80 a 100 ms.

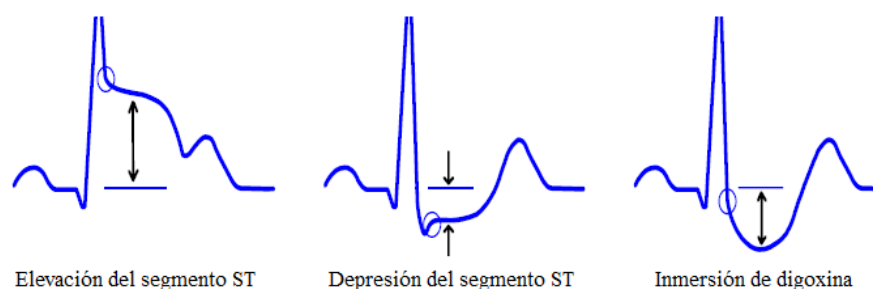


Figura 2. 5: Morfología de desviaciones del segmento ST.

Fuente: (ECGwaves, 2016)

2.3.8. Onda T.

La onda T representa la repolarización (o recuperación) de los ventrículos. El intervalo desde el comienzo del complejo QRS hasta el ápice

de la onda T se denomina período refractario absoluto. La última mitad de la onda T se conoce como el período refractario relativo (o período vulnerable) y ocurre a los 160 ms. En la figura 2.6 se muestra la onda T normal y anormal.

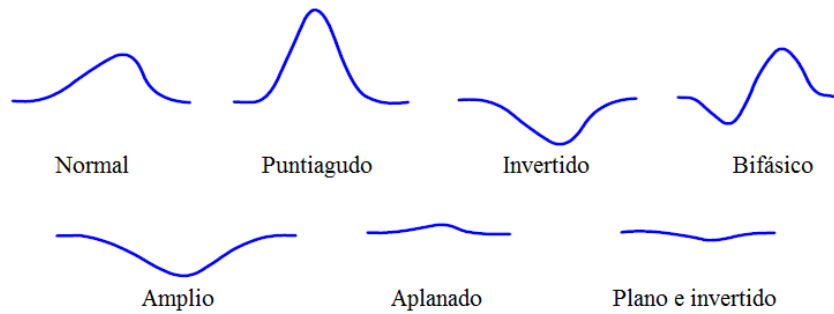


Figura 2. 6: Morfología de normal y anormal de la onda T.
Fuente: (ECGwaves, 2016)

2.3.9. Intervalo ST.

El intervalo ST es medido desde el punto J hasta el final de la onda T y ocurre a los 320 ms.

2.3.10. Intervalo QT.

El intervalo QT se mide desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T. Un intervalo QT prolongado es un factor de riesgo de taquiarritmias ventricular y muerte súbita. Varía con la frecuencia cardíaca y para la relevancia clínica requiere una corrección para esto, dando el QTc y ocurre durante 300 a 430 ms.

2.3.11. Onda U.

La onda U no siempre se ve, es típicamente baja en amplitud, y, por definición, es posterior a la onda T.

2.4. Configuración de los sistemas de derivación de un ECG.

Como ya se ha explicado, un ECG es un registro de la actividad eléctrica generada por los latidos del corazón y medido desde la superficie del cuerpo utilizando electrodos especiales. Puede ser visto, en un término más simple, como una firma eléctrica del comportamiento del corazón. Las señales de

ECG son adquiridas colocando electrodos en la superficie del cuerpo en diferentes lugares prescritos y conectando los electrodos en diferentes configuraciones a amplificadores de voltaje diferenciales y un registrador. Los métodos de grabación de tres derivaciones de ECG se basan en un triángulo de Einthoven, donde tres conductores son utilizados para medir las actividades eléctricas del corazón, tal como se muestra en la figura 2.7.

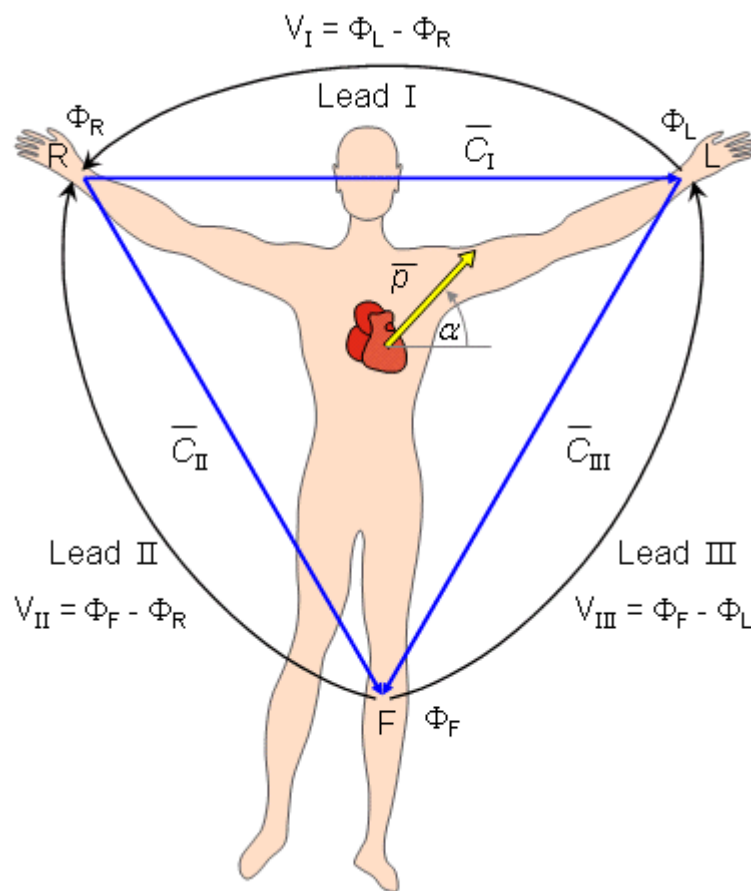


Figura 2. 7: Triángulo de Einthoven y sus respectivas derivaciones.
Fuente: (Malmivuo & Plonsey, 1995)

Las derivaciones de los miembros en el triángulo de Einthoven se definen en la forma estándar como:

- ✓ Derivación I (Lead I): $V_I = \varphi_L - \varphi_R$
- ✓ Derivación II (Lead II): $V_{II} = \varphi_F - \varphi_R$
- ✓ Derivación III (Lead III): $V_{III} = \varphi_F - \varphi_L$

Donde φ se refiere al potencial medido de los electrodos en lugares relacionados. Según la ley de Kirchhoff, estas tensiones de plomo tienen la siguiente relación:

$$V_{II} = V_I + V_{III}$$

Por lo tanto, sólo dos de estas tres derivaciones son independientes. Desde la mitad de la década de 1930, un sistema estándar de ECG de 12 derivaciones consta de 3 derivaciones de extremidades, 3 derivaciones en las que los potenciales de las extremidades se refieren a un terminal de Wilson modificado, tal como se muestra en la figura 2.8 y 6 derivaciones colocadas a través de la parte frontal del pecho (véase la figura 3.6) y se hace referencia al terminal de Wilson, siendo esto un ECG estándar utilizado por los médicos denominado ECG de 12 derivaciones.

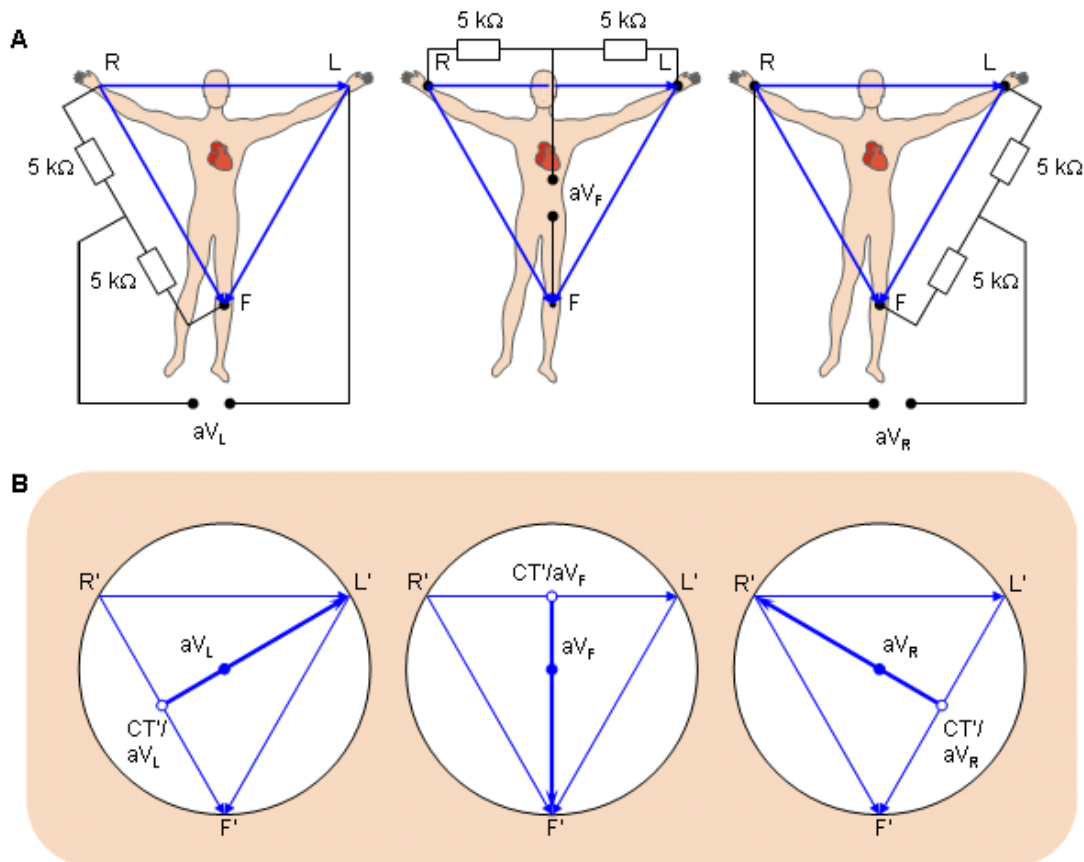


Figura 2. 8: Posiciones de derivaciones aumentada.
Fuente: (Malmivuo & Plonsey, 1995)

