



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

**Comparación de métodos para la detección de punto R en la señal de
ECG**

AUTOR:

González Cevallos, Luis Andrés

Trabajo de Titulación previo a la obtención del grado de
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

TUTOR:

Zamora Cedeño, Néstor Armando

Guayaquil, Ecuador

15 de Marzo del 2017



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

CERTIFICACIÓN

Certificamos que el presente trabajo fue realizado en su totalidad por el Sr.
González Cevallos, Luis Andrés como requerimiento para la obtención del
título de **INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES**.

TUTOR

Zamora Cedeño, Néstor Armando

DIRECTOR DE CARRERA

Heras Sánchez, Miguel Armando

Guayaquil, a los 15 del mes de Marzo del año 2017



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

DECLARACIÓN DE RESPONSABILIDAD

Yo, **González Cevallos, Luis Andrés**

DECLARÓ QUE:

El trabajo de titulación “**Comparación de métodos para la detección de punto R en la señal de ECG**” previo a la obtención del Título de **Ingeniero 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 responsabilizo del contenido, veracidad y alcance del Trabajo de Titulación referido.

Guayaquil, a los 15 del mes de Marzo del año 2017

EL AUTOR

GONZÁLEZ CEVALLOS, LUIS ANDRÉS



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

AUTORIZACIÓN

Yo, **González Cevallos, Luis Andrés**

Autorizó a la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, la publicación, en la biblioteca de la institución del Trabajo de Titulación: “**Comparación de métodos para la detección de punto R en la señal de ECG**”, cuyo contenido, ideas y criterios son de mi exclusiva responsabilidad y total autoría.

Guayaquil, a los 15 del mes de Marzo del año 2017

EL AUTOR

GONZÁLEZ CEVALLOS, LUIS ANDRÉS

REPORTE DE URKUND

URKUND

Documento	Gonzalez Luis Final.docx (D26158306)
Presentado	2017-03-03 18:44 (-05:00)
Presentado por	fernandopm23@hotmail.com
Recibido	edwin.palacios.ucsg@analysis.orkund.com
Mensaje	Revisión Luis González Mostrar el mensaje completo 1% de esta aprox. 16 páginas de documentos largos se componen de texto presente en 1 fuentes.

Lista de fuentes	Bloques
Categoría	Enlace/nombre de archivo
	ProyectoTitulacionEscalante.docx
	http://docplayer.es/26094589-Universidad-...
	http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/...
	http://es.heart.erasmusnursing.net/content... <input checked="" type="checkbox"/>
	http://doi.org/10.1109/10.43620

Reiniciar Exportar Compartir

0 Advertencia

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL
FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA

DE INGENIERÍA

EN TELECOMUNICACIONES

TEMA:

Comparación de métodos para la

detección de punto R en la señal de ECG

AUTOR: González Cevallos, Luis Andrés

Trabajo de Titulación previo a la obtención del grado de
INGENIERO EN TELECOMUNICACIONES

DEDICATORIA

A ti, a la única persona en este mundo que siempre estará conmigo en las buenas y en las malas, para ti, que siempre nos miras con los mismos ojos y dices que somos lindos y hermosos, los más inteligentes y talentosos, casi sin defectos. Eres una mujer que me llena de orgullo, te amo y no habrá manera de devolverte todo lo que me has ofrecido. Esta tesis es un logro más que puedo llevar a cabo, y también poder decir que te he cumplido al menos un sueño, y sin lugar a dudas es gracias a ti. No sé en dónde estaría de no ser por tu ayuda, tu amor y apoyo incondicional.

Te agradezco infinitamente. ***Rocío Cevallos Miranda.***

EL AUTOR

GONZÁLEZ CEVALLOS, LUIS ANDRÉS

AGRADECIMIENTO

A Dios, que me ha dado la fortaleza para seguir, y darme la oportunidad de obtener otro triunfo personal, darme salud y entendimiento para lograr esta meta.

De igual manera a mi madre que me ha acompañado durante todo mi trayecto estudiantil y de vida, a mi hermana Cristina, a Carlos, mis abuelos y tíos, que de alguna manera aportaron para este logro que de alguna manera u otra celebran mi éxito.

Al hombre que me dio la vida, a pesar de haberlo perdido a muy temprana edad, ha estado junto a mi abuela y tío cuidándome y guiándome desde el cielo.

A Jennifer Pompeo, tu ayuda ha sido fundamental. Este proyecto no fue fácil, pero estuviste motivándome y ayudándome hasta donde tus alcances te lo permitían, te lo agradezco mucho, amor

A la Universidad Católica de Santiago de Guayaquil, y a la Facultad de Educación Técnica para el Desarrollo, por haberme aceptado para ser parte de ella y abierto las puertas a su seno científico.

A los ingenieros Néstor Zamora y Edwin Palacios quienes se tomaron el arduo trabajo de transmitirme sus diversos conocimientos y sabios consejos para lograr mi meta.

A los demás profesores, por su dedicación y valiosa colaboración y sabios consejos para lograr mi meta.

A todos mis amigos, compañeros, conocidos y personas especiales en mi vida, este nuevo logro es en parte gracias a ustedes, que en un principio parecía una tarea titánica e interminable, por su apoyo y consejos, hicieron esta experiencia una de las más especiales.

Dios les pague a todos y todas aquellas personas que a lo largo de mi vida han contribuido conmigo.

EL AUTOR

GONZÁLEZ CEVALLOS, LUIS ANDRÉS



**UNIVERSIDAD CATÓLICA
DE SANTIAGO DE GUAYAQUIL**

FACULTAD DE EDUCACIÓN TÉCNICA PARA EL DESARROLLO
CARRERA DE INGENIERÍA EN TELECOMUNICACIONES

TRIBUNAL DE SUSTENTACIÓN

f. _____
ZAMORA CEDEÑO NÉSTOR ARMANDO
TUTOR

f. _____
HERAS SÁNCHEZ MIGUEL ARMANDO
DIRECTOR DE CARRERA

f. _____
PALACIOS MELÉNDEZ EDWIN FERNANDO
COORDINADOR DE TITULACIÓN

Índice General

Índice de Figuras	XI
Índice de Tablas.....	XIII
Resumen	XIV
CAPÍTULO 1: Generalidades del Trabajo de Titulación.....	2
1.1. Introducción.....	2
1.2. Antecedentes.	3
1.3. Definición del Problema.....	4
1.4. Justificación.....	4
1.5. Objetivos.	4
1.5.1. Objetivo General.....	4
1.5.2. Objetivos Específicos.	5
1.6. Hipótesis.....	5
1.7. Metodología de investigación.....	5
CAPÍTULO 2: Fundamentos teóricos del corazón humano y las arritmias cardiacas.....	7
2.1. Fisiología del corazón	7
2.2. Arritmias cardiacas.....	15
2.2.1. Arritmias sinusal respiratoria (ASR)	16
2.2.2. Latidos prematuros o extrasístoles.....	17
2.2.3. Flutter y Fibrilación ventricular.....	19
2.2.4. Flutter y fibrilación auricular.....	21
2.2.5. Latidos de fusión	22

CAPÍTULO 3: Implementación en Matlab de dos métodos para detectar onda R y comparación de los mismos.....	24
3.1. IDE Matlab.....	24
3.2. Cargar señales de la base de datos Physionet.	25
3.3. Implementación del método basado en umbralización para la detección de onda R en el ECG.	29
3.4. Implementación del método basado en primera derivada para la detección de onda R en el ECG.	32
3.5. Comparación de los métodos ante varios tipos de ruido.	35
CAPÍTULO 4: Conclusiones y Recomendaciones.	44
4.1. Conclusiones.....	44
4.2. Recomendaciones.....	45
Bibliografía.....	46

Índice de Figuras

Capítulo 2

Figura 2. 1: Estructura interna del corazón y dirección del flujo sanguíneo. ...	8
Figura 2. 2: Triángulo de Einthoven para derivaciones bipolares DI, DII y DIII. HD: hembra derecho, HI: hombro izquierdo, P: pubis.....	13
Figura 2. 3: ECG normal, registro 103 de la QT Database.	14
Figura 2. 4: Ocurrencia aislada de extrasístole (registro 119 MIT-BIT Arrhythmia Database).....	18
Figura 2. 5: Ritmo Trigémico (registro 208 MIT-BIT Arrhythmia Database)... ..	18
Figura 2. 6: Taquicardia ventricular (registro 207 MIT-BIT Arrhythmia Database).	19
Figura 2. 7: Flutter ventricular (registro 207 MIT-BIT Arrhythmia Database). ..	20
Figura 2. 8: Flutter auricular (registro 202 MIT-BIT Arrhythmia Database). ...	21
Figura 2. 9: Ocurrencia de latidos de fusión F (registro 208 MIT-BIT Arrhythmia Database).....	22

Capítulo 3

Figura 3. 1: Gráfica del segmento de la señal con los puntos R.	27
Figura 3. 2: Gráfica de los ciclos cardiacos de la señal en 3D.....	27
Figura 3. 3: Gráfica de los ciclos cardiacos en una especie de espiral.....	28
Figura 3. 4: ECG normal, línea roja que muestra el umbral fijado en 1 ua... ..	30
Figura 3. 5: Código de programación en MatLab para la detección de onda R por umbralización en el ECG.	31
Figura 3. 6: Detección de onda R por umbralización en el ECG.....	32
Figura 3. 7: Señal de ECG (azul) y su primera derivada (rojo). La línea discontinua verde muestra como el cruce por cero de la derivada coincide con el pico R en el eje de las muestras (registro sel100 QT Database).	33
Figura 3. 8: Código de programación en MatLab para la detección de onda R por mediante el método basado en la primera derivada.	34

Figura 3. 9: Detección de onda R por primera derivada en el ECG	35
Figura 3. 10: Detección de onda R por umbralizacion en el ECG,	39
Figura 3. 11: Detección de onda R por primera derivada en el ECG,	40
Figura 3. 12: Detección de onda R por umbralización en el ECG, en presencia de ruido de red eléctrica (registro sel103 QT Database).	42
Figura 3. 13: Detección de onda R por primera derivada en el ECG,	43

Índice de Tablas

Capítulo 3

Tabla 3. 1: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo de umbralización.....	36
Tabla 3. 2: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo basado en la primera derivada	37
Tabla 3. 3: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo de umbralización, con ruido de deriva de línea base.	38
Tabla 3. 4: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo basado en la primera derivada, con ruido de deriva de línea base.	38
Tabla 3. 5: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo de umbralización, con ruido de red eléctrica.....	41
Tabla 3. 6: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo basado en la primera derivada, con ruido de red eléctrica.....	41

Resumen

En este trabajo de titulación se realiza la implementación de una interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada bajo la plataforma de simulación MatLab que permite cargar señales de electrocardiograma de la base de datos Physionet las cuales se encuentran en formato wfdb, estas señales son convertidas al formato mat nativo de Matlab utilizando la herramienta wfdbtool disponible en el sitio web de Physionet. La herramienta cuenta con la opción de eliminar los ruidos de altas y bajas frecuencias presentes en la señal de electrocardiograma a través de filtros tipo IIR de Butterworth de cuarto orden. El filtraje realizado sigue las normas internacionales establecidas por la agencia *American Heart Association*. Durante el presente trabajo de titulación también fueron estudiadas las bases teóricas de las señales de electrocardiograma (ECG), los ruidos que presenta, las técnicas de filtrado utilizadas para el procesamiento digital de estas señales entre otros aspectos teóricos relativos al tema.

Palabras claves: ECG, MATLAB, PHYSIONET, FILTROS DIGITALES, RUIDO, PROCESAMIENTO.

CAPÍTULO 1: Generalidades del Trabajo de Titulación

1.1. Introducción

Según datos de la Organización Mundial de la Salud (World Health Organization, 2014) las enfermedades cardiovasculares son la principal causa de muerte súbita en muchos países. El número de casos de muerte cardíaca súbita por año ha aumentado debido a los hábitos sedentarios adquiridos por la población y el consumo de alimentos que afectan el correcto funcionamiento del corazón.

La mayoría de los casos de muerte cardíaca súbita ocurre sin la presencia de algún síntoma previo (World Health Organization, 2014). Algunas arritmias no letales, por ejemplo, extrasístoles ventriculares y algunas enfermedades cardíacas están relacionadas con la muerte cardíaca súbita por lo que el tratamiento preventivo y el correcto diagnóstico de estas arritmias cardíacas son eficientes en la reducción de riesgos para el paciente. La detección precoz de estas enfermedades cardíacas o arritmias puede prolongar y ayudar a aumentar la calidad de vida de un individuo a través del tratamiento adecuado.

El electrocardiograma (ECG) es un registro de la actividad eléctrica del corazón por medio de un procedimiento no invasivo, de alto valor en el diagnóstico de enfermedades y además de bajo costo (Barrett, 2013). Por

las razones anteriormente mencionadas el ECG es muy utilizado en el diagnóstico de arritmias, análisis de la condición de isquemia del miocardio y para la comprobación de regiones afectadas por un posible infarto.

