



**UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO**  
**PROGRAMA DE MAESTRÍA Y DOCTORADO EN INGENIERÍA**  
**ELÉCTRICA - SISTEMAS ELECTRÓNICOS**

***Desarrollo de un Método de Detección de Arritmias para un Dispositivo  
Móvil con Sistema de Alerta***

TESIS  
QUE PARA OPTAR POR EL GRADO DE:  
MAESTRO EN INGENIERÍA

PRESENTA:

**NAIHOMY OLIVERA ÁLVAREZ**

TUTORA  
Dra. Fatima Moumtadi  
Facultad de Ingeniería

MÉXICO, D. F. JUNIO 2014



Universidad Nacional  
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

**Biblioteca Central**



**UNAM – Dirección General de Bibliotecas**  
**Tesis Digitales**  
**Restricciones de uso**

**DERECHOS RESERVADOS ©**  
**PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL**

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

## JURADO ASIGNADO

---

Presidente: Dr. José Ismael Martínez López  
Secretario: Dra. Margarita Navarrete Montesinos  
Vocal: Dra. Fatima Moumtadi  
1<sup>er</sup> Suplente: Dr. Mario Peña Cabrera  
2<sup>do</sup> Suplente: M.I. Larry Escobar Salguero

MÉXICO D.F., MÉXICO

**TUTOR DE  
TESIS:**

Dra. Fatima Moumtadi

-----  
**FIRMA**

# Agradecimientos

Le agradezco primeramente a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi vida, por fortalecer mi corazón e iluminar mi mente, por haber puesto en mi camino a aquellas personas que han sido mi soporte y compañía durante todo el periodo de estudio y por brindarme una vida llena de experiencias, aprendizaje y felicidad.

Agradezco con todo mi cariño y mi amor a mis padres. A mi mamá Yomaira Álvarez Panelli por su apoyo incondicional y todos los sacrificios que ha hecho a lo largo de mi vida para ofrecerme una excelente educación y convertirme en la profesional que soy ahora. A mi papá Ramón Ortiz Pérez, por brindarme su apoyo incondicional y por sus consejos en los momentos más importantes y difíciles.

Gracias a mi familia y amigos en Puerto Rico y mi familia extendida y amigos en México, que siempre estuvieron presentes para brindarme todo su apoyo, alegría y fortaleza para poder seguir adelante.

A todos los integrantes del jurado por su apoyo, su tiempo y sugerencias para concluir esta tesis y etapa de mi vida.

# ÍNDICE GENERAL

---

---

<b>AGRADECIMIENTOS</b> .....	<b>III</b>
<b>ÍNDICE GENERAL</b> .....	<b>IV</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	<b>VI</b>
<b>RESUMEN</b> .....	<b>X</b>
<b>CAPÍTULO I</b> .....	<b>1</b>
1 INTRODUCCIÓN.....	2
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
1.2 OBJETIVO .....	4
1.3 METODOLOGÍA .....	4
1.3.1 DIAGRAMA DEL SISTEMA PROPUESTO.....	5
1.4 ANTECEDENTES .....	6
1.5 ESTADO DEL ARTE.....	7
<b>CAPÍTULO II</b> .....	<b>11</b>
2 EL CORAZÓN Y ARRITMIAS CARDÍACAS.....	12
2.1 MORFOLOGÍA DEL CORAZÓN.....	12
2.2 FISIOLÓGÍA DEL CORAZÓN Y CICLO CARDÍACO .....	15
2.3 ARRITMIAS CARDÍACAS.....	17
2.3.1 BRADICARDIA .....	19
2.3.2 TAQUICARDIA VENTRICULAR.....	19
<b>CAPÍTULO III</b> .....	<b>21</b>
3 SEÑAL DE ECG COMO HERRAMIENTA PARA DETECCIÓN DE COMPLICACIONES CARDIOVASCULARES.....	22
3.1 CAPTURA DE UN ECG .....	22
3.2.1 DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRÁFICAS .....	24
3.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN .....	26
3.2.1 PROCESO DE ACTIVACIÓN CELULAR .....	27
3.2.2 PROCESO DE ACTIVACIÓN ELÉCTRICA DEL CORAZÓN.....	29
3.2.3 COMPONENTES GRÁFICOS DE UN ECG.....	33
3.3 DETECCIÓN E INTERPRETACIÓN DE ONDAS EN LA SEÑAL DE ECG.....	34
3.3.1 DETECCIÓN DE LA ONDA P.....	34
3.3.2 DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS.....	36