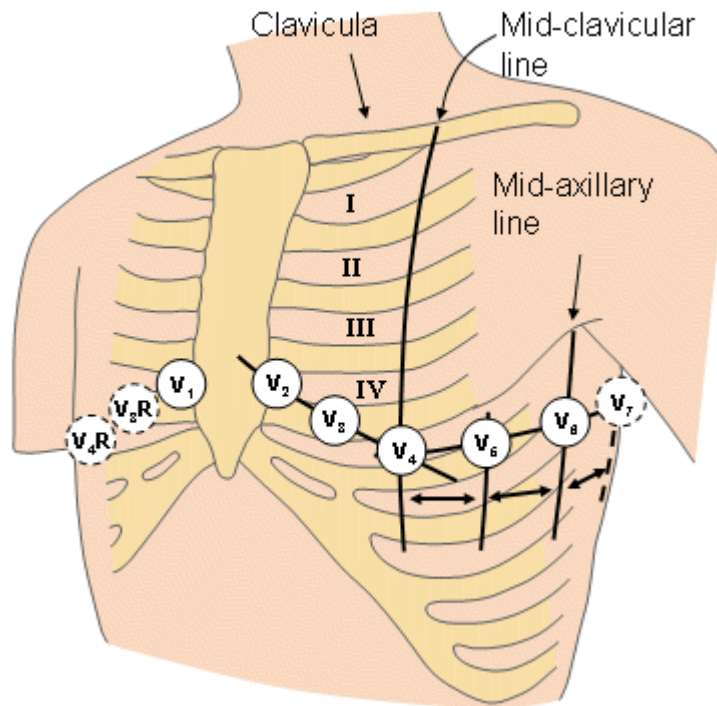


Figura 2. 9: Derivaciones precordiales.
Fuente: (Malmivuo & Plonsey, 1995)

2.5. Diagnóstico cardíaco mediante el ECG.

La información obtenida al analizar las ondas del ECG en el transcurso del tiempo permite detectar la existencia de trastornos del ritmo cardíaco, de la secuencia de activación del sistema específico de conducción y del miocardio auricular o ventricular. Mientras que la amplitud, polaridad (eje vertical del registro), y la forma de las ondas, aportan información sobre aspectos funcionales o anatómicos del sustrato miocárdico que genera la actividad eléctrica registrada.

El ECG es un recurso muy útil para valorar trastornos en la conducción de los impulsos auriculares y ventriculares, el origen de las arritmias, la isquemia y el infarto del miocardio, el efecto de los medicamentos cardíacos (en especial del digital y algunos antiarrítmicos), las alteraciones del equilibrio electrolítico, la función de los marcapasos artificiales, la hipertrofia auricular y

ventricular, la pericarditis y las enfermedades generales que afectan al corazón.

La sensibilidad del ECG para detectar el infarto miocárdico es aproximadamente del 50% y alcanza el 95% en registros secuenciales. La tabla 2.3 muestra la sensibilidad del ECG en la detección de diversas patologías cardíacas.

Tabla 2. 3: Características de tiempo de señales ECG.

Afecciones	Sensibilidad (%)
Infarto del miocardio	50 – 95
Cardiopatías isquémicas	53 – 91
Hipertrofias ligeras	15 – 35
Hipertrofias acusadas	10 – 57

Fuente: (Valluri, 2005)

2.6. Efectos de artefactos en señales ECG.

Desafortunadamente el ECG adquirido no sólo consiste en los componentes derivados de la funcionalidad eléctrica del corazón, sino que es muy a menudo contaminado por artefactos que pueden interferir o interrumpir la señal y dar lugar a una pérdida de información. A veces, estos artefactos pueden incluso presentarse con morfología similar de un ECG.

Los patrones anormales de señales ECG pueden deberse a estados patológicos o en ocasiones pueden deberse a artefactos. Para diagnosticar la presencia de artefactos indeseables en el trazado de un ECG, tales como: (Sibushri, 2014)

2.6.1. Interferencia de la línea eléctrica.

La interferencia de la línea eléctrica es fácilmente reconocible ya que la tensión interferente en el ECG tendría una frecuencia de 50Hz. Esta interferencia puede deberse al efecto de dispersión de la corriente alterna en el paciente o debido a campos de corriente alterna debido a bucles en el cable

del paciente. Otras causas de interferencia son los contactos sueltos en el cable del paciente, así como los electrodos sucios. Cuando la máquina o el paciente no están correctamente conectados a tierra, la interferencia de la línea eléctrica puede incluso oscurecer completamente la forma de onda del ECG.

De manera similar Thalkar & Upasani, (2013) concuerda que la interferencia de la línea eléctrica de 50/60 Hz es la fuente de interferencia y corrompe las grabaciones de ECG que son extremadamente importantes para el diagnóstico de pacientes. La interferencia es causada por:

- a. Interferencia electromagnética por línea eléctrica
- b. Campo electromagnético (CEM) por la maquinaria que se coloca cerca. El componente de señal contiene armónicos con diferentes amplitudes y frecuencias. La frecuencia de los armónicos es integral múltiplo de la frecuencia fundamental tal como 50Hz.
- c. Efecto disperso de los campos de corriente alterna debido a bucles en los cables
- d. Puesta a tierra incorrecta de la máquina ECG o del paciente.
- e. Equipos eléctricos como aire acondicionado, ascensores y unidades de rayos X extraen una intensa corriente de línea de potencia, lo que induce señales de 50 Hz en los circuitos de entrada de la máquina ECG.

Gregg, Zhou, Lindauer, Helfenbein, & Giuliano, (2008) muestran en la figura 2.7 un ejemplo de interferencia en la línea de potencia, en el cual la longitud del ciclo de la interferencia se mide en 17 ms, lo que equivale a una frecuencia de 60 Hz como se esperaba.

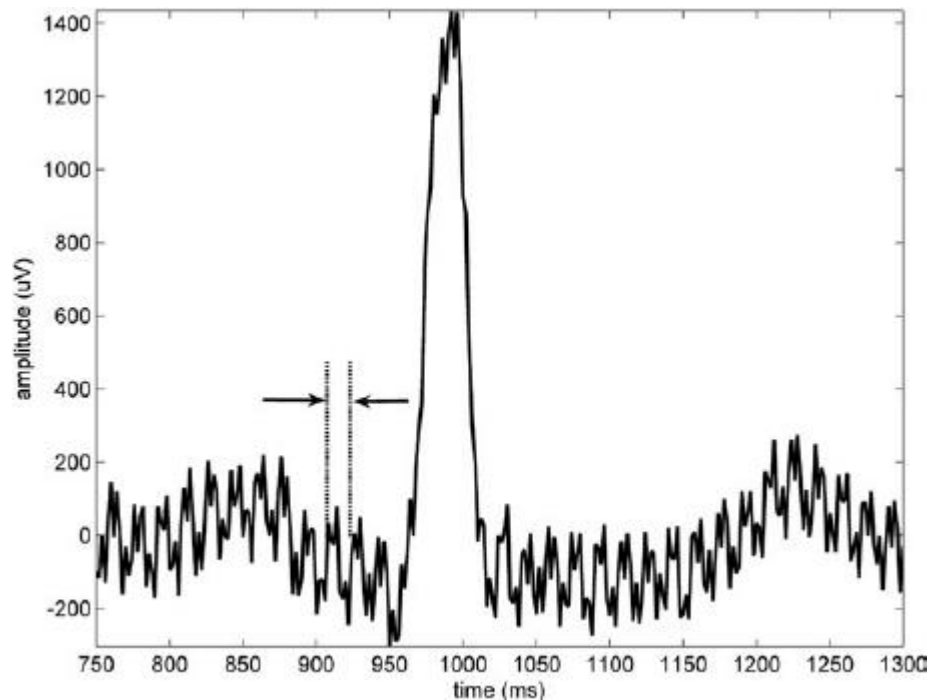


Figura 2. 10: Onda compleja PQRST corrompida por interferencia de la línea eléctrica.