1.2. Antecedentes.

La monitorización continua del ECG resulta en una gran cantidad de datos, aproximadamente 100.000 latidos cada 24 horas (Barrett, 2013). Un análisis visual de la señal consumiría mucho tiempo y el reconocimiento de anomalías no es trivial ya que la señal es contaminada por diferentes tipos de ruidos (muscular, electromagnético, derivas de línea base, etc.) (Friesen et al., 1990) y presentar variabilidad morfológica de un individuo a otro e incluso en un mismo individuo en dependencia de la colocación de los electrodos (Fernandez & Pallas-Areny, 1992).

Los sistemas computacionales pueden minimizar la complejidad del análisis de la señal de ECG y brindan una herramienta automatizada de apoyo al diagnóstico como soluciones inteligentes para los pacientes en riesgo de padecer una muerte cardiaca súbita. En los centros de monitorización de las señales vitales, en los equipos médicos más avanzados son empleados varios algoritmos de evaluación del ECG, disparando alarmas cuando una anomalía es detectada.

1.3. Definición del Problema.

Los métodos de procesamiento de señales biomédicas en la carrera de Ingeniería en Telecomunicaciones no son abordados. Específicamente, el procesamiento de señales ECG no existen trabajos de titulación en la que se realice la detección del punto R de un ECG. De acuerdo a lo explicado, surge la necesidad de realizar la comparación de métodos para la detección de punto R en la señal de ECG.

1.4. Justificación.

Para la comparación de métodos de para la detección de punto R en la señal de ECG se requiere la implementación de algoritmos, para lo cual es necesario utilizar la plataforma de simulación MatLab. Con esta herramienta se logrará incentivar a que los estudiantes de la Carrera de Ingeniería en Telecomunicaciones puedan desarrollar futuros trabajos de titulación.

1.5. Objetivos.

Dada la alta importancia que tiene el análisis de las señales de ECG para la detección temprana de condiciones cardiacas que pueden conducir a una muerte cardiaca súbita, el **objetivo general** del presente trabajo es:

1.5.1. Objetivo General

Desarrollar la implementación en MatLab de 2 técnicas para la detección de pico R en la señal ECG y la comparación de los mismos.

1.5.2. Objetivos Específicos.

Los objetivos específicos son:

- Describir los fundamentos teóricos sobre las señales de ECG.
- Estudiar las técnicas de detección de pico R basado en umbral y en la primera derivada.
- Implementar en Matlab de las técnicas estudiadas mediante el análisis de las señales de los métodos de detección de señales ECG.

1.6. Hipótesis.

Si son investigados e implementados métodos para la correcta detección de onda R en señales de ECG, esto contribuirá a minimizar la complejidad del análisis de la señal de ECG y brindar una herramienta automatizada de apoyo al diagnóstico.

1.7. Metodología de investigación.

El presente trabajo de titulación aborda la metodología de adquisición de señales electrocardiográficas. Durante la detección de la onda R en señales ECG se utiliza la base de datos de PhysioNet y se implementa dos métodos basados en la umbralización y primera derivada. El tipo de investigación es: (a) descriptiva, porque describe los fundamentos teóricos del corazón humano y las arritmias cardiacas; (b) exploratoria, porque realiza la búsqueda de información relacionado a la detección de onda R; y (c)

explicativa, porque explica en MatLab la programación de los dos métodos utilizados en la detección de onda R en señales ECG.

Finalmente, se realiza un análisis comparativo en forma gráficas de cada uno de los dos métodos de detección de onda R en señales ECG previamente guardadas en la base de datos de PhysioNet.

CAPÍTULO 2: Fundamentos teóricos del corazón humano y las arritmias cardíacas.

En este capítulo se presentan los conceptos relacionados a la actividad cardíaca desde el punto de vista fisiológico, también serán tratadas varios tipos de arritmia y sus eventos fisiológicos asociados.

2.1. Fisiología del corazón

El corazón actúa como una bomba pulsante, siendo capaz de impulsar volúmenes variados de sangre, tiene mecanismos autonómicos de control para la atención de los tejidos del organismo.

El corazón está dividido en 2 sectores: auricular y ventricular. Este agrupamiento se debe principalmente al tipo de células en el músculo cardíaco, las cuales permiten la propagación de potenciales eléctricos sin la necesidad de la sinapsis a través de neuro-transmisores. Los 2 sectores están separados por un tejido conjuntivo fibroso y denso. La única vía de conducción es el nodo auriculo-ventricular (AV), que es un sistema de conducción especializado que al inducir un retraso en la conducción del estímulo lo que viabiliza el bombeo coordinado de la sangre por el corazón.

En el corazón existen cuatro cámaras (aurícula derecha, aurícula izquierda, ventrículo derecho y ventrículo izquierdo), separadas dos a dos

por paredes comunes. Las dos cámaras derechas son separadas por la válvula tricúspide y las dos cámaras izquierdas están separadas por la válvula mitral. En la figura 2.1 se muestra la estructura del corazón y la dirección del flujo sanguíneo por medio de las cámaras y válvulas cardiacas.

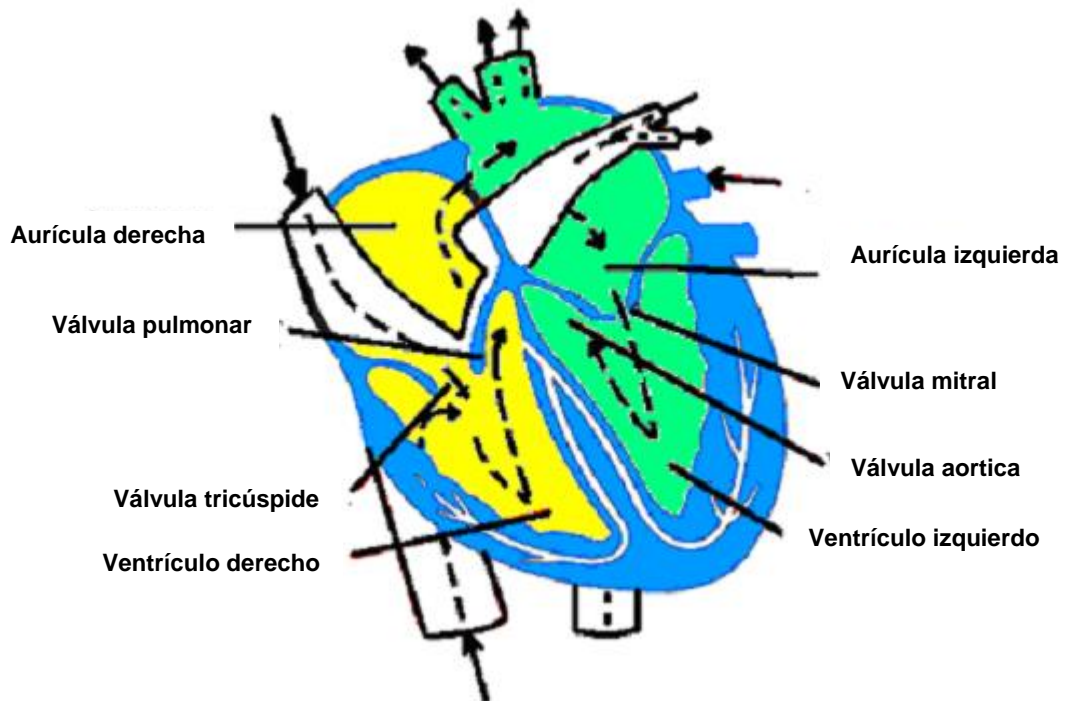


Figura 2. 1: Estructura interna del corazón y direccion del flujo sanguineo.

Elaborado por: Autor.

La función de las válvulas es direccionar el flujo sanguíneo en el interior de las cavidades del corazón y de ahí para las arterias. La sangre venosa (rica en gas carbónico) llega a la aurícula derecha y por medio de la válvula tricúspide pasa al ventrículo derecho que la impulsa hacia los pulmones durante la contracción o sístole para el intercambio gaseoso. Durante la dilatación de los ventrículos o diástole, la sangre arterial (rica en oxígeno) entra a la aurícula izquierda, en la contracción de esta, la sangre es enviada

al ventrículo izquierdo pasando a través de la válvula mitral donde es bombeada a la circulación periférica a través de la arteria aorta.

El miocardio es la parte intermedia del musculo cardiaco que contiene un 99% de células contráctiles y un 1% de células especializadas del sistema de conducción, que presentan despolarización espontanea. La función cardiaca está relacionada a las características de esas células: automatismo, ritmo, contractibilidad y conductibilidad.

El automatismo se refiere a la capacidad de una célula dada de generar potenciales de acción de forma espontánea o impulsos eléctricos y ritmo establece la frecuencia y la regularidad de la actividad. El potencial de acción es resultado de una oscilación transitoria del potencial de membrana, el potencial e reposo de las células, con alteraciones en la permeabilidad que a su vez define las concentraciones de iones de potasio, sodio y calcio (K^+ , Na^+ , Ca^{2+}) en el medio intracelular y extracelular.

Este comportamiento proporciona un sistema de excitación que controla la generación de los latidos del corazón. El automatismo está presente principalmente en las células excitadoras del nodo sino-auricular (SA). El nodo SA es el sitio natural de la generación de potenciales de acción, y por lo tanto llamado el marcapasos fisiológico del corazón. En un individuo adulto normal, el nodo SA produce aproximadamente el 70 por

minuto. Otras células también exhiben automaticidad y situaciones atípicas generan impulsos con menos frecuencia 40 a 60 impulsos eléctricos por minuto al nodo AV y de 20 a 40 pulsos por minuto en las fibras de Purkinje.

Las células del musculo cardiaco, presentan, en reposo, un comportamiento de un dipolo eléctrico, siendo despolarizadas cuando un impulso eléctrico es aplicado en la membrana celular. La propagación del estímulo es facilitada por las células especiales de conducción existentes en el tejido cardiaco, que aumentan la conductibilidad gracias a que reducen la resistencia eléctrica en la membrana celular.

La velocidad de propagación del potencial de acción depende de varios factores interrelacionados: resistencia eléctrica, capacidad eléctrica, diámetro de las fibras, periodo refractario y el tipo de respuesta de la célula. Como la resistencia eléctrica de la membrana celular es alta, el impulso se tiende a propagar a lo largo de las células no transversalmente a la membrana. Células con mayor diámetro presentan una mayor velocidad de conducción. La membrana posee capacitancia eléctrica y por tanto una corriente de despolarización no es capaz de modificar el potencial instantáneamente.

El período refractario absoluto (PRA) antecede que una vez despolarizada la célula no responde a ningún estímulo hasta que el potencial

de membrana se encuentre nuevamente con valores entre -50 mV a -55 mV. El período refractario relativo (PRR) es un intervalo de tiempo durante el cual el estímulo produce un potencial de acción. Solamente para los PRA la célula presenta una mejor respuesta al potencial de acción a través del musculo cardiaco.

Adicionalmente se tiene células de respuestas rápidas (fibras contráctiles y sistemas especializados en las aurículas y los ventrículos) y células de respuesta lenta (nodo SA, nodo AV y eje de His). Ambos tipos de células asumen papeles fundamentales en el proceso de propagación del impulso.

El ciclo cardiaco es definido con base en la conducción del impulso en el musculo cardiaco: iniciando en el nodo SA, se propaga preferentemente por los ejes inter-nodales, activa las aurículas y alcanza el nodo AV, donde sufre un retardo en la conducción imprescindible para el llenado de los ventrículos (sístole) y para la contracción auricular (diástole). La velocidad de conducción aumenta nuevamente cuando el estímulo pasa por el eje de His y alcanza su máxima velocidad cuando alcanza las fibras de Purkinje.

El proceso se extiende a todo el miocardio ventricular, avanzando fibra a fibra, en forma de un frente de ondas de despolarización. La excitación se extingue cuando un potencial de acción dado colisiona con otro que llega a

ese punto a través de otro camino, siendo ese acontecimiento fundamental para la naturaleza clínica de la actividad eléctrica del corazón.

El electrocardiograma (ECG) es el registro de la actividad eléctrica del corazón y refleja la respuesta de un conjunto de células al potencial de acción generado en algún sitio de automatismo, normalmente el nodo SA. El electrocardiógrafo es un instrumento capaz de medir las variaciones del potencial eléctrico en diversos puntos de la superficie del cuerpo humano, causados por la actividad cardíaca. Son usados electrodos de superficie y la disposición física de los mismos define una derivación.

El sistema de derivaciones para el ECG fue concebido por el holandés Willem Einthoven y asume que la suma de dos vectores de toda la actividad eléctrica cardíaca está en un triángulo equilátero (centro eléctrico del corazón), cuyos vértices están localizados en el hombro izquierdo, hombro derecho y en la región púbica.