3.3.3 DETECCIÓN DE LA ONDA T .....	37
3.3.4 DETECCIÓN DEL INTERVALO RR.....	38
<b>CAPÍTULO IV .....</b>	<b>39</b>
4 DESARROLLO DEL SISTEMA PROPUESTO.....	40
4.1 ADQUISICIÓN Y FILTRADO DE LA SEÑAL CARDÍACA.....	40
4.2 CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS.....	52
4.2.1 BINARIZACIÓN DE LA SEÑAL DE ECG.....	52
4.2.2 ALGORITMO PARA DETECCIÓN DE ARRITMIAS.....	55
4.3 TRANSMISIÓN INALÁMBRICA.....	64
4.4 SISTEMA DE ALARMA.....	68
4.4.1 ALGORITMO PARA DECODIFICACIÓN DE ALARMA.....	70
4.4.2 ALARMA.....	71
<b>CAPÍTULO V.....</b>	<b>73</b>
5 VALIDACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS.....	74
5.1 ADQUISICIÓN Y FILTRADO DE LA SEÑAL DE ECG.....	74
5.1.1 TARJETA DE ADQUISICIÓN.....	74
5.1.2 AJUSTE DE OFFSET Y GANANCIA.....	75
5.2 CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS.....	78
5.2.1 BINARIZACIÓN DE LA SEÑAL DE ECG.....	78
5.2.2 ALGORITMO PARA DETECCIÓN DE ARRITMIAS.....	79
5.2.2.1 DETECCIÓN DEL INTERVALO RR.....	79
5.2.2.2 CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS Y LPM.....	82
5.3 TRANSMISIÓN INALÁMBRICA Y ALARMA.....	83
5.4 PROTOTIPO FINAL.....	88
<b>CAPÍTULO VI.....</b>	<b>93</b>
6 CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	94
6.1 CONCLUSIONES.....	94
6.2 TRABAJO FUTURO.....	98
<b>ANEXOS .....</b>	<b>99</b>
<b>REFERENCIAS .....</b>	<b>103</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

---

---

Figura 1.1. Diagrama del sistema propuesto.....	5
Figura 2.1. Cavidades y válvulas del corazón, las flechas indican el flujo normal de la sangre ...	12
Figura 2.2. Septo ventricular.....	14
Figura 2.3 Identificación del haz de His en el corazón .....	14
Figura 2.4. Flujo sanguíneo del corazón durante el proceso de sístole y diástole .....	15
Figura 2.5. Zonas para la medición del pulso cardíaco.....	17
Figura 2.6. Lectura de bradicardia.....	19
Figura 2.7. Lectura de taquicardia.....	20
Figura 3.1. Captura de un ECG con ritmo cardíaco normal.....	23
Figura 3.2. Hoja milimetrada utilizada en la captura de un ECG.....	23
Figura 3.3. Deflexiones positiva y negativa en el ECG.....	23
Figura 3.4. Triángulo de Einthoven con la representación de las derivaciones bipolares de Einthoven: DI(Lead I), DII(Lead II) y DIII (Lead III) y la representación de las derivaciones unipolares amplificadas de los miembros: aVR, aVL y aVF.....	24
Figura 3.5. Derivaciones bipolares de Einthoven.....	25
Figura 3.6. Derivaciones unipolares ampliadas de Goldberger.....	26
Figura 3.7. Potencial de acción para las células miocárdicas no marcapaso.....	28
Figura 3.8. Potencial de acción de las células miocárdica marcapaso.....	29
Figura 3.9. Sistema de conducción del impulso cardíaco.....	30
Figura 3.10. Despolarización y vector de despolarización auricular, representado por la onda P. ....	30
Figura 3.11. Despolarización del nodo auriculoventricular y representación de este por el segmento PR.....	31
Figura 3.12. Despolarización ventricular en donde el vector 1 representa la despolarización septal, el vector 2 la despolarización de la masa ventricular y el vector 3 la despolarización posterobasal. Todo esto es representado por el complejo QRS.....	32
Figura 3.13. Repolarización ventricular y su representación en el trazado por la onda T .....	33
Figura 3.14. Componentes gráficos del ECG [52]. .....	34
Figura 3.15.Onda P.....	35
Figura 3.16. Complejo QRS. ....	36
Figura 3.17. Onda T.....	37
Figura 3.18. Intervalo RR.....	38
Figura 4.1. Diagrama de etapas del sistema propuesto con su contenido.....	40
Figura 4.2. Tarjeta de adquisición basada en el amplificador de instrumentación INA321 con filtro pasa bajas a 34Hz y filtro Notch de 60 HZ.....	42
Figura 4.3. Circuito esquemático de la tarjeta de adquisición.....	43
Figura 4.4. Sub-circuito para voltaje de referencia.....	43
Figura 4.5. Sub-circuito para el ajuste del voltaje de desplazamiento.....	44