Fuente: (Gregg et al., 2008)

2.6.2. Línea de base inestable.

La línea de base inestable, pero por lo demás normal, la traza del ECG se debe generalmente al movimiento del paciente o electrodos. El cambio de línea de base puede ser eliminado asegurando que el paciente permanezca relajado y que los electrodos estén correctamente unidos. El desplazamiento de la línea base se observa inmediatamente después de la aplicación de los electrodos. Se debe a un establecimiento relativamente lento del equilibrio electroquímico en la interface electrodo-piel. Esto se puede minimizar seleccionando el material apropiado del electrodo, que alcanzará rápidamente el equilibrio con una jalea del electrodo buena.

En trabajo de Lenis, Pilia, Loewe, Schulze, & Dössel, (2017) la línea de base inestable es un artefacto de baja frecuencia en el ECG que surge de la respiración, de los electrodos cargados eléctricamente o del movimiento del

sujeto y puede obstaculizar la detección de estos cambios de ST debido a la aislación eléctrica variable, tal como se muestra en la figura 2.8.

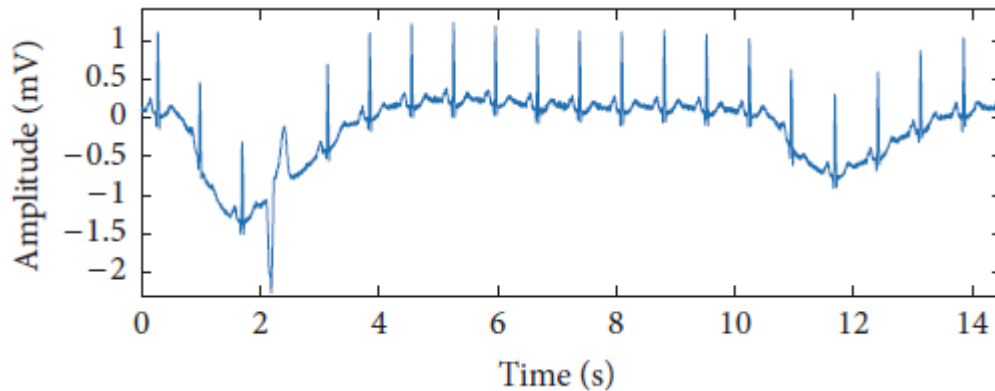


Figura 2. 11: Señal ECG corrupta por línea de base inestable.
Fuente: (Lenis et al., 2017)

2.6.3. Temblor muscular.

Irregular temblor de la traza ECG, sin la línea de base inestable se produce cuando el paciente no está relajado o está frío. Se encuentra generalmente en el caso de pacientes mayores de edad. Las señales de temblor muscular son especialmente molestas en las derivaciones de los miembros cuando un paciente se mueve o los músculos se estiran. Por lo tanto, para el monitoreo a largo plazo, los electrodos se aplican en el pecho y no en los miembros. Para las grabaciones normales de un ECG de rutina, se debe aconsejar al paciente que se caliente y se relaje para que se elimine el temblor muscular por temblores o tensión.

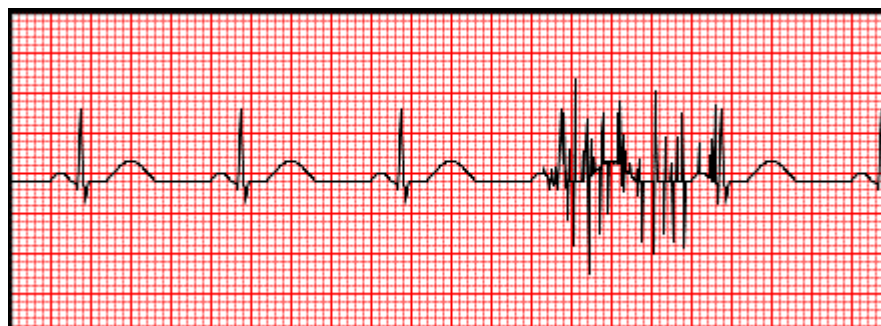


Figura 2. 12: Señal ECG corrupta por temblor muscular.
Fuente: (Lenis et al., 2017)

Capítulo 3: Aportación del trabajo.

3.1. Algoritmos para la detección de ondas en el ECG.

Antes de realizar la detección de ondas en la señal, la misma debe ser filtrada con el objetivo de minimizar el ruido y eliminar las derivas de línea base que puedan estar presentes. Las ondas que son de interés en nuestro trabajo detectar para el caso de la señal del ECG serán la onda R, el máximo de la onda T (Tm) y el final de la onda T (Te). Los algoritmos para la detección de cada uno de los puntos son muy variados, cada uno de ellos con una problemática diferente y más se encuentran interrelacionados.

3.1.1. Problemáticas en la detección del complejo QRS.

La estimación del complejo QRS es el primer paso y a su vez el más importante por varias razones. Presenta las mejores características en cuanto a pendiente, duración y amplitud; precisamente por ser la de mayor amplitud, la onda R exhibe la relación señal a ruido más elevada. Pero además, una vez detectado el complejo QRS, se establece como referencia para determinar las ondas restantes.

Existe una gran variedad de algoritmos reportados para la detección del QRS, los cuales se agrupan en tres categorías: (1) no sintácticos, (2) sintácticos y, (3) híbridos. Los métodos sintácticos provienen del campo del reconocimiento de patrones y consisten básicamente en encontrar una secuencia lógica de eventos predefinidos. Estos eventos contienen características básicas de una señal de ECG como son la duración, morfología y secuencia de aparición de las ondas. Estos métodos son los más sofisticados pero su complejidad no permite por el momento alcanzar altas velocidades de detección.

Los métodos no sintácticos son los más empleados e incluyen una etapa de preprocesado y una regla de decisión. En el bloque de preprocesado se

utiliza generalmente un filtro pasabanda para reducir el ruido y las demás ondas. El señalamiento puede ser sometida a una transformación no lineal, por ejemplo: la extracción o la elevación al cuadrado, la cual resalta los complejos QRS. Finalmente, la regla de decisión (selección de un ojo fijo o adaptativo, puntos de máxima correlación, y otras) permite determinar la presencia de un posible complejo QRS.

Los métodos no sintácticos plantean los problemas fundamentales: el contenido espectral de los complejos QRS varía de un sujeto a otro y también es diferente por cada latido de un solo sujeto, y por otra parte la banda del complejo QRS y el ruido pueden solaparse. La gran ventaja de estos algoritmos (algoritmos no sintácticos) radica en su fácil implementación y rapidez de cómputo, lo que permite su uso en aplicaciones de tiempo real. En la literatura existen reportados varios estudios comparativos sobre algoritmos de este tipo en los cuales no hay evidencia de un algoritmo que sea totalmente efectivo ante todos los posibles productos de artefactos en una medición.

La selección del punto R va un dependiente del empleado, por lo que los criterios pueden ser diversos: punto de amplitud pico, punto de máxima correlación, punto de cambio de señal en la primera derivada (cruce por cero) u otros. Es necesario aclarar que esta definición se realiza en una ventana de tiempo que compran el complejo QRS en cuestión.

Otros trabajos encontrados solo analizan los métodos de detección del QRS mas empleado. En el presente trabajo utilizamos la detección de la onda QRS, el cual está basado en criterios de umbral en la primera derivada combinado con una función de normalización no lineal, aprovecha las características de pendiente abrupta que poseen los complejos QRS y tiene la capacidad para detectar cualquier morfología del complejo.

3.1.1.1. Estimación del complejo QRS.

El algoritmo implementado en nuestro trabajo emplea técnicas de procesamiento digital de la señal como son: filtrado, diferenciación y normalización. A continuación, se aplican criterios de decisión basados en umbrales. Como la onda R se caracteriza por ser la de variación más rápida en el ECG, es decir, es la onda de mayor pendiente, el algoritmo utiliza la derivada del ECG para distinguir dicha onda, estableciendo un umbral en la derivada para localizar un intervalo de tiempo donde se encuentra el punto R. En la figura 3.1 se muestra el algoritmo para detección de onda R que consta de varios pasos.

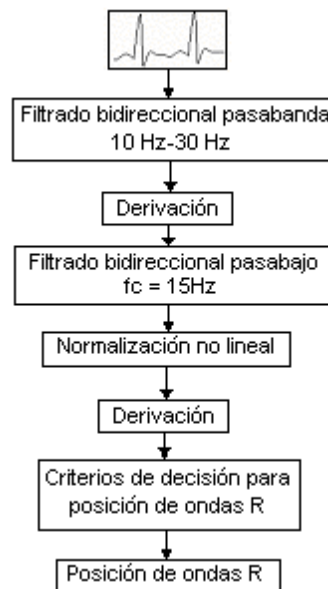


Figura 3. 1: Diagrama en bloques para la detección de los puntos R.
Elaborado por: Autor

1. Se realiza un filtrado pasa banda entre 10 y 30Hz con el objetivo de atenuar (suavizar las componentes de variación lenta) al limitar espectralmente el ancho de banda de todas las ondas, excepto la onda R que es la que se desea estimar su posición y cuyo espectro de frecuencias queda en la banda de paso del filtro implementado, de manera que entonces con este filtrado se acentúa la onda R.

Este filtrado se implementa con un filtro de Butterworth de orden 2. Como el filtrado se realiza fuera de línea (off – line) es conveniente hacer un filtrado bidireccional con el que se elimina el transitorio inicial que tiene lugar si se usa un filtro unidireccional y mantener las demoras constantes a lo largo de toda la señal.