Este triángulo, denominado Triángulo de Einthoven con lados DI, DII, DIII y define las derivaciones bipolares del plano frontal, tal como se muestra en la figura 2.2.

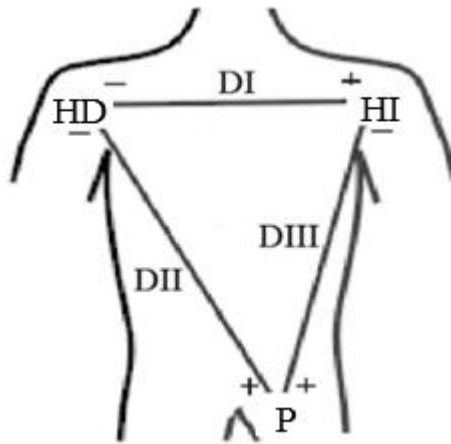


Figura 2. 2: Triángulo de Einthoven para derivaciones bipolares DI, DII y DIII. HD: hombro derecho, HI: hombro izquierdo, P: pubis.
Elaborado por: Autor.

En la práctica, los electrodos son conectados a los antebrazos derecho e izquierdo. De modo similar, la pierna representa una extensión de las derivaciones del pubis, por lo que el tercer electrodo es conectado encima del tobillo izquierdo.

La orientación de las derivaciones bipolares DI, DII, DIII, establecidas por Einthoven fue basada en la Segunda Ley de Kirchhoff (o ley de las corrientes). La aplicación de esa ley hace válida una relación $DI + DIII = DII$, o sea el potencial eléctrico de una de esas derivaciones bipolares puede ser obtenido matemáticamente, por la suma de los potenciales conocidos de las otras derivaciones.

Otras derivaciones fueron creadas con base en las derivaciones bipolares del plano frontal. Es de fundamental importancia el conocimiento

de la derivación utilizada en el registro del ECG, pues las anomalías en la contracción del músculo cardíaco o en la conducción del impulso alteran de forma diferente los patrones electrocardiográficos de las diferentes derivaciones.

En este trabajo normalmente (a menos que se indique lo contrario) la derivación DII con los electrodos fijados en la región torácica. En la figura 2.3 se muestra la señal de ECG de un ciclo cardíaco normal obtenido a través de la derivación torácica bipolar DII.

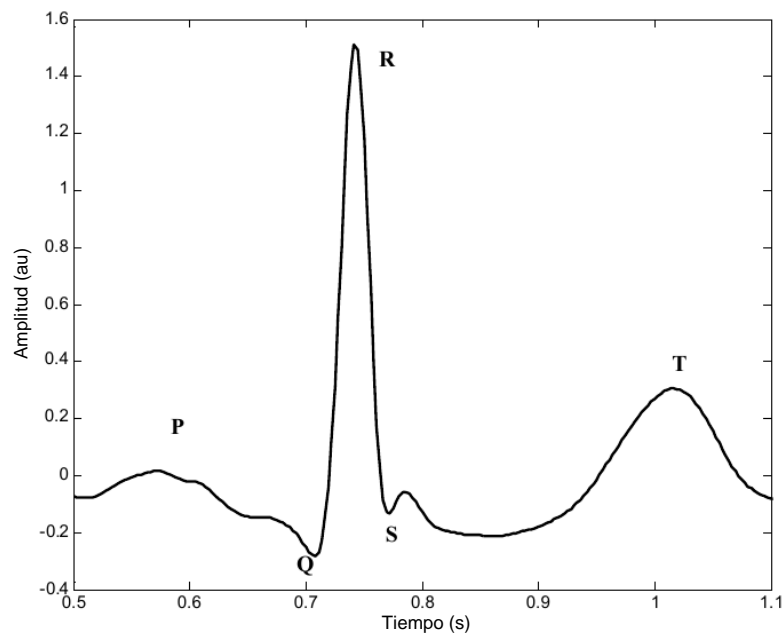


Figura 2. 3: ECG normal, registro 103 de la QT Database.
Elaborado por: Autor.

Un ECG normal presenta todas las ondas P, Q, R, S e T, definiendo tres eventos principales: la despolarización y contracción auricular (onda P), repolarización auricular y simultáneamente la contracción ventricular

(complejo QRS) y la repolarización ventricular (onda T). El intervalo o segmento PR corresponde al retraso en la conducción del estímulo en el nodo AV, para permitir la ejecución completa de la sangre en las aurículas hacia los ventrículos.

La onda R, generalmente tiene una amplitud superior a las demás ondas del ECG. Al final de la onda T ocurre el relajamiento de los ventrículos (diástole ventricular), donde los tejidos pueden responder nuevamente a un impulso eléctrico. En la mayoría de las derivaciones, la onda T está orientada en el mismo sentido en la misma dirección que el complejo QRS, con relación a la línea isoeletrica, caracterizando que el proceso de repolarización ocurre en dirección contraria al de despolarización.

2.2. Arritmias cardiacas

Las arritmias son disturbios en la generación del impulso cardiaco, como consecuencia de las alteraciones de automatismo, o problemas en la conducción del propio impulso. Desde el punto de vista fisiológico, las arritmias cardiacas son resultantes de la ocurrencia aislada o combinada de los siguientes eventos (Murgatroyd, 2002):

- Anormalidades en el ritmo del marcapasos natural (nodo SA);
- Función de marcapasos ejecutada por otras regiones del corazón (latidos ectópicos);

- Bloqueo de diferentes puntos en la conducción del impulso a través del corazón;
- Conducción del impulso por vías alternativas.
- Generación espontánea de impulsos espurios en otras regiones del corazón (latidos ectópicos).

Como resumen podemos decir que una arritmia se debe a que el generador de impulsos cardiacos (nodo SA) y/o el sistema de conducción especializado (nodo AV), presentan comportamientos atípicos o son bloqueados por la ocurrencia de una despolarización de origen ectópica. El ECG, bajo situación de arritmias, presenta una alteración temporal y morfológica. En esta sección serán tratadas algunas arritmias que pueden ser detectadas a partir de un detector de punto R. Las figuras presentadas son elaboradas con el software Matlab y son señales de la MIT-BIH Arrhythmia Database (Moody & Mark, 2001).

2.2.1. Arritmias sinusal respiratoria (ASR)

Es un evento asociado con el ciclo respiratorio, corresponde a la variación cíclica de los latidos cardiacos a través del nodo SA y sincronizada con la respiración. Presenta un aumento de la frecuencia cardiaca al final de la inspiración y disminución de la misma al final de la expiración. Desde un punto de vista clínico, este tipo de arritmia no presenta riesgos para la vida humana.

Es común en personas jóvenes tendiendo a disminuir en la edad adulta. Al contrario de las demás arritmias, la arritmia sinusal es una manifestación del buen funcionamiento de los mecanismos de control autonómico que regulan la actividad cardiaca. El ECG, bajo condiciones de ASR, presenta oscilaciones en la línea base (Murgatroyd, 2002).

2.2.2. Latidos prematuros o extrasístoles

La extrasístole se caracteriza por una exacerbación de la excitabilidad de algunas regiones del musculo cardiaco, pudiendo ocurrir incluso con el automatismo normal.

La extrasístole anticipa un latido normal y produce una onda de despolarización ectópica que ocurre después del periodo refractario. Dependiendo de su origen, presentan un intervalo de tiempo invariable entre el latido normal y el latido extra-sistólico. En el ECG se registra una pausa después de la ocurrencia de un latido extra-sistólico denominada pausa compensatoria, que muestra la imposibilidad de propagación del estímulo sinusal, bloqueado por la despolarización ectópica (Wartak & Treviño, 1985).

En la figura 2.4 se muestra una señal de ECG con una ocurrencia aislada de extrasístole. Mientras que en la figura 2.5 se muestra un ECG que presenta un ritmo trigémino, en el cual una extrasístole ocurre después de dos latidos normales.

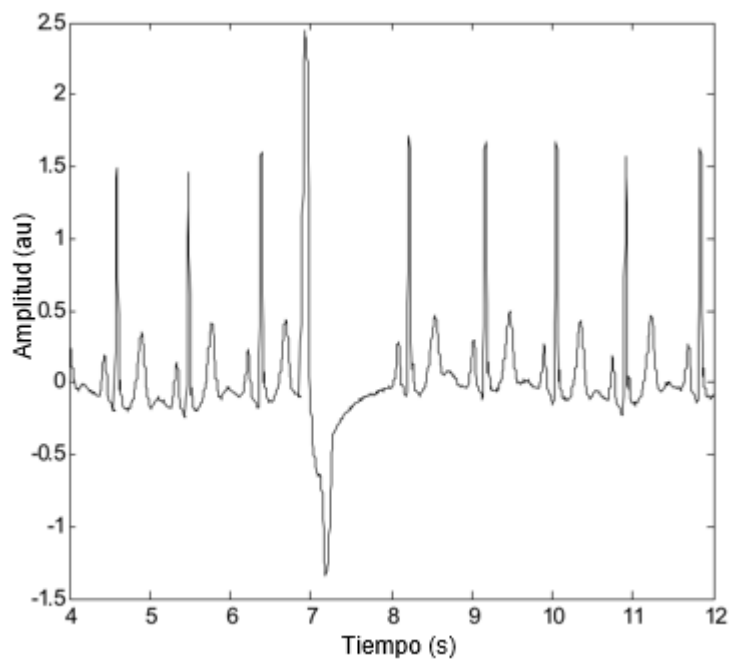


Figura 2. 4: Ocurrencia aislada de extrasístole (registro 119 MIT-BIT Arrhythmia Database).

Elaborado por: Autor

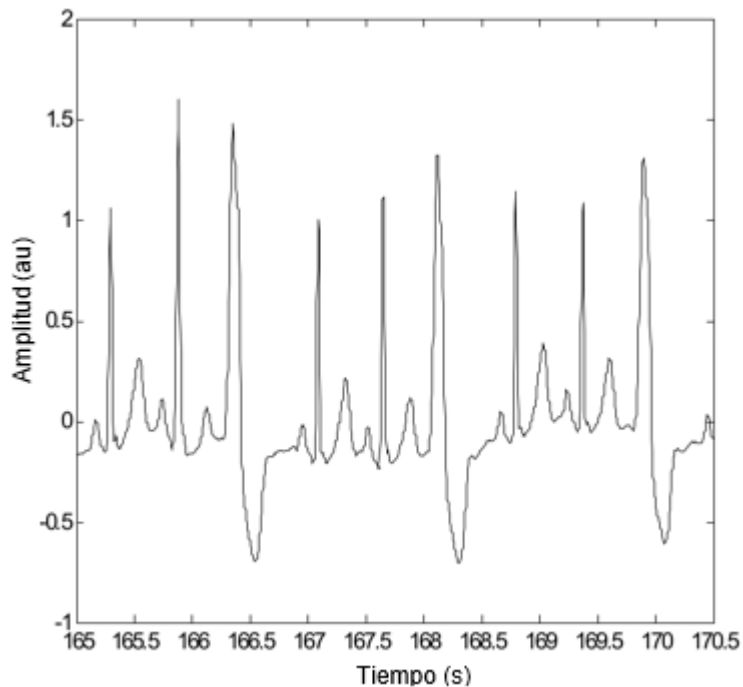


Figura 2. 5: Ritmo Trigémico (registro 208 MIT-BIT Arrhythmia Database).

Elaborado por: Autor

La ocurrencia de tres o más extrasístoles sucesivas caracteriza la taquicardia ventricular. En la figura 2.6 se presenta una situación en la que hay una ocurrencia continua de extrasístoles (taquicardia ventricular).

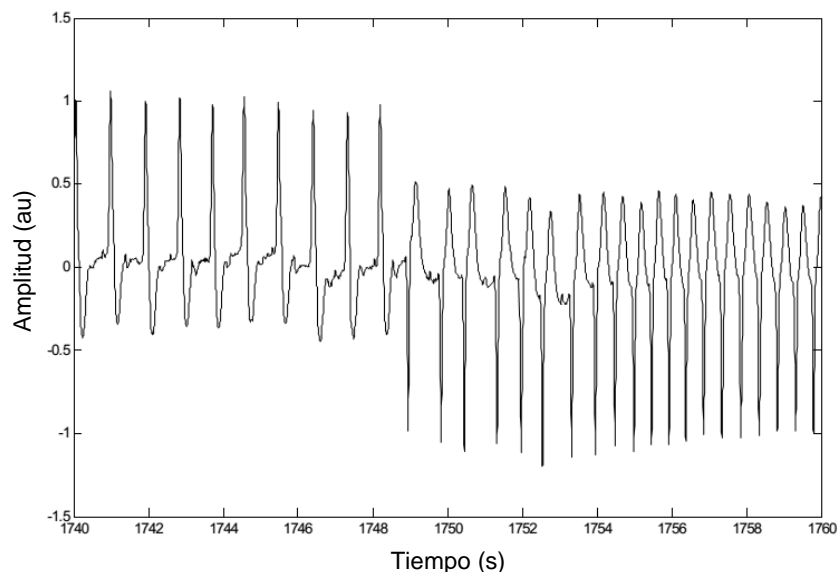


Figura 2. 6: Taquicardia ventricular (registro 207 MIT-BIT Arrhythmia Database).