Figura 4.6. Sub-circuito para el filtro pasa bajas.....	45
Figura 4.7. Circuito esquemático de filtro pasa bajas simulado. ....	46
Figura 4.8. Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 33.86Hz... 46	46
Figura 4.9. Sub-circuito del filtro supresor de banda (Notch). ....	47
Figura 4.10. Circuito esquemático de filtro supresor de banda con simulado. ....	48
Figura 4.11. Respuesta en frecuencia del filtro supresor de banda con frecuencia de corte de 60Hz.....	49
Figura 4.12. Circuito esquemático del filtro pasa altas con respuesta Butterworth y topología Sallen Key. ....	49
Figura 4.13. Respuesta en frecuencia del filtro pasa altas con frecuencia de corte a 0.67Hz.....	51
Figura 4.14. Pasos dentro del proceso de clasificación de arritmias. ....	52
Figura 4.15. Representación de la señal de ECG, intervalo R-R y su respectiva señal binarizada. ....	53
Figura 4.16. Circuito esquemático para detectar máximos.....	54
Figura 4.17. Simulación del comparador de voltaje. ....	54
Figura 4.18. Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro con micro-controlador ATmega32U4. ....	55
Figura 4.19. Diagrama de flujo general del algoritmo para la clasificación de arritmias. ....	56
Figura 4.20. Diagrama de flujo para las interrupciones del algoritmo. ....	57
Figura 4.21. Diagrama de flujo para las subrutinas TiempoR1 y TiempoR2.....	58
Figura 4.22. Diagrama de flujo para la subrutina TiempoInter. ....	59
Figura 4.23. Representación de la medición de los intervalos para las subrutinas TiempoR1, TiempoInter y TiempoR2.....	59
Figura 4.24. Diagrama de flujo para el lazo en el cual se calcula la duración del intervalo RR... 60	60
Figura 4.25. Representación de variables R1, Inter y R2. ....	61
Figura 4.26. Diagrama de flujo de la subrutina Clasificación.....	63
Figura 4.27. Diagrama de flujo de la subrutina Alarma. ....	64
Figura 4.28. Módulos RF de 433MHz (TX izquierda y RX derecha). ....	65
Figura 4.29. Demostración para la conexión de los módulos RF de 433MHz con dos micro-controladores.....	65
Figura 4.30. Módulos de RF con sus respectivas antenas. ....	66
Figura 4.31. Ejemplo de una modulación por desplazamiento de amplitud (ASK).....	67
Figura 4.32. Detalles de los paquetes y la estructura de los bytes utilizada en el protocolo de los módulos de RF. ....	68
Figura 4.33. Proceso dentro de la etapa del sistema de alarma. ....	69
Figura 4.34. Tarjeta Arduino Pro-Mini con micro-controlador ATmega328. ....	69
Figura 4.35. Diagrama de flujo del algoritmo para la decodificación de alarma.....	70
Figura 4.36. Imagen del transductor piezoeléctrico (buzzer) utilizado.....	71
Figura 4.37. Ejemplo para varios ciclos de trabajo (Duty Cycles) en la modulación de ancho de pulso (PWM).....	72
Figura 5.1. Señal ECG: salida de la tarjeta de adquisición luego de filtro pasa bajas y filtro Notch. ....	75