Para realizar el filtrado bidireccional, primero se filtra la señal, se invierte el orden de las muestras de la señal, se vuelve a filtrar y se invierte el orden de las muestras nuevamente. El LabWindows dispone de una biblioteca (Advanced Analysis Library) donde se encuentran funciones para el procesamiento digital de señales, de modo que este filtrado no constituye ningún problema a la hora de la programación.

2. Se obtiene la derivada de la señal filtrada acorde con la expresión 3.1, al derivar la señal se refuerza de nuevo espectralmente la forma de onda correspondiente a la onda R en la señal derivada y se filtra esta derivada con un filtro bidireccional pasa bajo de Butterworth de orden 2 con frecuencia de corte de 15 Hz. Este filtrado bidireccional se realiza igual que en el paso anterior.

$$y(n) = x(n) - x(n - 1)$$

La figura 3.2 (b) muestra los resultados obtenidos luego de realizar los dos primeros pasos.

3. La derivada obtenida y filtrada en el paso anterior se normaliza dividiéndola entre el valor máximo y se aproxima cada uno de sus elementos al valor entero más cercano, por tanto, los términos de la señal resultante solo tomaran tres valores de amplitud -1 , 0 y 1 . La señal normalizada se compara con un umbral y se discretiza a los valores $+1$, 0 y -1 (figura 3.2 (c)) de la siguiente forma:

$$\text{si } \frac{d}{dt}(\text{ecg}) > \text{umbral entonces } \frac{d}{dt}(\text{ecg}) = 1$$

$$\text{si } \frac{d}{dt}(\text{ecg}) < -\text{umbral entonces } \frac{d}{dt}(\text{ecg}) = -1$$

$$\text{si } \text{umbral} > \frac{d}{dt}(\text{ecg}) > -\text{umbral entonces } \frac{d}{dt}(\text{ecg}) = 0$$

Operación que se realiza de manera muy fácil en LabWindows.

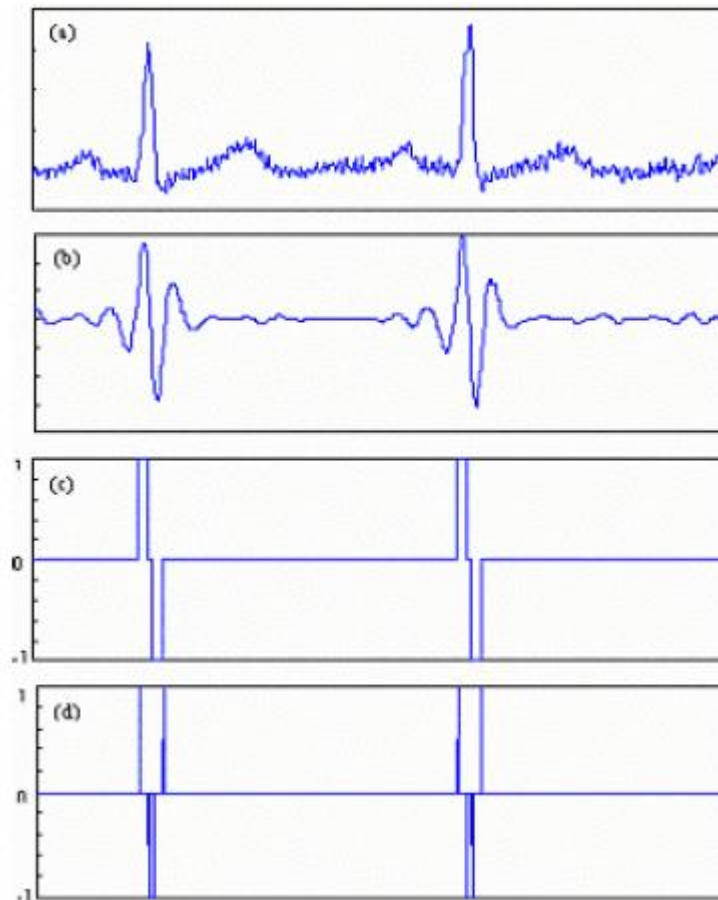


Figura 3. 2: Etapas en la detección de los puntos R. (a) ECG original. (b) Señal ECG filtrada y derivada. (c) Derivada discretizada. (d) Derivada de la señal discretizada.

Elaborado por: Autor

4. Se deriva la señal obtenida en el paso anterior para determinar dónde están los flancos de dicha señal (ver figura 3.2 (d)). En cierta forma ésta es la segunda derivada de la señal original, por lo que entre los puntos

negativos (que valen -1) está el máximo buscado (posición de la onda R).

5. Se determinan las posiciones de los puntos negativos del paso 4 y se determina en la señal original del ECG el máximo que se encuentre entre dichos puntos, que será el punto R buscado.

3.1.2. Detección de los puntos característicos en la onda T.

En el capítulo anterior, se demostró que el estudio combinado de los intervalos RR y QT, brinda una información más completa para el diagnóstico cardíaco, que su estudio por separado. En este sentido, la herramienta desarrollada ofrece la posibilidad de obtener las series RR, RTm y RTe, estas dos últimas aproximaciones de la serie QT. La detección de la onda T y sus puntos característicos consta de los siguientes pasos:

1. Búsqueda de la onda T.
2. Reconocimiento de la morfología.
3. Definición de los puntos Tm y Te.

3.1.2.1. Identificación de la onda T.

Para la estimación de la onda T se propone en la literatura la elección de una ventana de análisis donde es muy probable que se encuentre la onda, la duración de la ventana y la localización del inicio de ella está en relación directa al ritmo cardíaco de la siguiente forma:

- a) Si la duración del intervalo entre la onda R de ese latido y la del latido anterior sobrepasa los 700 ms ($RR > 700$ ms), entonces se escoge una ventana de 360 ms a partir de 140 ms después del QRS.
- b) Si la duración del intervalo entre latidos RR es menos que 700 ms ($RR < 700$ ms), entonces la ventana escogida será de $(0.7RR - 100)$ ms después del QRS.

$$(\text{inicio, final}) = \begin{cases} (140, 500) \text{ms} & RR \geq 700 \text{ms} \\ (100, 0.7RR) \text{ms} & RR < 700 \text{ms} \end{cases}$$

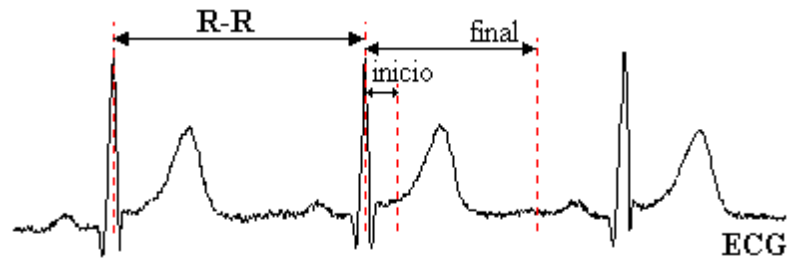


Figura 3. 3: Ventana de análisis para la búsqueda de Tm.
Elaborado por: Autor

Como vemos los límites de esta ventana se definen a partir del intervalo RR previo de tal forma que la ventana se adapta a los cambios en dicho intervalo, para ser consecuentes con la relación causa-efecto y evitando la posible detección de una onda P. De esta forma la ventana seleccionada estará en dependencia de la frecuencia cardíaca y por tanto será diferente para situaciones extremas de taquicardia o bradicardia.

3.1.2.2. Identificación de la morfología de la onda T.

El tema del reconocimiento de la morfología de la onda T resulta particularmente Interesante ya que en la literatura consultada se trata poco este aspecto. Como se explicó con anterioridad, la onda T puede presentar distintas morfologías, aunque en general se definen cuatro morfologías básicas: monofásica positiva, monofásica negativa (T invertida), bifásica positiva-negativa y bifásica negativa-positiva. La figura 3.4 muestra estos tipos de ondas. En cada una de las cuatro morfologías representadas en la figura, el final de la onda Esta bien definido; Pero no puedo decir lo mismo para el pico de la onda T en las morfologías bifásicas.

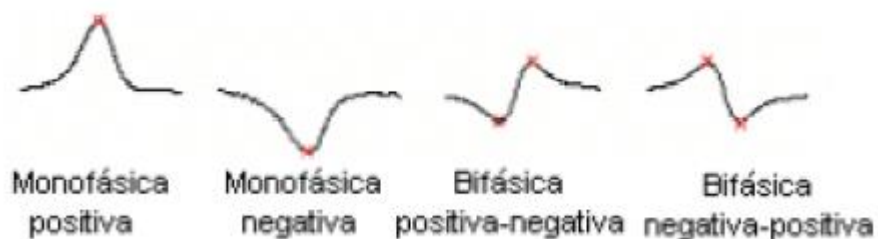


Figura 3. 4: Principales morfologías presentes en la onda T.
Elaborado por: Autor

3.1.2.3. Detección del punto T_m .

El método para detectar T_m por seguimiento de máximo, es quizás el más sencillo encontrado en la bibliografía examinada. Consiste, básicamente, en determinar el punto de extremo global (máximo o mínimo, en dependencia de la morfología de la onda T) de la señal filtrada, dentro de la ventana de búsqueda a que se hace referencia en el apartado anterior, establecida a priori. La figura 3.5 muestra el flujograma de seguimiento del máximo para la búsqueda del máximo de la onda T, el cual ayudara a comprender mejor el método implementado.