Elaborado por: Autor

Es importante resaltar que la ocurrencia de extrasístoles, aun siendo de forma aislada, debe suscitar una investigación, pues, aunque no tengan ninguna relación que cardiopatías, pueden estar asociadas con hipertensión, padecimiento coronario, padecimiento miocárdico o incluso padecimiento valvular.

2.2.3. Flutter y Fibrilación ventricular

El flutter ventricular (véase la figura 2.7) es un evento de taquicardia ventricular extrema. Los ventrículos son, en general, más resistentes a la fibrilación que las aurículas, porque la activación de los mismos se da en el

sentido transversal. Por lo que la ocurrencia de un proceso fibrilatorio en los ventrículos sugiere un grado más avanzado de un padecimiento miocárdico, manifestado por la diferencia de refractariedad entre los grupos celulares a cauda de la lesión (Wartak & Treviño, 1985).

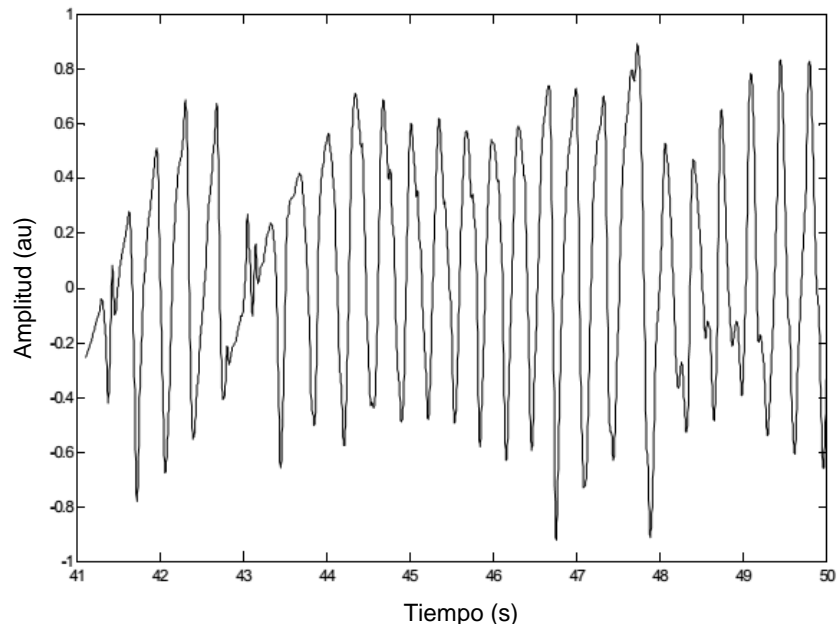


Figura 2. 7: Flutter ventricular (registro 207 MIT-BIT Arrhythmia Database).

Elaborado por: Autor

El complejo QRT, el segmento ST y la onda T se fusionan en una única onda, siendo imposible identificar cualquier onda de las que existe en un ECG normal. La frecuencia es muy elevada, mayor que 180 latidos por minuto y la amplitud es grande. A medida que la frecuencia aumenta el evento predominante es la fibrilación ventricular. La fibrilación ventricular puede ser desencadenada por extrasístoles ventriculares. Es el mecanismo más común de muerte súbita en individuos sintomáticos o no.

2.2.4. Flutter y fibrilación auricular

El ECG con flutter auricular (véase la figura 2.8, señalados con una flecha) no presenta las ondas P, deflexiones auriculares regulares y variables en duración, denominadas ondas f, dando a la línea base un aspecto de diente de sierra. Esa característica es más evidente en las derivaciones DII, DIII, aVF y V1 (Wartak & Treviño, 1985).

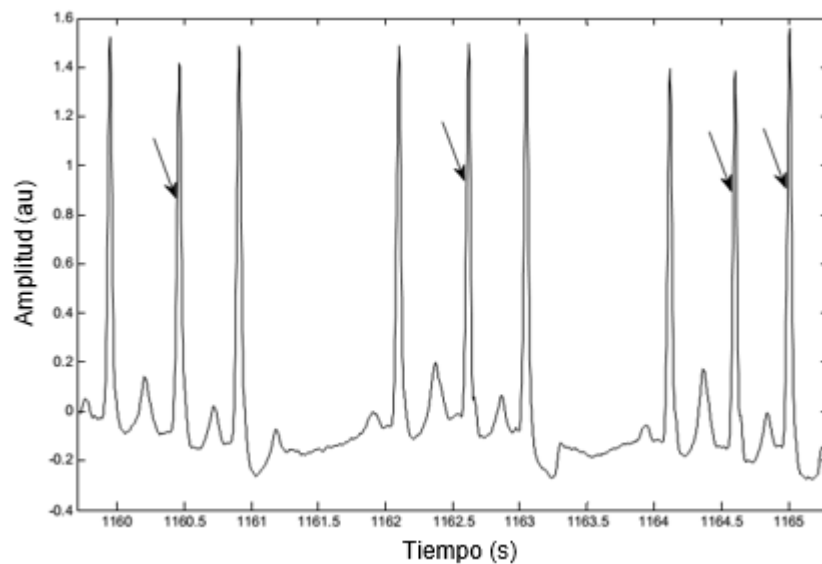


Figura 2. 8: Flutter auricular (registro 202 MIT-BIT Arrhythmia Database).

Elaborado por: Autor

Con frecuencia, este tipo de flutter evoluciona hacia una fibrilación auricular. Produciéndose un proceso de despolarización auricular desordenado, lo que lleva a una pérdida de contractibilidad auricular.

2.2.5. Latidos de fusión

Ocurren cuando los ventrículos son activados por dos frentes de onda: uno generado por el nodo SA y el otro por un foco ectópico que consiguió generar un impulso antes de ser descargado por el impulso normal (Wartak & Treviño, 1985).

En la figura 2.9 se presenta un ECG con latidos de fusión denotados con la letra F. El complejo QRS de tipo de latido tiene una morfología intermedia entre un latido normal y un latido de origen ventricular, siendo precedido por una onda P.

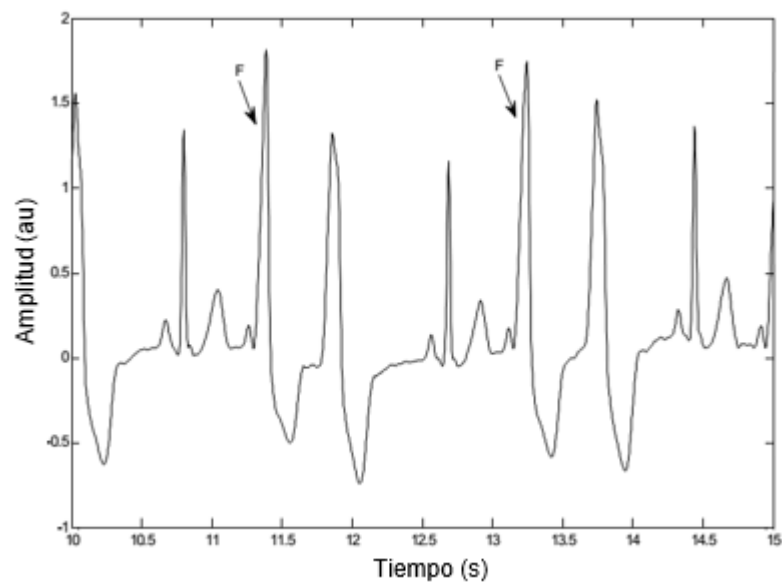


Figura 2. 9: Ocurrencia de latidos de fusión F (registro 208 MIT-BIT Arrhythmia Database).

Elaborado por: Autor

Finalmente, los latidos de fusión se deben a la ocurrencia de extrasístoles un poco prematuras, cuyas ondas de despolarización no ocurren a tiempo de bloquear la propagación del estímulo sinusal.

CAPÍTULO 3: Implementación en Matlab de dos métodos para detectar onda R y comparación de los mismos.

En este capítulo se describirá la implementación de 2 métodos para la detección de onda R en el ECG, uno basado en umbralización y el otro basado en la primera derivada de la señal. Los métodos serán probados con señales reales de la base de datos QTdatabase de la Physionet (PhysioBank, 2000). Como va se mencionó en el capítulo anterior los algoritmos presentados en este trabajo se refieren a la derivación DII de la señal del electrocardiograma.

3.1. IDE Matlab.

Matlab (abreviación del inglés *MAtrix LABoratory*) es un entorno de desarrollo integrado enfocado a aplicaciones de álgebra y matemática, integra análisis numérico, cálculos matriciales, procesamiento de señales y construcción de gráficos en un ambiente fácil de usar donde los problemas y soluciones son expresados matemáticamente al contrario de la programación tradicional.

Matlab proporciona un ambiente interactivo donde el elemento básico es una matriz. Este sistema permite la dar solución a muchos problemas numéricos en mucho menos tiempo del que se gastaría para escribir un programa semejante en otros lenguajes de programación como son Fortran,

Basic o C, por citar algunos. Además, las soluciones son expresadas de una forma similar a como son escritas matemáticamente.

El Matlab a día de hoy es muy utilizado por los ingenieros tanto para realizar pruebas de algoritmos como para la implementación de software para la distribución final y utilización en un entorno de producción.

3.2. Cargar señales de la base de datos Physionet.

Las señales de la base de datos Physionet tienen un formato de almacenamiento de las señales llamado WFDB (por sus siglas en inglés *WaveForm DataBase*) para poder acceder a este formato desde Matlab está disponible en el sitio de la Physionet la herramienta llamada *WFDB Toolbox for MATLAB and Octave* (Silva & Moody, 2014).

WFDB Toolbox for MATLAB and Octave, según la descripción de sus creadores, es una colección de funciones para leer, grabar y procesar señales fisiológicas y series de tiempo en los formatos usados por la base de datos Physionet. La herramienta WFDB es compatible con Matlab de 64 bits y su equivalente en software libre GNU *Octave* en las plataformas GNU/Linux, Mac OS X y MS Windows.

Para usar esta herramienta se requiere tener instalado la máquina virtual de Java versión 1.7 o superior.

Para instalar la herramienta en el *prompt* de Matlab, utilizar los comandos:

```
addpath ("directorio_donde_se_encuentra_la_herramienta/mcode")  
savepath
```

El primero permite posicionarse en el directorio donde se encuentra la herramienta y agregarla al conjunto de directorios donde el Matlab busca las funciones que necesita. El segundo permite salvar el directorio actual dentro de la memoria del Matlab, de manera que cada vez que sea una función de esta herramienta el Matlab sepa dónde buscarla. Una forma de comprobar si la herramienta se instaló correctamente es ejecutar en el *prompt* del Matlab el comando: **wfdbdemo**

El comando anterior ejecuta una demostración de algunos de los procesamientos que se pueden realizar en Matlab con señales de la Physionet (en este caso se usaron señales de la MIT-BIH Arrhythmia Database) usando la herramienta WFDB y funciones de procesamiento de señales del propio Matlab.

En las figuras 3.1, 3.2 y 3.3 se muestran los gráficos generados por la aplicación de demostración. En la figura 3.1 se muestra un segmento de señal con los puntos R anotados por especialistas, en la figura 3.2 se muestran los ciclos cardiacos de la señal en forma de una superficie como si

se tratará de un mapa en 3D y en la figura 3.3 se muestran los ciclos cardiacos en una especie de espiral filtrados usando un filtro de Kalman.

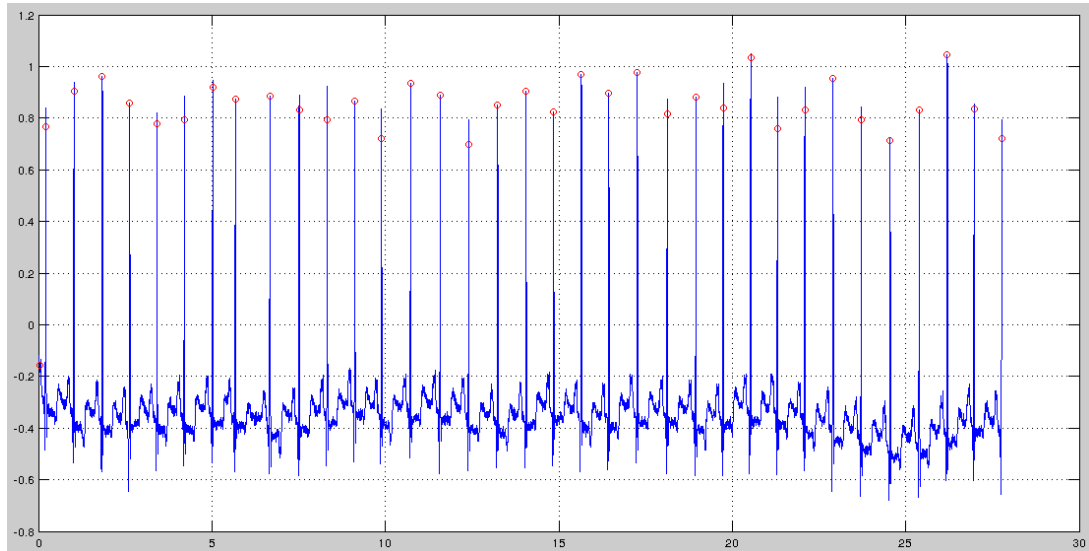


Figura 3. 1: Gráfica del segmento de la señal con los puntos R.
Elaborado por: Autor.