Figura 5.2. Comprobación del filtro pasa altas y señal de entrada de 0.1Hz y 1V (canal 1, señal amarilla).....	75
Figura 5.3. Comprobación del filtro pasa altas y señal de entrada de 0.6Hz y 1V (canal 1, señal amarilla).....	76
Figura 5.4. Comprobación del filtro pasa altas y señal de entrada de 13 Hz y 1V (canal 1, señal amarilla).....	76
Figura 5.5. Señal ECG: luego del filtro pasa altas de 0.67Hz y amplificación.....	77
Figura 5.6. Señal ECG: comparación de la salida de la tarjeta de adquisición (canal 1, señal amarilla) y salida del filtro 0.67hz (canal 2, señal azul). ..	77
Figura 5.7. Detección de los picos R en la señal de ECG: la señal amarilla (canal 1) es la entrada al detector de picos y la señal azul es la salida de la etapa de adquisición y filtrado (canal 2). ..	78
Figura 5.8. Voltaje de referencia para el comparador de voltaje. ....	79
Figura 5.9. Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro, detector del intervalo RR y tarjeta de desarrollo para el micro-controlador MSP432553, simulador de la señal PWM. ....	80
Figura 5.10. Detección de la señal PWM para un intervalo de 0.375 s. ....	81
Figura 5.11. Detección para arritmia de Taquicardia Ventricular, con un intervalo de 0.40 s y LPM igual a 150.....	83
Figura 5.12. (a).Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro con módulo transmisor. (b). Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Mini con módulo receptor y LED's.....	84
Figura 5.13. Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Mini con módulo receptor: (a) led rojo encendido, (b) led verde encendido y (c) led amarillo encendido, por tarjeta de desarrollo Arduino Pro-micro al activar pines 5, 6 y 7 respectivamente. ....	84
Figura 5.14. (a)Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro detector del intervalo RR, tarjeta de desarrollo para el micro-controlador MSP432553, simulador de la señal PWM y módulo transmisor. (b).Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Mini con alarma (buzzer) y módulo receptor. ....	85
Figura 5.15. Detección de la arritmia bradicardia, con un intervalo de 1.26 s y BPM igual a 47.86	
Figura 5.16. Demostración de la alarma para la arritmia bradicardia, led color amarillo.....	86
Figura 5.17. Detección para paciente sin arritmia, con un intervalo de 1.01 s y BPM igual a 60. ....	87
Figura 5.18. Demostración de la alarma para la arritmia bradicardia, led color verde. ....	87
Figura 5.19. Detección para arritmia de Taquicardia Ventricular, con un intervalo de 0.59 s y BPM igual a 101.....	87
Figura 5.20. Demostración de la alarma para la arritmia taquicardia ventricular, led color rojo. ....	88
Figura 5.21. Dispositivo comercial lector de ritmo cardíaco y oxímetro Digit. ....	88
Figura 5.22. Ambiente de pruebas de validación con el dispositivo Digit: (a) fuente de alimentación para la tarjeta de adquisición (9V), cables y electrodos para placa de etapa de adquisición, detección y transmisión de alerta (derecha), placa para para etapa de recepción y sistema de alarma (izquierda).(b) Computadora portátil para visualizar resultados.....	89

Figura 5.23. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 90.....	89
Figura 5.24. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 111.....	90
Figura 5.25. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 98.....	91
Figura 5.26. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 103.....	91

## RESUMEN

---

Se desarrolla un método para clasificación de dos arritmias cardíacas; taquicardia ventricular/bradicardia, así como el cálculo del ritmo cardíaco implementado en un dispositivo móvil con sistema de alerta.