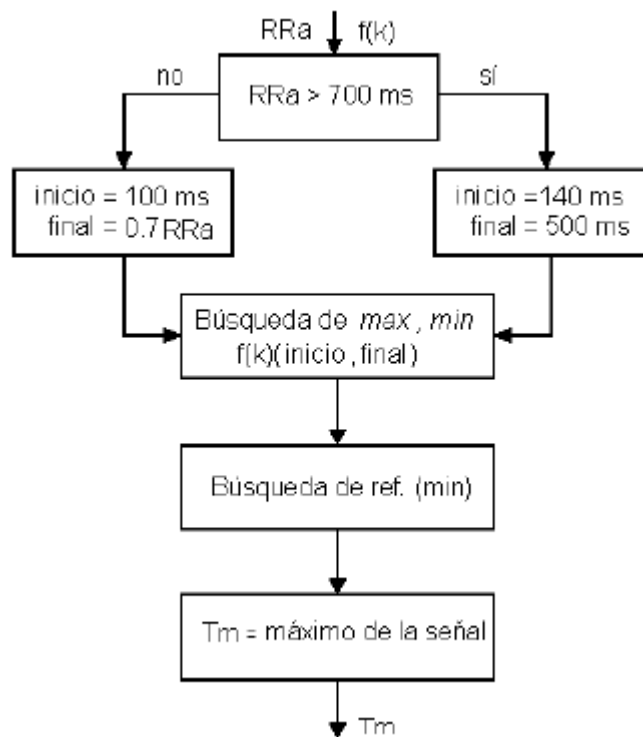


Figura 3. 5: Flujograma del algoritmo de seguimiento del máximo: $f(k)$ señal preprocesada, RRa : Intervalo RR anterior.

Elaborado por: Autor

Implementación del método.

La figura 3.6 muestra el esquema en bloques del método. Como se puede apreciar no se realiza ninguna transformación no lineal de la señal, el preprocesado incluye simplemente el filtro. Con la señal filtrada y los presuntos límites de búsqueda de la onda T (inicio y el final de la ventana de

observación) establecidos, podría pasarse directamente a determinar el máximo de la señal filtrada dentro de la ventana; pero en este caso, se establece un instante de referencia, a partir del cual se comienza la búsqueda del punto T_m .

Esta referencia (min), se define como la posición del mínimo de la señal procesada, en el intervalo de tiempo que cubre desde la posición del punto R, hasta el punto que marca el inicio de la ventana. Entonces, desde esta posición (min) y hasta el final de la ventana es que se rastrea la posición del verdadero máximo de la onda T.

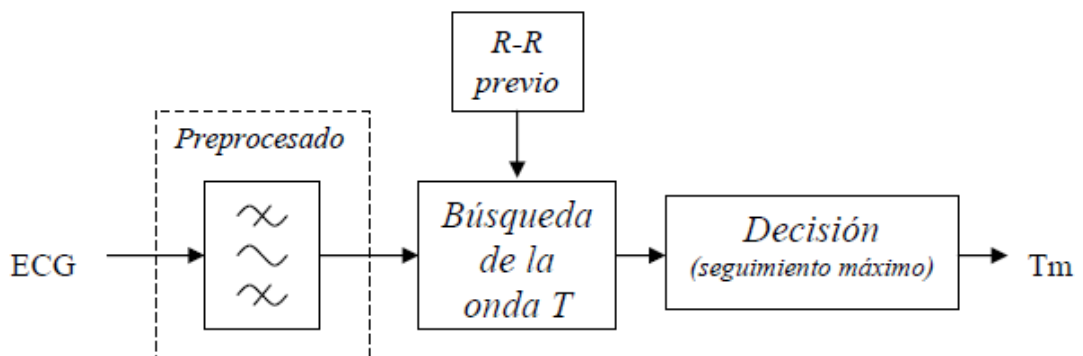


Figura 3. 6: Esquema en bloques del detector de T_m por seguimiento de máximo.
Elaborado por: Autor

Si no se establece tal referencia, puede darse el caso de que el máximo de T (T_m) se encuentre antes del comienzo de la ventana y de seguro se detectaría como máximo, un punto posterior a este, por supuesto de menor amplitud (ver figura 3.7).

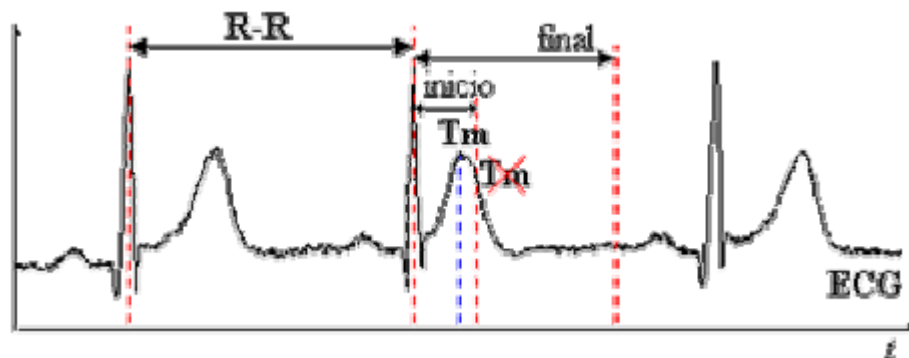


Figura 3. 7: Detección errónea de T_m por no establecer la referencia adecuada.
Elaborado por: Autor

3.1.2.4. Detección del final de la onda T (Te).

La detección de los máximos y mínimos (picos) de las ondas no necesita ningún algoritmo especial. Si se ha realizado un filtrado eficaz, detectar el máximo (pico) de una onda se reduce a saber en qué intervalo se debe buscar. En cambio, la detección de los inicios y finales de una onda necesita algoritmos más complejos. La detección de estos puntos ofrece problemas adicionales. Los criterios de decisión sobre donde se inicia o finaliza una onda son muy subjetivos. Por ejemplo, en el análisis de una onda T, distintos observadores posiblemente situarían su inicio en puntos distintos, dentro de un cierto margen. Por esta causa es difícil saber la exactitud de un algoritmo. Un nivel alto de ruido empeora todavía más esta situación.

Los segmentos isoeléctricos no son necesariamente horizontales. El punto más difícil de determinar con exactitud suele ser el final de la onda T porque su transición hacia el segmento isoeléctrico T-P puede ser muy suave. No se observa un cambio de tendencia brusco en la señal, sino una transición gradual. Este problema se acentúa en casos de ondas T bifásicas. En estas es muy difícil distinguir si la onda es realmente bifásica o si la curvatura del segmento T-P es causada por derivas de línea base o un filtrado defectuoso.

Obviamente el preprocesado debe incluir la diferencial discreta. La característica que distingue a este método es el hecho de que el umbral definido porta información de la velocidad de caída de la onda T y que las interferencias de baja frecuencia en la línea base tienen una pobre influencia debida al proceso de diferenciación. La principal desventaja del método es la utilización de un valor empírico para la determinación del final de la onda.

Un novedoso algoritmo se podría basar en buscar un tercer punto entre dos conocidos y fijos, de forma tal que el área del triángulo definido por el trío sea máxima. Por tanto, no requiere la elección de ningún umbral empírico. Infiere que no hay deriva de línea base, que los extremos (máximos o

mínimos) de las ondas en cuestión han sido determinados y que se han identificado algunos tramos de segmentos isoeeléctricos.

El método tiene la desventaja de que en inicios o finales de ondas muy suaves se produce una indeterminación en la detección del final de la onda, pues el triángulo tendrá en toda esa zona prácticamente la misma área. Para el presente trabajo se utilizará el método de los Trapecios para la determinación del punto T_e .

Características del método.

El método presupone el cálculo del área de un trapecio con vértices en (x_{max}, y_{max}) ; (x_{ref}, y_{max}) ; (x_{ref}, y_i) ; (x_i, y_i) ; (ver figura 3.8). El punto (x_i, y_i) es el que se desplaza por la señal entre (x_{max}, y_{max}) y (x_{ref}, y_i) . De esta forma se construye un trapecio rectángulo del cual se calculará el área, y es la que usaremos como parámetro de detección. Se define como el final de la onda T el punto para el cual el área del trapecio es mayor.

De esta forma el área de los trapecios con (x_i, y_i) próximos a los vértices del trapecio será mínima o prácticamente cero, y alcanzará su máximo valor alrededor del final de la onda, por lo que solo bastará con realizar un seguimiento del área máxima para determinar el punto deseado.

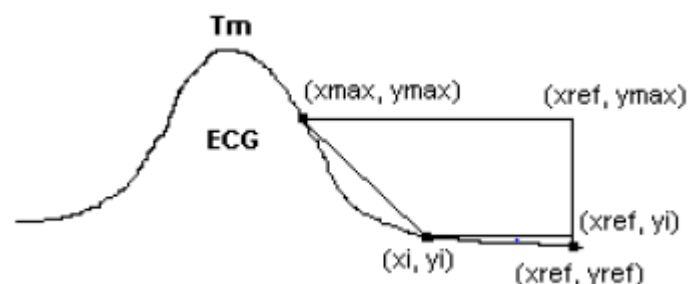


Figura 3. 8: Trapecio de área máxima.