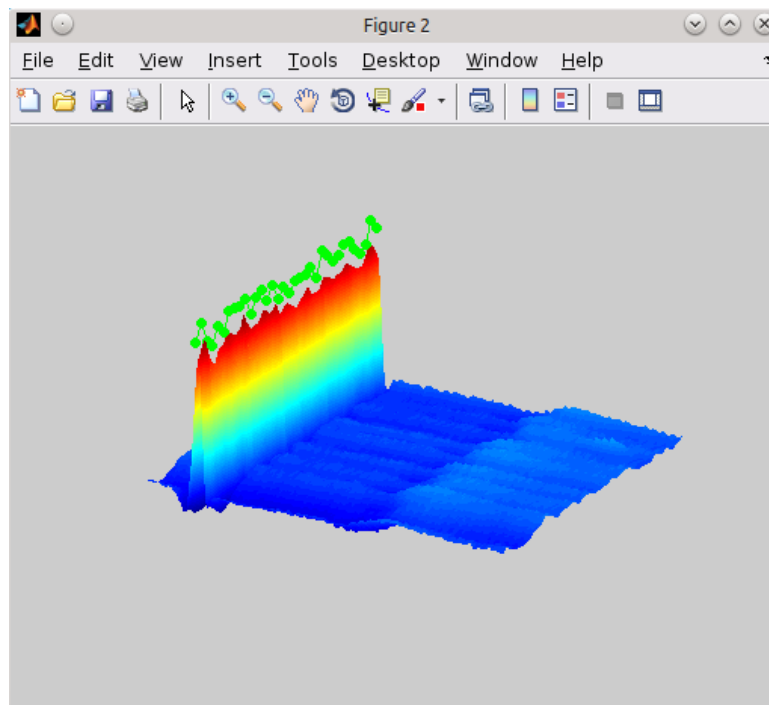


Figura 3. 2: Gráfica de los ciclos cardiacos de la señal en 3D.
Elaborado por: Autor.

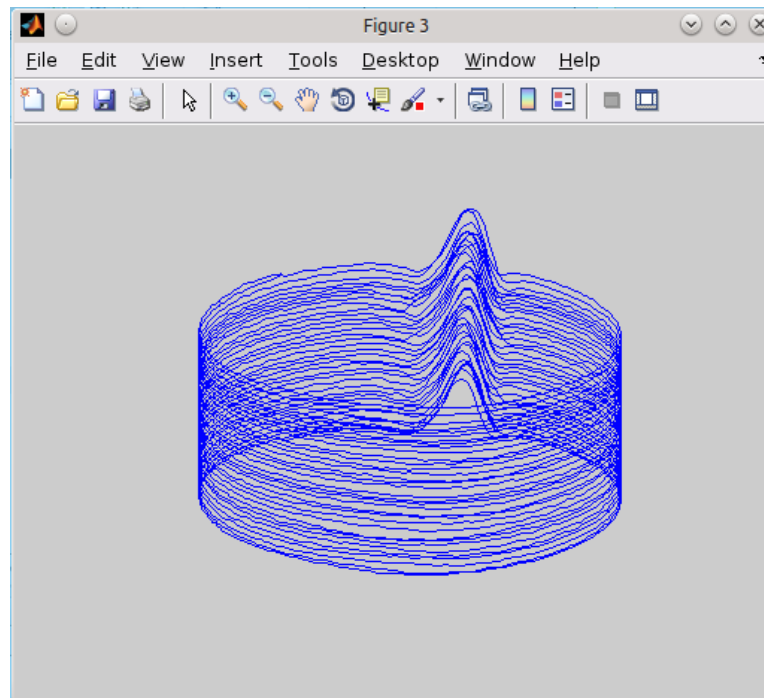


Figura 3. 3: Gráfica de los ciclos cardiacos en una especie de espiral
Elaborado por: Autor.

Para cargar las señales con formato wfdb a Matlab se utilizan los comandos:

```
wfdb2mat (archivo_con_formato_wfdb);  
[tm,signal,Fs,labels]=rdmat(archivo_.mat_generado);
```

La primera línea convierte la **señal** contenida en el formato wfdb al formato '.mat' utilizado por Matlab. La segunda línea de código lee el formato Matlab generado por la línea anterior y devuelve 4 variables: **tm** que es la variable que representa el eje tiempo, **signal** la cual es la variable que contiene la información del ECG en muestras, **Fs** que es la frecuencia de muestreo y **labels** que son las anotaciones realizadas por los médicos.

3.3. Implementación del método basado en umbralización para la detección de onda R en el ECG.

La mayoría de los métodos para detectar ondas en el ECG se basan en la morfología que presenta este tipo de señal bioeléctrica. En el caso del detector de onda R por umbralización este algoritmo se basa en que el pico R es la onda con mayor amplitud en el ECG. La implementación del método de detección por umbralización realizada en este trabajo es una variante del algoritmo presentado por Pan y Tompkins (1985).

Bajo el supuesto ya mencionado de que el pico R es la onda con mayor amplitud en el ECG, si analizamos en una señal de ECG (véase la figura 3.4) los valores por encima de un umbral dado, donde se encuentren debajo todas las ondas del ECG excepto la onda R, lo único que nos quedaría es detectar el punto máximo del tramo de señal bajo análisis y en ese punto máximo se encuentra el punto R.

En el caso mostrado en la figura 3.4 el umbral fue fijado manualmente por nosotros a través de la observación del tramo de la señal. Pero lo que realmente se desea es que el algoritmo detector de pico R sea capaz de calcular un umbral de forma automática, que se ajuste a la señal que está siendo analizada. Para lograr esto lo que haremos es: detectar el valor máximo de la señal bajo análisis y fijaremos un umbral con un valor de un 80% del máximo valor de la señal bajo análisis (el cual es un valor bastante

usado (Pan & Tompkins, 1985)). Esto quiere decir que serán analizados todos los picos de la señal que sean mayores a un 80% de mayor valor de la señal.

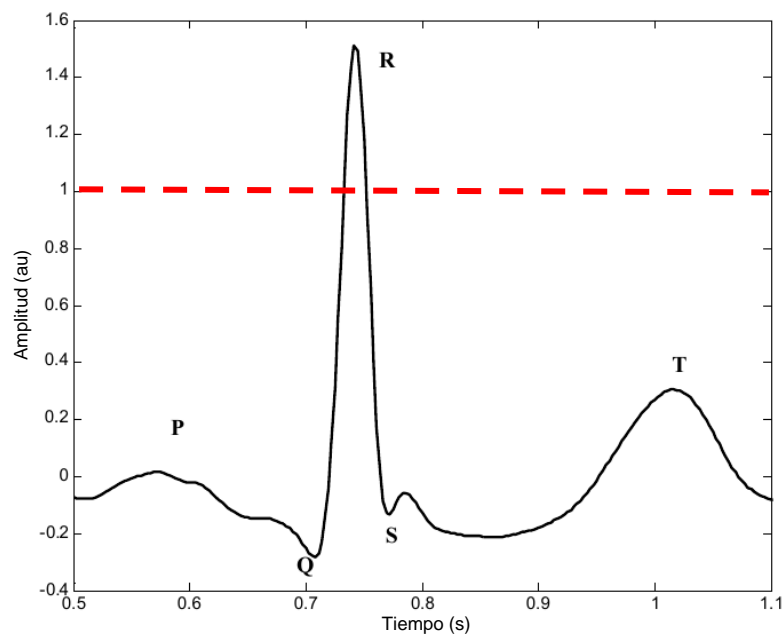


Figura 3. 4: ECG normal, línea roja que muestra el umbral fijado en 1 ua.

Elaborado por: Autor.

En la figura 3.5 se muestra el recuadro del código de programación realizado en MatLab, que sería básicamente donde esta implementado el algoritmo anteriormente explicado. Primero se llama a la función de series R propio del Toolbox de MatLab, es decir, que está función carga un método para la detección del punto R. Sin esta herramienta el programa desarrollado en el script de MatLab no podrá funcionar correctamente. El código propuesto realiza la detección de puntos R utilizando umbralización, así como detectar el punto máximo R en 'x' e 'y' de cambio de pendiente que se realiza a la señal ECG de la base de datos de Physionet.

```

function [serieRRx,serieRRy] = detectRPeaksTh(ecgy,umb)
% Detección de puntos R utilizando umbralización

[M,N]=size(ecgy);

% Detectar punto de máximo
ecg_y_max = 0;
ecg_x_max = 0;

for i=1 : M
    if ecgy(i) > ecg_y_max
        ecg_y_max = ecgy(i);
        ecg_x_max = i;
    end
end

% Detección punto R
c= 1; x= 1; flag=0;
y= ecg_y_max * umb;

for i=2 : M
    %detecta subida de R
    if ecgy(i) > y && ecgy(i) > ecgy(i -1)
        y = ecgy(i);
        x = i;
        flag = 1;
    end
    % Detecta cambio de pendiente
    if ecgy(i) < y && flag == 1;
        serieRRx(c)= i - 1 ;
        serieRRy(c)= ecgy(i - 1);
        y= ecg_y_max * umb;
        flag= 0;
        c = c + 1;
    end
end
end
end

```

Figura 3. 5: Código de programación en MatLab para la detección de onda R por umbralización en el ECG.

Mientras, que en la figura 3.6 se muestra la gráfica que corresponde al funcionamiento del método implementado en el algoritmo de la figura 3.5. Los puntos R se muestran en círculos violetas, correspondientes a la señal ECG perteneciente al registro 100 de la QT Database de la Physionet.

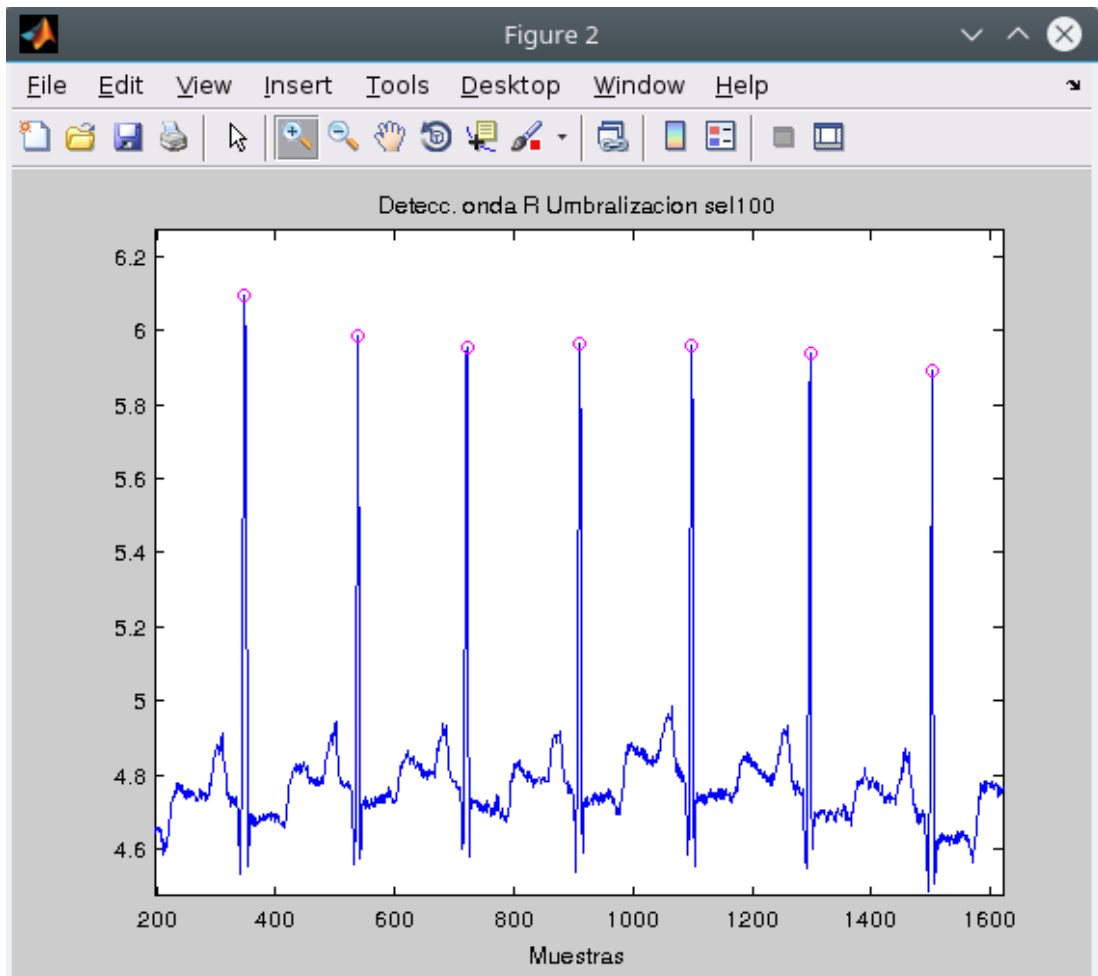


Figura 3. 6: Detección de onda R por umbralización en el ECG (registro sel100 QT Database).
Elaborado por: Autor.

3.4. Implementación del método basado en primera derivada para la detección de onda R en el ECG.

El método de detección de onda R basado en la primera derivada, utiliza la forma de onda de la derivada de la señal de ECG. El método implementado es una variante de lo propuesto por Balda y colaboradores (1977). En la figura 3.7 se puede observar la señal de ECG y su primera derivada (rojo).

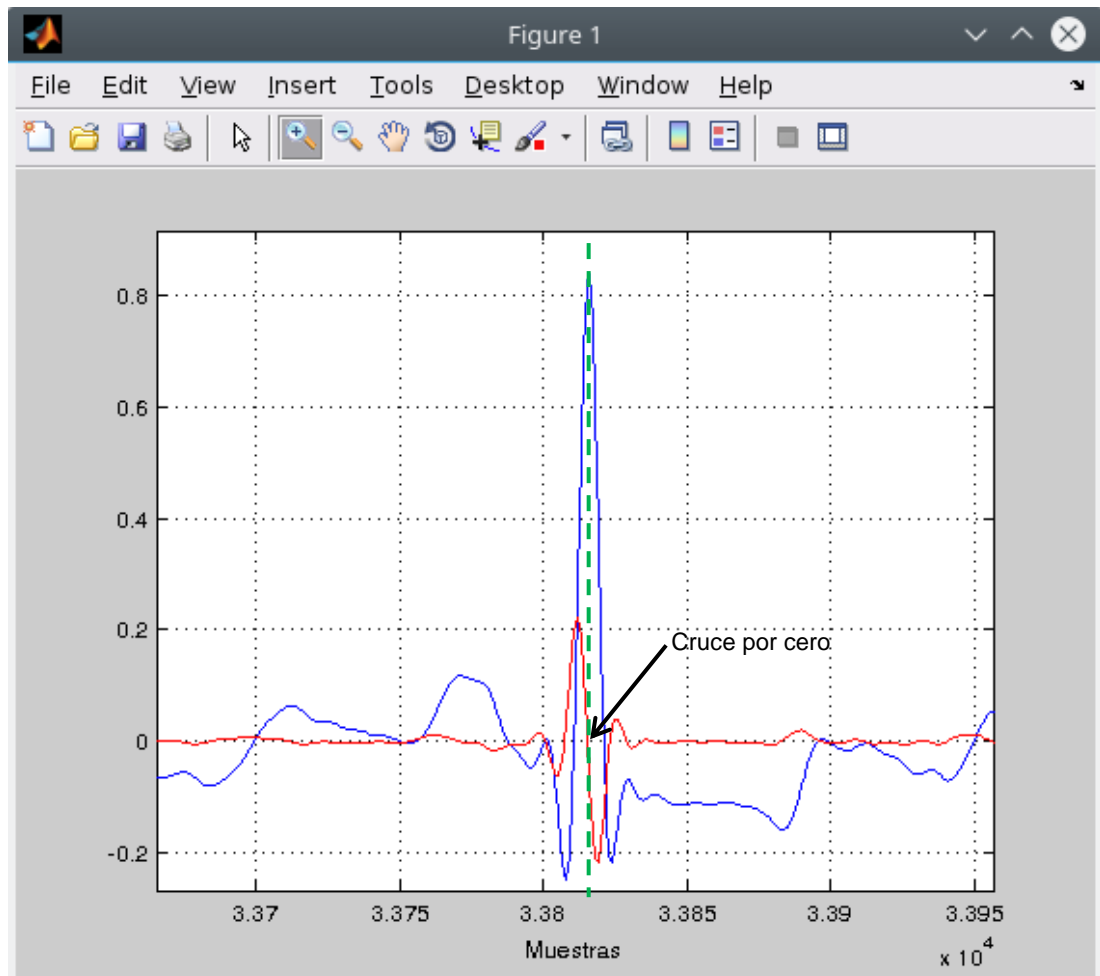


Figura 3. 7: Señal de ECG (azul) y su primera derivada (rojo). La línea discontinua verde muestra como el cruce por cero de la derivada coincide con el pico R en el eje de las muestras (registro sel100 QT Database).

Elaborado por: Autor.

Se observa de la figura 3.8 que las amplitudes mayores de la derivada ocurren en dentro de los límites de la onda R, lo que esta correcto ya que la derivada mide la velocidad con que varían las cosas. En este caso la señal de ECG, la cual durante el pico R obtiene su mayor amplitud haciendo con que la velocidad de variación sea muy alta en el sentido positivo (pendiente positiva de la onda R), cero (en el cambio de pendiente) y muy alta en el sentido contrario o negativo (pendiente negativa de la onda R).

Debido a las características presente en la primera derivada de la señal de ECG es posible realizar un detector de onda R detectando en cada latido la mayor amplitud de la derivada y luego detectando su cruce por cero que refleja el cambio de pendiente y por tanto el pico R en el eje X o eje de las muestras en nuestro caso. El proceso es repetitivo para cada latido.

En la figura 3.8 se muestra recuadro que representa el código realizado en Matlab para la implementación del método basado en la primera derivada, el mismo implementa los pasos descritos con anterioridad y se encuentra comentado para facilitar su comprensión. A diferencia del primer método implementado en la sección 3.3, se aplica otra función para la detección de la onda R a través de la primera derivada.

```
function [serieRRx,serieRRy] = detectRPeaks_FDderiv(ecgy)
% Detección de la onda R por la primera derivada

% Cálculo de la primera derivada
Decg = diff(ecgy);
[M,N]=size(ecgy);

c= 1; x= 1; ymax= max(Decg); flag=0;
y= ymax * 0.4;
for i=2 : M-1
    % Detección del máximo en un latido
    if Decg(i) > y && Decg(i) > Decg(i-1)
        flag = 1;
    end
    % Detección del cruce por cero
    if Decg(i) <= 0 && flag == 1;
        serieRRx(c)= i ;
        serieRRy(c)= ecgy(i);
        flag= 0;
        c = c + 1;
    end
end
end
```

Figura 3. 8: Código de programación en MatLab para la detección de onda R por mediante el método basado en la primera derivada.

Elaborado por: Autor.

En la figura 3.9 puede observarse la detección realizada por el algoritmo de detección de onda R usando la primera derivada de la señal de ECG.

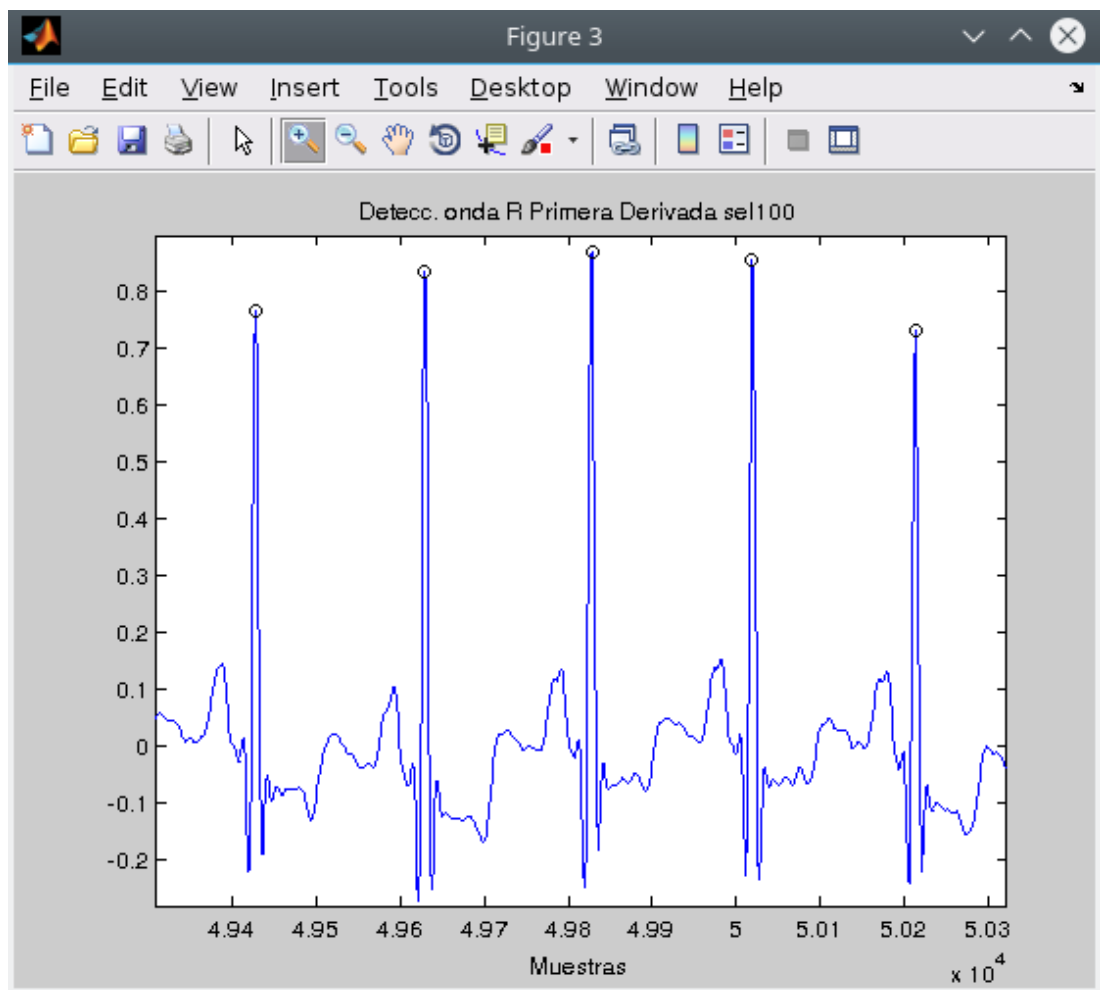


Figura 3. 9: Detección de onda R por primera derivada en el ECG (registro sel100 QT Database).
Elaborado por: Autor.

3.5. Comparación de los métodos ante varios tipos de ruido.

Para la evaluación de las detecciones de punto R utilizaremos la tasa de acierto que presenta la siguiente formula:

$$TA = \frac{\text{Cantidad correctos de picos R detectados}}{\text{Cantidad total de picos R}} \times 100\% \quad (1)$$

La cantidad total de picos R es un dato que brinda la QT Database, este dato es extraído a través de la función **rdann**, la cual devuelve la cantidad de picos R, así como su posición en el eje X o sea en el eje de las muestras.

Las condiciones para cada algoritmo serán: la aplicación de un filtro pasa altas de Butterword orden 4 con frecuencia de corte a 0,67 Hz para la eliminación de derivas de línea base y la aplicación de un filtro pasa bajas de Butterword orden 4 con frecuencia de corte de 45 Hz para la eliminación de ruidos de alta frecuencia como el de la red eléctrica.

En la tabla 3.1 y 3.2 se muestran los valores de tasa de acierto de los métodos que fueron implementados.

Tabla 3. 1: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo de umbralización.

Señal	R detectados	R totales	Tasa de acierto
sel100	1134	1134	100 %
sel103	1049	1049	100 %
sel116	1186	1186	100 %
sel117	766	766	100 %
sel123	756	756	100 %

Elaborado por: Autor.

Tabla 3. 2: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo basado en la primera derivada

Señal	R detectados	R totales	Tasa de acierto
sel100	1134	1134	100 %
sel103	1049	1049	100 %
sel116	1186	1186	100 %
sel117	766	766	100 %
sel123	756	756	100 %

Elaborado por: Autor.

El primer experimento que haremos será adicionar una deriva de línea base artificial a la señal de ECG para observar el comportamiento de los métodos implementados bajo estas condiciones.