Elaborado por: Autor

La fórmula del área del trapecio es:

$$A = 0.5(y_{max} - y_t)(2x_{ref} - x_t - x_{max})$$

Donde:

x_{max} : Abscisa del punto de mayor derivada.

y_{max} : Ordenada del punto de mayor derivada.

x_{ref} : Abscisa del punto de referencia.

y_{ref} : Ordenada del punto de referencia.

x_i : Abscisa del punto móvil.

y_i : Ordenada del punto móvil.

El punto x_{max} tomado como referencia no es el punto máximo de la onda, sino el punto de máxima (mínima) derivada, o sea, el de mayor pendiente. El método tiene la ventaja de que reúne un problema presente en el de áreas de triángulos y es precisamente el de la indeterminación del final de la onda Cuando se presenta una forma aplanada.

3.2. Obtención de parámetros cardíacos.

Identificados correctamente las posiciones de los puntos característicos en las señales ECG se procede a formar las series temporales descritas en el capítulo anterior con el objetivo de obtener indicadores del comportamiento del corazón para la detección de patologías cardíacas.

3.2.1. Variabilidad de la frecuencia cardíaca.

Existen diversos métodos para el análisis y caracterización cuantitativa de la serie RR. Los más sencillos y utilizados son los métodos estadísticos o temporales, los cuales caracterizan la serie a partir de medidas estadísticas como la media, la desviación estándar, etc. (González G., 1998; Marek, 1996)

La aplicación de estos métodos permite realizar la observación empírica de que a mayor variabilidad de la frecuencia cardíaca se asocia un estado más sano del sistema cardiovascular. En cambio, estos métodos son incapaces de separar cuánta variabilidad es debida a un cierto sistema (simpático, parasimpático, respiratorio, vasomotor, termorregulador, etc.), lo

cual puede lograrse, en cierta medida, con la aplicación de los métodos espectrales.

Estos métodos analizan y cuantifican el comportamiento de la serie RR a través de su espectro. El análisis espectral parte de la estimación de la densidad espectral de potencia (PSD), la cual se puede calcular usando un método no paramétrico (la transformada rápida de Fourier FFT) o paramétrico (basado en modelos auto regresivos, etc.).

La principal limitante de los métodos espectrales es que para que los resultados sean válidos, la serie RR debe ser estacionaria. Afortunadamente, esto es generalmente cierto en registros de corta duración. Otro importante inconveniente de todos estos métodos es que son muy sensibles a la presencia de artefactos.

Indicadores temporales.

El análisis de la VFC se realiza mediante indicadores. En (Marek, 1996) recomiendan algunos indicadores temporales y espectrales, los cuales han sido utilizados en este trabajo. Entre los indicadores temporales propuestos están los siguientes:

- SDNN: Desviación estándar del período cardíaco (en ms).
- SDSD: Desviación estándar de las diferencias latido ha latido (en ms).
- RMSSD: Raíz cuadrada de la media de la suma de los cuadrados de las diferencias entre intervalos RR adyacentes (en ms).
- pNN50: Relación (en por ciento) entre el número de veces que la diferencia entre los períodos cardíacos de un latido y el siguiente excede los 50 ms respecto a la cantidad de latidos.

La SDNN caracteriza la VFC independientemente de su velocidad de variación de la serie RR. La SDSD y RMSSD cuantifican la rapidez de los

cambios en la serie temporal RR. El inconveniente principal de estos indicadores es su sensibilidad a los artefactos. El índice pNN50 pretende resolver esto, pero en cambio tiene problemas de saturación para variabilidades muy pequeñas o muy altas.

En esta parte se propone el indicador SDSD10 que no tiene problemas de saturación y es robusto frente a artefactos:

- SDSD10: Desviación estándar de las diferencias latido ha latido eliminando simétricamente el 10% de las colas del histograma (en ms).

Siguiendo esta línea, se calcula el indicador SDNN10, que mejora la robustez de SDNN:

- SDNN10: Desviación estándar del período cardíaco eliminando simétricamente el 10% de colas del histograma (en ms).

Sin embargo, estos indicadores no tienen en cuenta las posibles asimetrías del histograma. Si los artefactos son sólo de un tipo (FP o FN, pero no ambos), el histograma resultante es asimétrico. Si se eliminan las colas del histograma simétricamente, se puede estar eliminando información útil.

Indicadores espectrales.

Para el análisis espectral se delimitan tres bandas de frecuencia: VLF (muy baja frecuencia, límite superior de 0.04Hz), LF (baja frecuencia, límites entre 0.04 y 0.15Hz) y HF (alta frecuencia, límites entre 0.15 y 0.4Hz). La actividad en la banda HF es debida a la excitación vagal (nervios vagos que llegan al corazón) mientras que la asociada a las bandas VLF y LF es debida a la interacción entre los sistemas simpático y parasimpático (vagal). (González G., 1998)

Los indicadores espectrales recomendados en (Marek, 1996) y calculados en el presente trabajo son los siguientes:

- PT: potencia total (en ms^2). Debe coincidir con la varianza de la serie RR.
- LFP: potencia en la banda LF (en ms^2).
- HFP: potencia en la banda HF (en ms^2).
- LF%: Relación (en por ciento) entre LFP y PT – VLFP, donde VLFP es la potencia en la banda VLF.
- LF/HF: Cociente LFP/HFP.

El índice LFHF es muy utilizado pues es un indicador de la interacción entre el sistema simpático y parasimpático. Un valor elevado de LF/HF es un indicador de peligro pues refleja un aumento de la actividad simpática y/o un descenso de la actividad vagal, es decir, una degradación de uno u otro sistema o ambos.

Hemos tomado de ejemplo a la serie RR para de alguna manera explicar el significado de estos indicadores, pero es válido aclarar que todos los indicadores temporales y espectrales definidos arriba y que son aplicados a la serie RR pueden también ser aplicados a la serie de los sonidos S1S1, obteniéndose resultados muy similares.

3.2.2. Variabilidad del intervalo de repolarización ventricular.

Los estudios sobre la variabilidad del QT resultan un tema relativamente novedoso, ya que las primeras publicaciones aparecen en la década del 90. El procedimiento consiste básicamente en cuantificar los cambios en el QT latido a latido y similarmente a como ocurre con los estudios de variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV) se aplican técnicas de análisis: temporales, espectrales, espectro-temporales y de dinámica no lineal.

En nuestro trabajo el análisis de la variabilidad de la VR se realiza mediante algunos indicadores estadísticos aplicados a las series de los

intervalos de tiempo RT_m y RT_e que como se explicó en el capítulo anterior constituyen aproximaciones del intervalo QT.

Esto es posible hacerlo pues, aunque la serie temporal que mejor describe el proceso de despolarización y repolarización ventricular es la serie QT, ya que representa todo el ciclo completo, los algoritmos para la detección de la onda Q, tienden a fallar frecuentemente y además la onda Q tiene una baja relación señal a ruido en comparación con la onda R, por lo que se suele estimar a esta última como el inicio del ciclo completo.

Si se intenta analizar este ciclo con la serie RT_e se comete un error de pequeña magnitud, pues solo se estaría despreciando el tiempo que va desde el inicio de la onda Q hasta el máximo de la onda R que en general es pequeño en comparación con la mayor parte del tiempo de repolarización ventricular.

También se suele hacer el análisis de la variabilidad de la VR con la serie RT_m , pues, aunque se comete un error equivalente al cometido con la RT_e , en ocasiones se decide escoger esta serie debido a que los algoritmos de cálculo estiman mejor la posición del máximo de la onda T que el final de la misma.

Estos indicadores son:

- La media o promedio (μ) de la serie RT_m o RT_e en ms.
- La desviación estándar de la serie RT_m o RT_e en ms.

Según la literatura consultada estos índices pueden presentar mayor error cuando la evaluación se hace manual en los registros de los electrocardiogramas convencionales (el registro se realiza durante algunos segundos sobre un papel) en comparación con la evaluación automatizada mediante una computadora personal.

En este último caso se pueden registrar tiempos mayores con una mayor frecuencia de muestreo, ya que el medio de almacenamiento es el disco duro de los ordenadores, cuya capacidad es elevada y permite registrar períodos largos de la señal.

La desventaja de los indicadores empleados aquí es su dependencia con los artefactos presentes en la señal, aunque en nuestro trabajo este problema se resuelve pues la herramienta implementada incluye una etapa de corrección de artefactos. Además, la desviación estándar por sí sola no ha demostrado ser una medida fiable para diagnosticar la variabilidad de la repolarización ventricular.

Para aumentar la sensibilidad en el diagnóstico, y dado que el RR es el mayor determinante del QT, se han obtenido índices a partir de: (a) la nueva serie obtenida al dividir, para cada latido, el valor de la serie QT (o alguna estimación) por el de la serie RR y (b) las series QT (o alguna estimación) y RR por separado.