La deriva de línea base (DLB) es un tipo de ruido de baja frecuencia con respecto a la señal de ECG con forma sinusoidal que puede tener entre 0.001 Hz y 1 Hz y de una amplitud entre 30 % y 70 % de la señal de ECG, llegando en ocasiones a superar el 100% de la amplitud del ECG (Friesen et al., 1990). Las DLB generalmente son ocasionadas por el por el movimiento debido a la respiración del paciente, el mal contacto de los electrodos durante la adquisición, la mala preparación previa de la piel y los movimientos bruscos realizados por el paciente durante al adquisición (Fernández & Pallás-Areny, 1999; Friesen et al., 1990).

En nuestro experimento simularemos la deriva de línea base usando un seno de 0.5 Hz con una amplitud de 30% de la amplitud pico a pico de la

señal de ECG. En las tablas 3.3 y 3.4 se muestran las tasas de acierto conseguidas por cada uno de los métodos en las condiciones descritas.

Tabla 3. 3: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo de umbralización, con ruido de deriva de línea base.

Señal	R detectados	R totales	Tasa de acierto
sel100	661	1134	58.28 %
sel103	806	1049	76.83 %
sel116	780	1186	65.76 %
sel117	357	766	46.60 %
sel123	426	756	56.34 %

Elaborado por: Autor.

Tabla 3. 4: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo basado en la primera derivada, con ruido de deriva de línea base.

Señal	R detectados	R totales	Tasa de acierto
sel100	1132	1134	99.82 %
sel103	1048	1049	99.90 %
sel116	1139	1186	96.03 %
sel117	752	766	98.17 %
sel123	748	756	98.94 %

Elaborado por: Autor.

Como puede ser observado en las tablas 3.3 y 3.4, el método basado en umbralización es muy sensible a la deriva de línea base haciendo que su tasa de acierto decrezca considerablemente. Esto es debido a que ante la existencia de DLB el nivel de umbral fijado quede muy por encima de muchos picos R, bajar el umbral no es una solución ya que esto haría que se detectasen otras partes de la señal de ECG.

El método basado en la primera derivada por su parte es bastante robusto a las derivas de línea base esto se debe a que este tipo de ruido cambia muy poco la derivada de la señal, que es la base de todo el método.

En las figuras 3.10 y 3.11 se muestran los desempeños de los métodos en presencia de DLB.

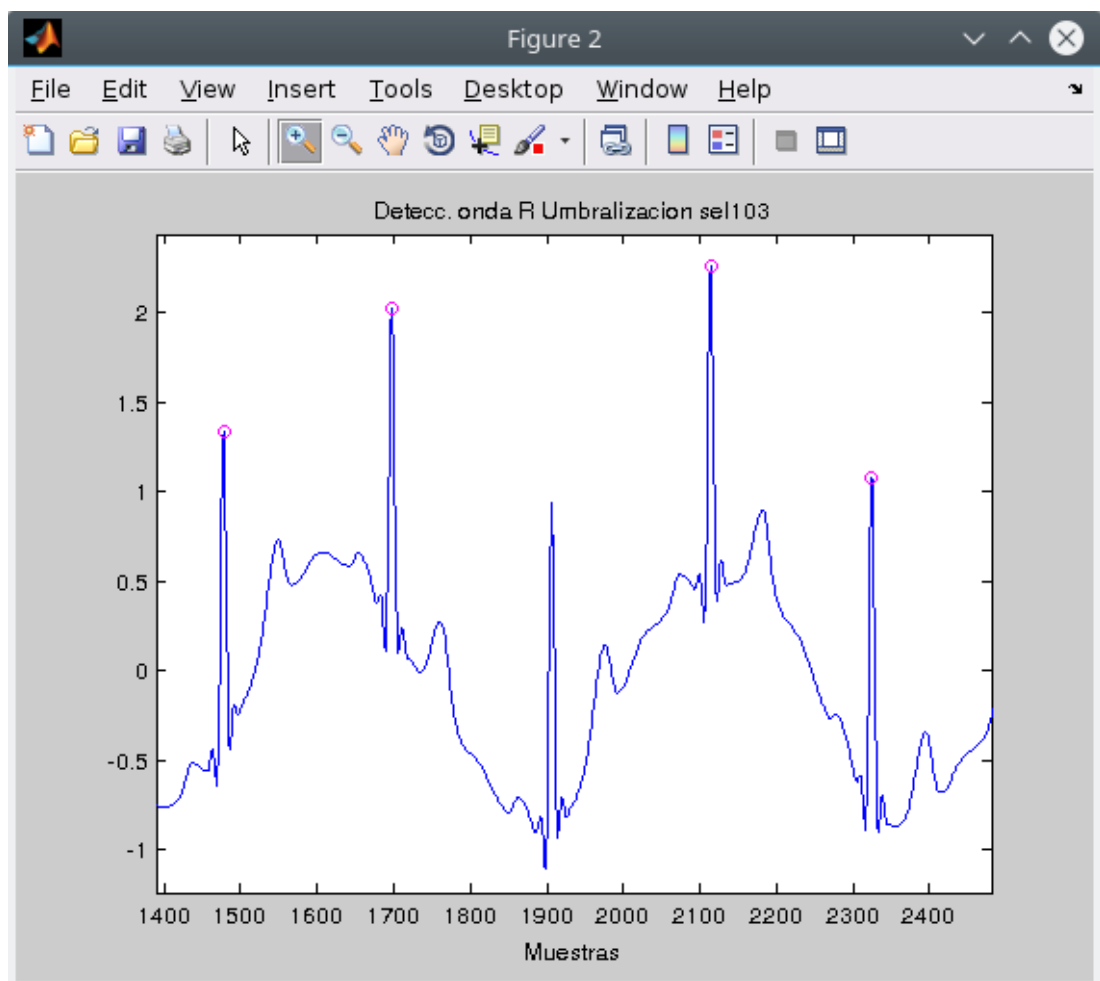


Figura 3. 10: Detección de onda R por umbralizacion en el ECG, en presencia de DLB (registro sel103 QT Database).
Elaborado por: Autor.

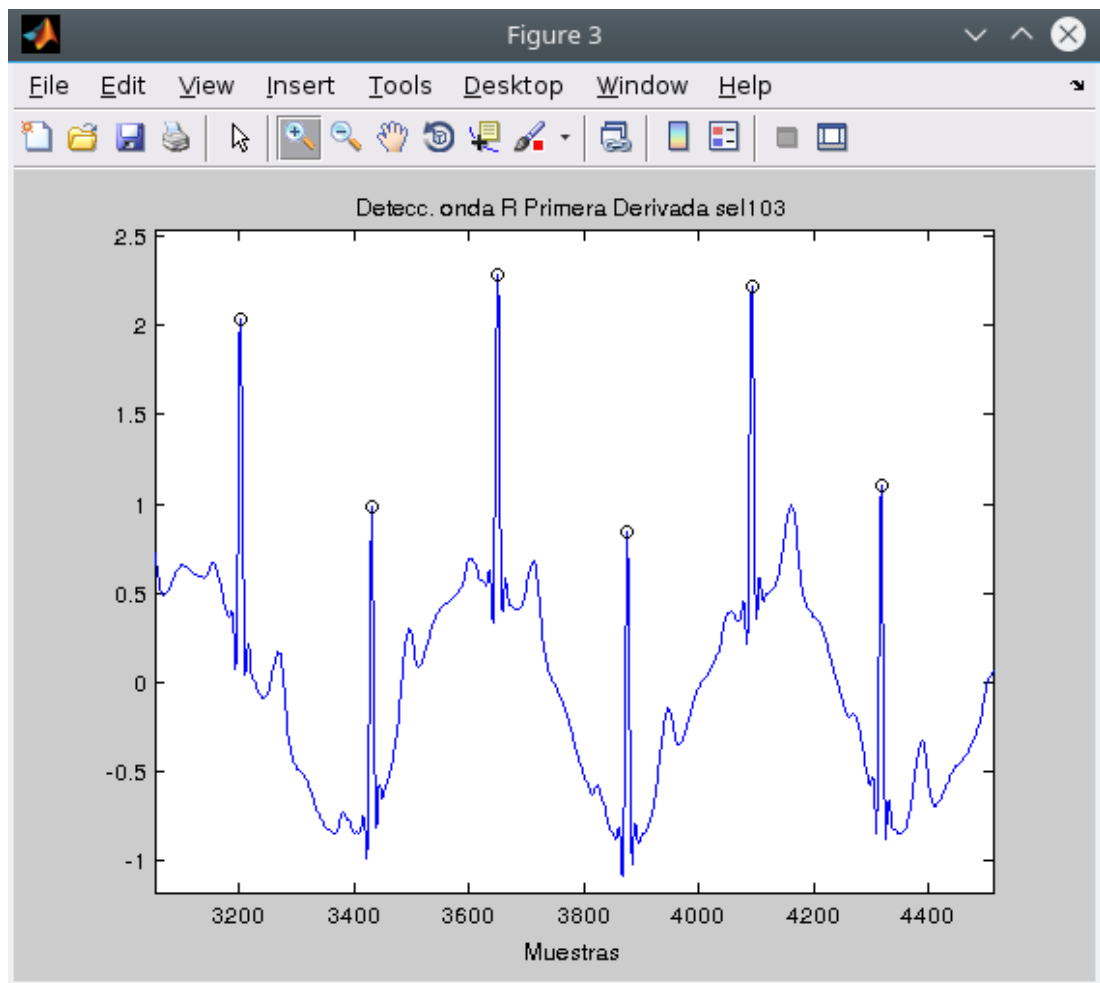


Figura 3. 11: Detección de onda R por primera derivada en el ECG, en presencia de DLB (registro sel103 QT Database).
Elaborado por: Autor.

El segundo experimento será la adición de ruido de red eléctrica a la señal de ECG para observar el comportamiento de los métodos implementados bajo estas condiciones.

El ruido debido a la red eléctrica es un ruido de alta frecuencia con respecto a la señal de ECG que se caracteriza por tener una forma de onda sinusoidal, una frecuencia de 50 o 60 Hz en dependencia si se usa el

sistema de red de Europa o de América, normalmente tiene una amplitud entre 0.01% y 0.15% de la amplitud pico a pico de la señal de ECG.

En nuestro experimento simularemos este tipo a través de una senoide con frecuencia de 60 Hz y 0.1% de la amplitud pico a pico de la señal de ECG. En las tablas 3.5 y 3.6 se muestran las tasas de acierto conseguidas por cada uno de los métodos en las condiciones descritas.

Tabla 3. 5: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo de umbralización, con ruido de red eléctrica.

Señal	R detectados	R totales	Tasa de acierto
sel100	1130	1134	99.64 %
sel103	1047	1049	99.80 %
sel116	1186	1186	100 %
sel117	759	766	99.08 %
sel123	751	756	99.33 %

Elaborado por: Autor.

Tabla 3. 6: Tasa de acierto de las detecciones para el algoritmo basado en la primera derivada, con ruido de red eléctrica.

Señal	R detectados	R totales	Tasa de acierto
sel100	386	1134	34.03 %
sel103	452	1049	43.08 %
sel116	417	1186	35.16 %
sel117	277	766	29.63 %
sel123	302	756	39.94 %

Elaborado por: Autor.

Como puede ser observado en las tablas 3.5 y 3.6, el método con mejores resultados frente al ruido de red eléctrica es el basado en umbralización con valores de tasa de acierto por encima de un 99 %, lo cual es realmente muy bueno.

Por otro lado, el método basado tuvo unos resultados malos, donde la tasa de acierto no supera el 44%. Esto se debe en gran medida a que el ruido generado por la red eléctrica, aunque de baja amplitud presenta cambios bruscos de una frecuencia superior a los que pudiera alcanzar el pico R por lo que el algoritmo se pierde ya que el número de cruces por cero de la derivada ya no depende solamente del pico R y sino también del ruido.

En las figuras 3.12 y 3.13 se puede observar el desempeño de ambos métodos en las condiciones anteriormente descritas.

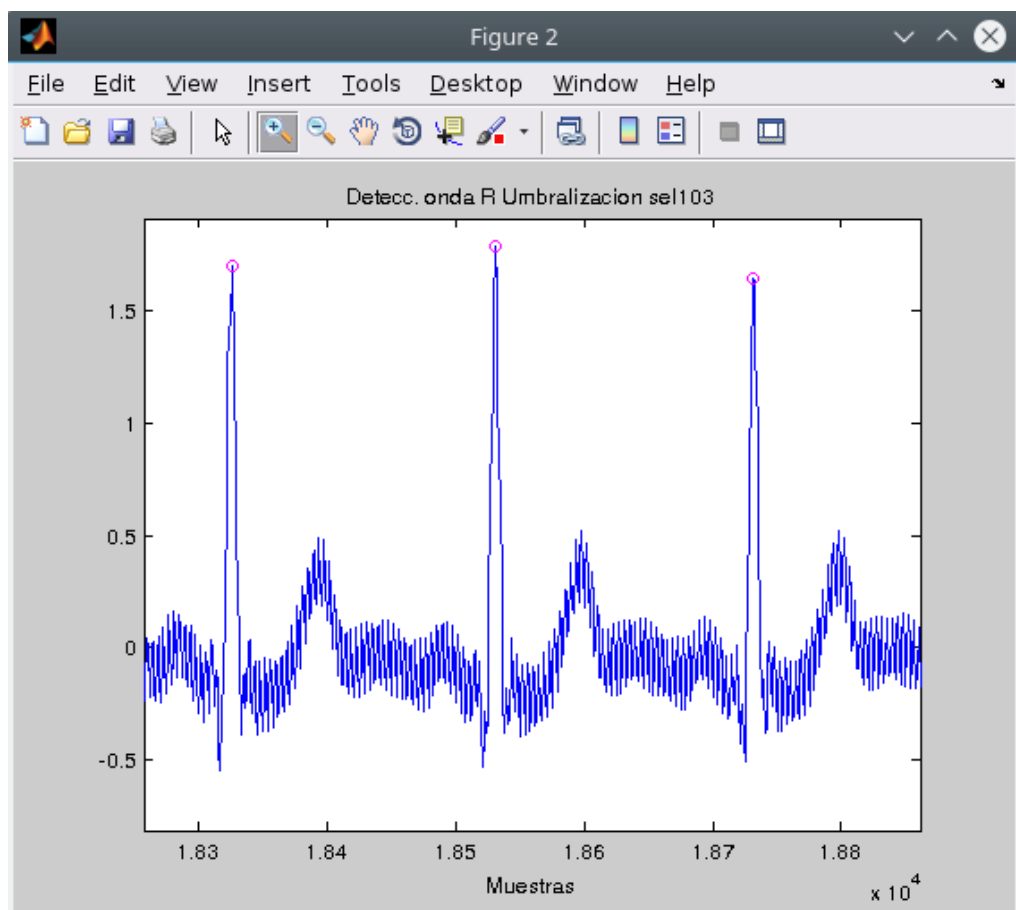


Figura 3. 12: Detección de onda R por umbralización en el ECG, en presencia de ruido de red eléctrica (registro sel103 QT Database).

Elaborado por: Autor.

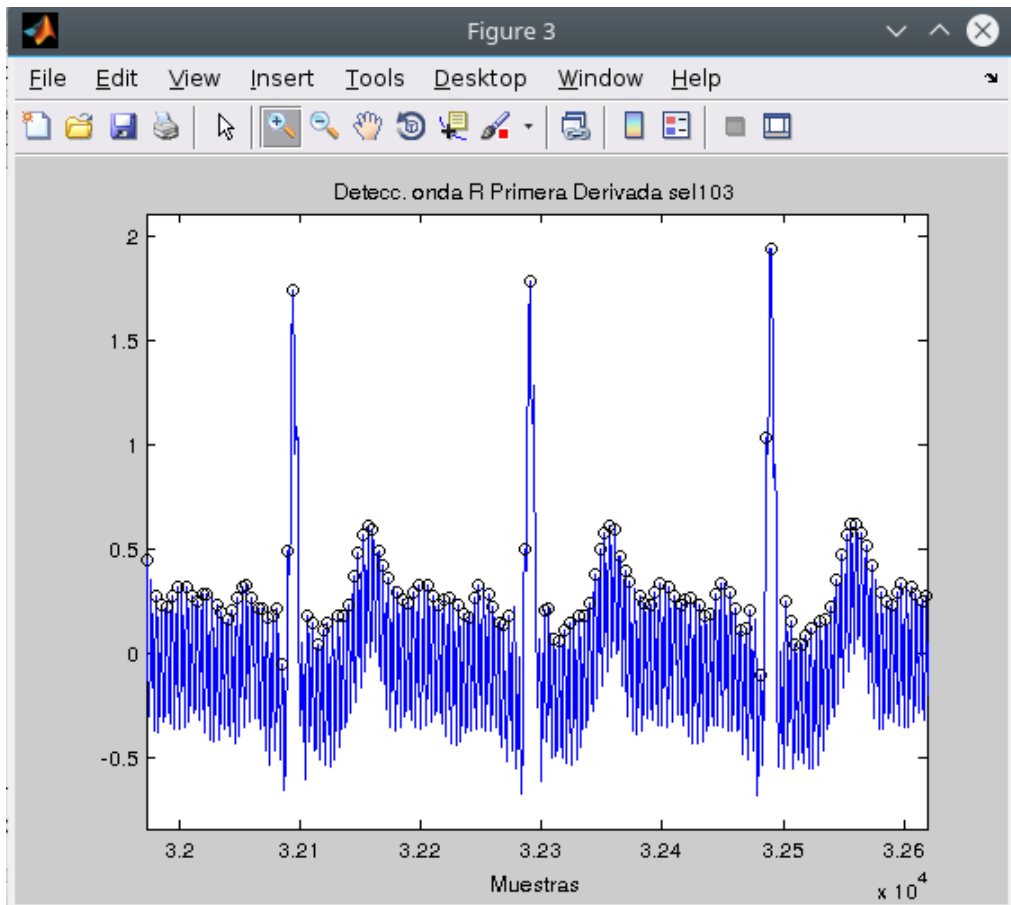


Figura 3. 13: Detección de onda R por primera derivada en el ECG, en presencia de ruido de red eléctrica (registro sel103 QT Database).
Elaborado por: Autor.

CAPÍTULO 4: Conclusiones y Recomendaciones.

4.1. Conclusiones.

En el presente trabajo de titulación se realizó un estudio descriptivo sobre los aspectos teóricos de la señal de ECG, arritmias cardíacas y la detección de ondas R por dos métodos, basado en umbralización y basado en primera derivada.

También fueron implementados los dos métodos estudiados en Matlab. Ambos métodos fueron probados con señales de ECG reales de la base de datos Physionet en específico de la QT database, a las cuales se le agregaron ruidos de baja y alta frecuencia con el objetivo de evaluar el desempeño de los métodos implementados.

En condiciones normales, o sea con una señal al que se le hayan eliminado los ruidos, ambos métodos funcionan correctamente, siendo recomendado el uso del método basado en umbralización debido a que es menos costoso computacionalmente. En presencia de ruido de baja frecuencia el método basado en la primera derivada presenta una mejor tasa de acierto, por otra parte, en presencia de ruido de alta frecuencia el método basado en umbralización obtuvo mejores resultados.

4.2. Recomendaciones.

En base al desarrollo de los dos métodos de detección de onda R, se propone los siguientes trabajos futuros:

- a) Implementación de algoritmos para la detección de ondas R mediante métodos de filtrado lineal y transformadas de Hilbert en MatLab.
- b) Implementación de un algoritmo para la detección de la onda compleja QRS mediante transformadas Wavelets.

Bibliografía

Balda, R. A., VanBemmel, J. H., & Willems, J. L. (1977). Trends in Computer-Processed Electrocardiograms. In *Proceedings of the IFIP Working Conference on Trends in Computer-Processed Electrocardiograms, Amsterdam, Holand* (pp. 197–205).

Barrett, K. (2013). Ganong fisiología médica. Retrieved from https://scholar.google.com.br/scholar?cluster=11586919927323905669&hl=es&as_sdt=0,5#0

Fernandez, M., & Pallas-Areny, R. (1992). Electrode contact noise in surface biopotential measurements. In *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (Vol. 1, pp. 123–124). IEEE. <http://doi.org/10.1109/IEMBS.1992.5760887>

Fernández, M., & Pallás-Areny, R. (1999). Ag-AgCl electrode noise in high-resolution ECG measurements. *Biomedical Instrumentation & Technology / Association for the Advancement of Medical Instrumentation*, 34(2), 125–30. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10820641>

Friesen, G. M., Jannett, T. C., Jadallah, M. A., Yates, S. L., Quint, S. R., & Nagle, H. T. (1990). A comparison of the noise sensitivity of nine QRS detection algorithms. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*,

37(1), 85–98. <http://doi.org/10.1109/10.43620>

Moody, G. B., & Mark, R. G. (2001). The impact of the MIT-BIH arrhythmia database. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine: The Quarterly Magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 20(3), 45–50. Retrieved from <http://ieeexplore.ieee.org/abstract/document/932724/>

Murgatroyd, F. D. (2002). *Handbook of Cardiac Electrophysiology: A Practical Guide to Invasive EP Studies and Catheter Ablation*. REMEDICA. Retrieved from <https://books.google.com.br/books?id=bVbU4gZJBk0C>

Pan, J., & Tompkins, W. J. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, BME-32(3), 230–236. <http://doi.org/10.1109/TBME.1985.325532>

PhysioBank, P. (2000). PhysioNet: components of a new research resource for complex physiologic signals. *Circulation*. v101 i23. e215-e220.

Silva, I., & Moody, G. (2014). An open-source toolbox for analysing and processing physionet databases in matlab and octave. *Journal of Open Research Software*. Retrieved from <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4627662/>

Wartak, J., & Treviño, H. V. (1985). Interpretación de electrocardiogramas. Retrieved from <https://scholar.google.com.br/scholar?hl=es%7B&%7Dq=interpretaci%7>

B%25%7DC3%7B%25%7DB3n+de+electrocardiogramas+Joseph+wart
ak%7B&%7DbtnG=%7B&%7Dir=%7B#%7D0

World Health Organization. (2014). Global status report on noncommunicable
diseases 2014, 176. <http://doi.org/ISBN 9789241564854>



Presidencia
de la República
del Ecuador



Plan Nacional
de Ciencia, Tecnología,
Innovación y Saberes



DECLARACIÓN Y AUTORIZACIÓN

Yo, **GONZÁLEZ CEVALLOS, LUIS ANDRÉS** con C.C: # 0927469502 autor del Trabajo de Titulación: **Comparación de métodos para la detección de punto R en la señal de ECG.** previo a la obtención del título de **INGENIERO 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, 15 de Marzo de 2017

f. _____
Nombre: GONZALEZ CEVALLOS , LUIS ANDRES
C.C: 0927469502

REPOSITORIO NACIONAL EN CIENCIA Y TECNOLOGÍA

FICHA DE REGISTRO DE TESIS/TRABAJO DE TITULACIÓN

TÍTULO Y SUBTÍTULO:	COMPARACIÓN DE MÉTODOS PARA LA DETECCIÓN DE PUNTO R EN LA SEÑAL DE ECG		
AUTOR(ES)	GONZÁLEZ CEVALLOS, LUIS ANDRÉS		
REVISOR(ES)/TUTOR(ES)	M. Sc. NESTOR ARMANDO ZAMORA CEDEÑO		
INSTITUCIÓN:	Universidad Católica de Santiago de Guayaquil		
FACULTAD:	Facultad de Educación Técnica para el Desarrollo		
CARRERA:	Ingeniería en Telecomunicaciones		
TÍTULO OBTENIDO:	Ingeniero en Telecomunicaciones		
FECHA DE PUBLICACIÓN:	15 de Marzo de 2017	No. DE PÁGINAS:	61
ÁREAS TEMÁTICAS:	Señales y Sistemas, Procesamiento de Señales		
PALABRAS CLAVES/ KEYWORDS:	ECG, MatLab, Physionet, Filtros digitales, Ruido, Procesamiento.		
RESUMEN/ABSTRACT (150-250 palabras):			
<p>En este trabajo de titulación se realiza la implementación de una interfaz gráfica de usuario (GUI) desarrollada bajo la plataforma de simulación MatLab que permite cargar señales de electrocardiograma de la base de datos Physionet las cuales se encuentran en formato wfdb, estas señales son convertidas al formato mat nativo de Matlab utilizando la herramienta wfdbtool disponible en el sitio web de Physionet. La herramienta cuenta con la opción de eliminar los ruidos de altas y bajas frecuencias presentes en la señal de electrocardiograma a través de filtros tipo IIR de Butterworth de cuarto orden. El filtraje realizado sigue las normas internacionales establecidas por la agencia American Heart Association. Durante el presente trabajo de titulación también fueron estudiadas las bases teóricas de las señales de electrocardiograma (ECG), los ruidos que presenta, las técnicas de filtrado utilizadas para el procesamiento digital de estas señales entre otros aspectos teóricos relativos al tema.</p>			
ADJUNTO PDF:	<input checked="" type="checkbox"/> SI	<input type="checkbox"/> NO	
CONTACTO CON AUTOR/ES:	Teléfono: +593-9-98673080	E-mail: luisandresgonzalezcevallos@hotmail.com	
CONTACTO CON LA INSTITUCIÓN: COORDINADOR DEL PROCESO DE UTE	Nombre: Palacios Meléndez Edwin Fernando		
	Teléfono: +593-9-68366762		
	E-mail: edwin.palacios@cu.ucsg.edu.ec		
SECCIÓN PARA USO DE BIBLIOTECA			
No. DE REGISTRO (en base a datos):			
No. DE CLASIFICACIÓN:			
DIRECCIÓN URL (tesis en la web):			