El índice $QT-RR_{index}$ es un ejemplo sencillo de la variante (a) y se expresa como la media y la desviación estándar de la serie cociente QT/RR en intervalos de tiempo determinados; por ejemplo, durante el día o la noche. La utilidad de la serie QT/RR es obvia ya que relaciona ambos intervalos, pero al mismo tiempo presenta dos inconvenientes: (1) El intervalo RR suele dominar el cociente QT/RR y (2) los artefactos de cada serie (QT y RR) quedan reflejados en la nueva serie.

El índice de variabilidad normalizado (QTVI) es un ejemplo de la variante (b). Su obtención requiere un preprocesado que consiste en remuestrear a 4 muestras/s las series QT y RR y sustraer sus tendencias lineales en segmentos de 256 s. Las series QTF y RRF resultantes conservan las

componentes de mayor velocidad de variación, pero pierden las componentes de menor velocidad de variación, que serán las de bajas frecuencias.

La definición de QTVI en un segmento determinado expresa la relación logarítmica entre las variancias de ambos intervalos, normalizadas a los valores medios correspondientes elevados al cuadrado, según la expresión:

$$QTVI = \log \frac{SDQT_{F^2}/\overline{Q_{TF}^2}}{SDRR_{F^2}/\overline{RR_F^2}}$$

El índice QTVI es el promedio de los índices QTVI de todos los segmentos de 256 s en el registro total. Dicho índice no tiene en cuenta el efecto de las componentes de variación lenta pues son eliminadas al sustraer las tendencias lineales. Ello implica la pérdida de la información diagnóstica que aportan estas componentes. Por otra parte, dicho índice no es robusto frente a artefactos.

Para resolver las limitaciones descritas de la desviación estándar y las del índice QTVI se propone en (Vázquez S., Malleuve P., & Pallás A., 2003) un nuevo índice que relacione las variabilidades de los intervalos RT y RR para las componentes de variación rápida y lenta en ambas series. Este índice se define para las series RT (RTm y RTe) y se denomina índice de relación de desviaciones estándares SDRI (Standard Desviation Ratio Index, SDRI).

El índice SDRI se define como:

$$SDRI = 100 \times \left(\frac{SDRT_S}{SDRR_S} \right) \times \left(\frac{SDRT_F}{SDRR_F} \right)$$

Donde SDRTS (SDRTF) es la desviación estándar de la serie RT de variación lenta (rápida) y SDRRS (SDRRF) es la desviación estándar de la serie RR de variación lenta (rápida).

El índice SDRI se basa en descomponer las series RR y RT (ver figura 3.16) en cuatro nuevas series: dos de variaciones rápidas (RRF y RTF) y dos de variaciones lentas (RRS y RTS). Los pasos para calcular el SDRI son los siguientes:

- a) Obtención de las series de variación lenta RRS y RTS mediante ajuste polinomial de orden 5, en ventanas deslizantes no solapadas de 200 latidos. Suavizado de estas series resultantes con filtro de media de 10 latidos, deslizante en un latido.
- b) Obtención de las series de variación rápida RRF y RTF:
$$RR_F = RR - RR_S, RT_F = RT - RT_S$$
- c) Obtención de las medias de las desviaciones estándar, en ventanas de 200 latidos, para cada una de las cuatro series anteriores.
- d) Cálculo de SDRI mediante la expresión anterior.

La obtención de las señales de variación lenta mediante ajuste polinomial permite estimar las componentes de baja frecuencia de forma adaptativa para cada serie. Dado que el comportamiento frecuencial de las series RT y RR es en general diferente, si se intentara separar las componentes de variación lenta y rápida mediante filtrado pasa bajo, habría que estimar primero la frecuencia de corte del filtro respectivo para las series RT y RR.

Se ha demostrado en el trabajo de (Vázquez S. et al., 2003) que el índice SDRI es menor en sujetos sanos que en infartados ($p < 1,68 \times 10^4$ para el RTm y $p < 4,46 \times 10^4$ para el RTE) ó con cardiopatía isquémica sin infarto ($p < 3,23 \times 10^5$ para el RTm y $p < 0,02$ para el RTE).

Además, la respiración afecta el valor del SDRI, razón por la cual se propone registrar al paciente en períodos largos donde su respiración sea más o menos uniforme, como por ejemplo durante el período de sueño. (Vázquez S. et al., 2003)

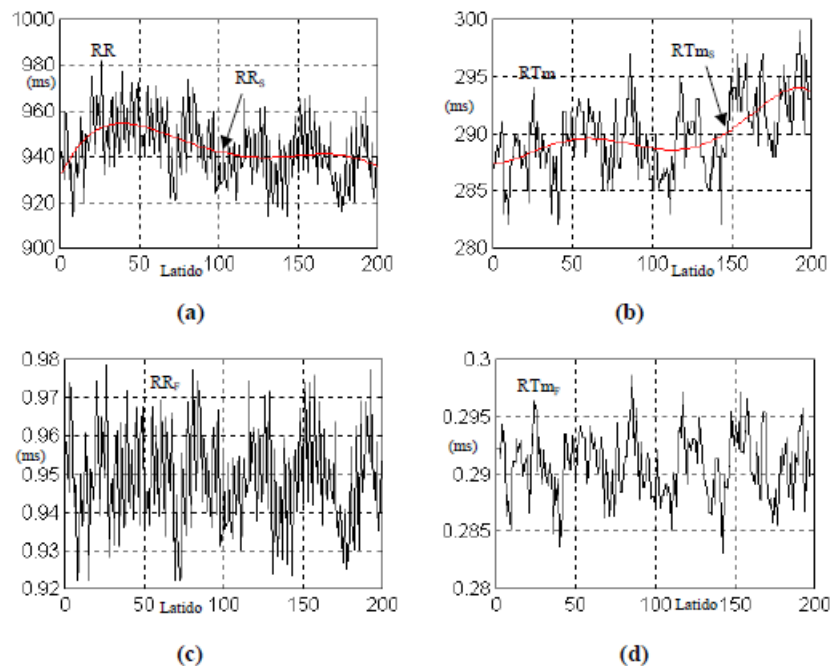


Figura 3. 9: Descomposición de las series RR y RTm para calcular el índice SDRI en cuatro nuevas series. (a) Series RR original y RR de variación lenta. (b) Series RTm original y de variación lenta. (c) Serie RR de variación rápida. (d) Serie RTm de variación rápida.

Elaborado por: Autor

3.2.3. Indicadores del comportamiento de los intervalos sistólicos y diastólicos.

La información diagnóstica que brinda el estudio de la sístole y la diástole en el ciclo cardíaco, se obtiene en el trabajo, por medio de parámetros estadísticos calculados a partir de la serie de los intervalos de tiempo entre sonidos S1 y S2 de un mismo ciclo cardíaco (serie S1S2) y la serie de los intervalos de tiempo entre sonidos S2 de un ciclo cardíaco y sonidos S1 del próximo ciclo cardíaco (serie S2S1).

Estos parámetros son:

- La media o promedio en milisegundos de las series de los intervalos de tiempo.
- La desviación estándar en milisegundos de las series de los intervalos de tiempo.

3.3. Discusión de los métodos.

Como los registros de PCG con que contamos son adquiridos con frecuencias de muestreo de 1 kHz o 2 kHz, entonces N (número de muestras con que se calcula la función de auto correlación) será igual a 10000 muestras o 20000 muestras según sea el caso, lo que se corresponde con un intervalo de análisis de 10 segundos, pues el período cardíaco promedio es de 1 segundo.

La función de auto correlación se analiza en el tiempo $\tau = K\Delta T$, y se adopta la función de auto correlación normalizada $R_{yy}(\tau) = R_{yy}(\tau)/R_{yy}(0)$ en vez de la función original $R_{yy}(\tau)$. La figura 3.10 muestra los resultados obtenidos al emplear los métodos propuestos.

En el caso del período respiratorio promedio, el número de muestras para calcular la función de auto correlación debe ser mayor que la cantidad de muestras empleadas para la obtención del período cardíaco, debido a que el período respiratorio es aproximadamente igual a seis veces el período cardíaco, es decir que $N = 60000$ muestras (para $f_s = 1$ kHz) o $N = 120000$ (para $f_s = 2$ kHz).

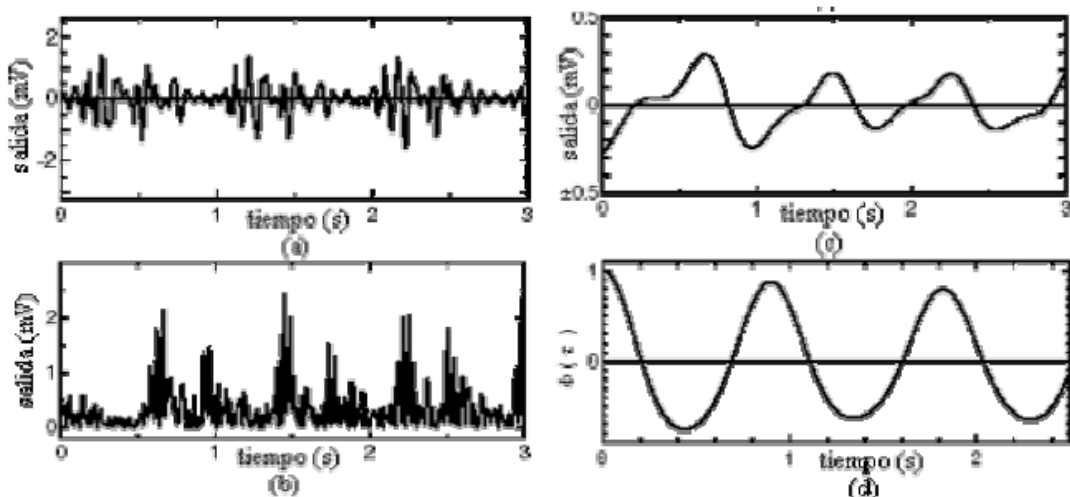


Figura 3. 10: Diagrama en flujos para la determinación del período respiratorio promedio.

Elaborado por: Autor

Conclusiones

1. Las señales electrocardiográficas tratadas en la fundamentación teórica fueron de gran importancia para el sustento del trabajo de titulación y de disponer de información relevante acerca de las derivaciones, características y efectos de artefactos en las señales ECG
2. Se demostraron los algoritmos para la caracterización de métodos y parámetros en la detección de ondas para diferentes señales biomédicas adquiridas en tiempo real, ya sea a través de la base de datos de Physionet.
3. Se evaluaron las variabilidades e indicadores del comportamiento de la detección de las señales cuyos métodos empleados arrojaron buenos resultados.

Recomendaciones

1. Análisis comparativo entre métodos de detección de ondas en señales ECG usando LabView.
2. Mejoramiento de las señales ECG utilizando filtros de respuesta infinita impulsional usando Simulink.

Bibliografía

- Almeida L., E. V. (2014). *Análisis de métodos y herramientas para el procesamiento de señales electrocardiográficas ambulatorias*. Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Guayaquil. Recuperado a partir de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/1897>
- ECGwaves. (2016, agosto 30). Clinical ECG interpretation: basic to advanced ECG / EKG reading. Recuperado el 2 de febrero de 2017, a partir de <https://ecgwaves.com/ekg-ecg-interpretation-p-qrs-t-st-j-point/>
- EKG. (2016). P wave Morphology [Free lessons, drills and quizzes.]. Recuperado el 2 de febrero de 2017, a partir de [//ekg.academy](http://ekg.academy)
- González G., M. A. (1998). *Estudio de la variabilidad del ritmo cardíaco mediante técnicas estadísticas, espectrales y no lineales* (Ph.D. Thesis). Universitat Politècnica de Catalunya. Recuperado a partir de <http://www.tdx.cat/handle/10803/6345>
- Gregg, R., Zhou, S., Lindauer, J., Helfenbein, E., & Giuliano, K. (2008). What is inside the electrocardiograph? *Journal of electrocardiology*, 41(1), 8–14.
- Heras S., M. A. (2013). *Contribución de las técnicas de procesamiento digital de señales en el diseño de filtros digitales*. Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, Guayaquil. Recuperado a partir de <http://repositorio.ucsg.edu.ec/handle/3317/534>

- Islam, M. K., Haque, A., Tangim, G., Ahammad, T., & Khondokar, M. (2012). Study and Analysis of ECG Signal Using MATLAB & LABVIEW as Effective Tools. *International Journal of Computer and Electrical Engineering*, 4(3), 404–408.
- Kothari, C., & Garg, G. (2014). *Research methodology: methods and techniques* (3ra ed.). New Age International.
- Kumar, N., Ahmad, I., & Rai, P. (2012). Signal Processing of ECG using MatLab. *International Journal of Scientific and Research Publications*, 2(10), 1–6.
- Lenis, G., Pilia, N., Loewe, A., Schulze, W., & Dössel, O. (2017). Comparison of Baseline Wander Removal Techniques considering the Preservation of ST Changes in the Ischemic ECG: A Simulation Study. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 1–13.
- Malmivuo, J., & Plonsey, R. (1995). *Bioelectromagnetism-Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press. Recuperado a partir de <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>
- Marek, M. (1996). Heart Rate Variability Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use | BibSonomy. *European Heart Journal*, 17, 354–381.
- Messaoud, M., Khelil, B., & Kachouri, A. (2009). Analysis and parameter extraction of P wave using correlation method. *The International Arab Journal of Information Technology*, 6(1), 40–46.

- Rodríguez G., A. (2014). *Análisis de la señal ECG (Electrocardiograma), reconociendo las ondas P y T y el complejo QRS usando la transformada Wavelet* (Proyecto Fin de Carrera). Universidad Pontificia Comillas, Madrid. Recuperado a partir de <https://www.iit.comillas.edu/pfc/resumenes/538c29b57849d.pdf>
- Sahoo, J. P. (2011). *Analysis of ECG signal for Detection of Cardiac Arrhythmias* (Tesis de Maestría). Recuperado a partir de <https://pdfs.semanticscholar.org/052a/c7455978ecf02dd1e5e70dd1df719167f216.pdf>
- Sibushri, G. (2014). Analysis of ECG Signals for Arrhythmia using MatLab. *International Journal of Innovative Research in Computer and Communication Engineering*, 2(1), 1093–1099.
- Srinagesh, M., Sarala, P., & Durga A., K. (2013). ECG Wireless Telemetry. *International Journal of Engineering and Innovative Technology*, 2(8), 75–78.
- Thalkar, S., & Upasani, D. (2013). Various Techniques for Removal of Power Line Interference From ECG Signal. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, 4(12), 12–23.
- Valluri, S. (2005). *Detection Of The R-wave In Ecg Signals. Paper 407.* (Electronic Theses and Dissertations). University of Central Florida.
- Vázquez S., C. R., Malleuve P., J. R., & Pallás A., R. (2003). Cuantificación de la variabilidad de la repolarización ventricular en pacientes con cardiopatía isquémica. *Revista Cubana de Medicina*, 42(5), 0–0.

Zhao, J., Li, M., Zhang, W., & Zheng, R. (2010). ECG signal adaptive filtering and QRS complex detecting method (pp. 869–872). IEEE. <https://doi.org/10.1109/BMEI.2010.5639903>

DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **Torres Villón, Gary Rolando** con C.C: # 092527231-2 autor del trabajo de titulación: Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG, previo a la obtención del título de **Magister en Telecomunicaciones** en la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil.

1.- Declaro tener pleno conocimiento de la obligación que tienen las instituciones de educación superior, de conformidad con el Artículo 144 de la Ley Orgánica de Educación Superior, de entregar a la SENESCYT en formato digital una copia del referido trabajo de titulación para que sea integrado al Sistema Nacional de Información de la Educación Superior del Ecuador para su difusión pública respetando los derechos de autor.

2.- Autorizo a la SENESCYT a tener una copia del referido trabajo de titulación, con el propósito de generar un repositorio que democratice la información, respetando las políticas de propiedad intelectual vigentes.

Guayaquil, 8 de noviembre de **2016**

f. _____

Nombre: **Torres Villón, Gary Rolando**

C.C: 092527231-2

REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA			
FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN			
TÍTULO Y SUBTÍTULO:	Caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG		
AUTOR(ES)	Torres Villón, Gary Rolando		
REVISOR(ES)/TUTOR(ES)	MSc. Córdova Rivadeneira, Luis Silvio; MSc. Zamora Cedeño, Néstor / MSc. Palacios Meléndez, Edwin Fernando		
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
FACULTAD:	Sistema de Posgrado		
PROGRAMA:	Maestría en Telecomunicaciones		
TÍTULO OBTENIDO:	Magister en Telecomunicaciones		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	06 de junio de 2017	No. DE PÁGINAS:	60
ÁREAS TEMÁTICAS:	Procesamiento Digital de Señales, Instrumentación Virtual		
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	Ondas, procesamiento, ECG, métodos, parámetros, derivaciones		
RESUMEN/ABSTRACT (150-250 palabras):			
<p>El trabajo de titulación de la maestría consiste en la aportación de la caracterización de métodos y parámetros de detección de ondas en señales ECG, cuyo tema está relacionado al procesamiento digital de señales. El reto del tema en mención, fue la búsqueda de información pertinente y relacionada con el procesamiento digital de señales ECG, para lo cual se revisaron repositorios de tesis, congresos y publicaciones de artículos en revistas indexadas. En el capítulo 1 se describen los antecedentes del proyecto, se plantean: definición del problema de investigación, objetivo general y específicos, hipótesis y metodología de investigación. En el capítulo 2 se realiza la descripción de los fundamentos teóricos de una señal ECG, incluyendo las derivaciones, características de las ondas, diagnósticos y de los efectos de artefactos en las señales ECG. En el capítulo 3 se analizan y evalúan los métodos y parámetros para la detección de ondas en señales ECG. Finalmente, se muestran las conclusiones y recomendaciones del trabajo realizado.</p>			
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
CONTACTO CON AUTOR/ES:	Teléfono: 0984311550	E-mail: gary_tv19@hotmail.com	
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN (COORDINADOR DEL PROCESO UTE):	Nombre: Manuel Romero Paz		
	Teléfono: 0994606932		
	E-mail: mromeropaz@yahoo.com		
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA			
Nº. DE REGISTRO (en base a datos):			
Nº. DE CLASIFICACIÓN:			
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):			