Para lograr el objetivo propuesto se utiliza la señal cardíaca, que contiene la actividad eléctrica del corazón (ECG), compuesta de las ondas P, Q, R, S, T y U. El enfoque que se utilizó fue dividido en cuatro etapas principales: a) la adquisición y filtrado de la señal cardíaca, utilizando una tarjeta de adquisición basada en un amplificador de instrumentación y filtros activos/pasivos, b) la detección de la duración del intervalo RR y la clasificación de arritmias, a través de la binarización de los picos R y la obtención del ritmo cardíaco, c) la transmisión inalámbrica, utilizando módulos de transmisión por radiofrecuencia, y por último d) el sistema de alarma, el cual lo conforman un *buzzer* y tres leds.

El prototipo se valida con señales de ancho de pulso modulado (PWM), representativas de la señal de ECG binarizada, y con un dispositivo comercial lector de frecuencia de pulso en adultos, utilizado para la comprobación del ritmo cardíaco.

La finalidad de este dispositivo es servir como un sistema de alerta de bajo costo para los pacientes que se encuentran en reposo, alertando a la persona al cuidado de éste, permitiendo tomar una decisión al instante que sucede la arritmia y de esta manera evitar algún percance mayor.

---

---

# Capítulo I

---

---

## *Introducción*

---

---

# CAPITULO 1: INTRODUCCIÓN

---

De acuerdo a los datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), las enfermedades cardiovasculares (ECV) son la principal causa de muerte en todo el mundo. Cada año mueren más personas por ECV que por cualquier otra enfermedad. Se calcula que en 2008 murieron por esta causa 17.3 millones de personas, lo cual representa un 30% de todas las muertes registradas en el mundo; 7.3 millones de esas muertes se debieron a la cardiopatía coronaria, y 6.2 millones a los accidentes vasculares cerebrales (AVC). Las muertes por ECV afectan por igual a ambos sexos, y más del 80% se producen en países de ingresos bajos y medios. Se calcula que en 2030 morirán cerca de 23.3 millones de personas por ECV, sobre todo por cardiopatías y AVC, y se prevé que sigan siendo la principal causa de muerte [1].

Dentro de las ECV se encuentran las arritmias cardíacas, a las que se denominan como toda irregularidad en el ritmo natural del corazón. Cualquiera puede sentir latidos irregulares o palpitaciones en algún momento de su vida, la presencia o ausencia de síntomas y los tipos de síntomas específicos, dependen del estado del corazón y del tipo de arritmia. Los síntomas también dependen de la gravedad, frecuencia y duración de la arritmia. Una arritmia puede estar presente todo el tiempo o puede ser intermitente. Algunas arritmias no producen síntomas de advertencia, se puede o no sentir síntomas cuando la arritmia está presente o sólo notarlos cuando la persona está más activa. Los síntomas pueden ser muy leves cuando se presentan, hasta pueden ser inofensivos, pero también pueden ser graves o incluso potencialmente mortales.

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

---

La arritmia es una condición médica común que incluye una amplia gama de patologías relacionadas con el corazón. Aunque no todas ellas son permanentes, requieren de atención médica, ya que pueden proporcionar pistas para el desarrollo de enfermedades graves del corazón.

A nivel general, las enfermedades cardiovasculares suponen una gran carga para las economías de los países. Existen pronósticos que indican que China, por ejemplo, perderá 558,000 millones de dólares en el decenio 2006 – 2015 debido a las cardiopatías, los AVC y la diabetes [1]. La

prevención de muertes por ECV, representadas en su mayoría por arritmias cardíacas, requiere la identificación rápida y precisa de éstas. Por lo tanto, el desarrollo preciso de las técnicas no invasivas para la identificación de pacientes en riesgo de sufrir arritmias letales es esencial para la reducción de la mortalidad de las complicaciones cardíacas.

La representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, conocida como electrocardiograma (ECG), ha sido una pieza importante para la detección, el diagnóstico y prevención de dichas condiciones durante un largo tiempo. Sin embargo, su interpretación se basa principalmente en la experiencia de un experto en la medicina o *hardware* especializado que sólo está disponible en hospitales o clínicas. Esto es especialmente problemático en lugares, donde la disponibilidad de clínicas y médicos expertos es baja.

Comercialmente existen monitores del ritmo cardíaco pero a pesar de su exactitud, son costosos, por lo que no son accesibles para todo tipo de personas que requieran algún dispositivo para prevención o pacientes que ya padezcan condiciones cardíacas. Estos últimos son pacientes delicados y deben ser atendidos por médicos expertos para monitoreo continuo de su frecuencia cardíaca, porque no se sabe en qué momento tengan una recaída y necesiten de atención inmediata.

En los casos, donde el paciente está en su casa en observación, lo más importante es alertar al miembro de la familia que se encuentre con la persona en el momento, así el familiar puede asistir rápidamente al paciente en lo que se puede contactar al experto y evitar un agravamiento que podría ser mortal. Aunque recientemente hay un auge en aplicaciones y dispositivos portátiles comerciales para el monitoreo de pacientes con EVC que tienen como objetivo tener un costo más accesible al consumidor, su precio para la venta se encuentra alrededor de los \$300 dólares o en renta por un precio aproximado de entre 500 y 1000 pesos mensuales [2].

Esto afecta grandemente a los pacientes de bajos recursos o en zonas remotas, debido a los altos costos en los dispositivos de monitoreo, la poca accesibilidad a la tecnología moderna y limitaciones de infraestructura. Es por esto que se observa la necesidad de un dispositivo de bajo costo, capaz de lograr el monitoreo de la frecuencia cardíaca, con un sistema de alarma, fácil de utilizar, preciso y que se pueda utilizar en cualquier hogar o en entornos ambulatorios, y de esta manera prevenir algún suceso que ponga en peligro la salud del paciente.

## 1.2 OBJETIVO

---

Desarrollar un método de detección de arritmias para un dispositivo móvil capaz de enviar una señal de alerta para las arritmias cardíacas frecuentes en adultos, permitiendo identificar si existe un mal funcionamiento del corazón mientras el paciente se encuentre en reposo.

## 1.3 METODOLOGÍA

---

Mediante amplificadores de instrumentación se acondiciona la señal eléctrica que representa la actividad del corazón. Esta señal se obtiene por medio de dos electrodos ubicados en las muñecas del paciente, tratando de limitarlo lo menos posible sin afectar la adquisición de dicha señal. Luego ésta pasará por una etapa de clasificación y codificación, en la cual, por un método digital, se detecta si está ocurriendo alguna arritmia, y de ser éste es el caso, se clasificará el tipo de arritmia entre bradicardia y taquicardia. Dependiendo la arritmia será la codificación que se utilizará para la señal enviada por el transmisor de radiofrecuencia (RF). Dicha señal será recibida por un receptor de RF que luego pasará a una etapa de decodificación, la cual activará una alarma diferente para cada arritmia, alertando así que el funcionamiento del corazón no es el ideal.

### 1.3.1 DIAGRAMA DEL SISTEMA PROPUESTO

A continuación se muestra el diagrama del sistema propuesto antes explicado para dicho dispositivo.



**Figura 1.1. Diagrama del sistema propuesto.**

Descripción de las etapas del sistema propuesto:

A. Electrodo:

Los electrodos estarán en contacto directo con la piel del paciente, que es donde se detectarán los cambios de potencial del campo eléctrico producido por el sistema de conducción cardíaco.

B. Etapa de adquisición y filtrado de la señal:

Para el desarrollo del presente proyecto es de vital importancia la etapa de adquisición, ya que en ésta se debe acondicionar la señal proveniente de los electrodos para su posterior procesamiento. Este acondicionamiento se refiere principalmente a un filtrado adecuado a las características de la señal, así como proveer a la señal de un nivel de voltaje apropiado, ya que la señal de interés se encuentra sumergida en una amplia gama de señales y presenta un nivel de voltaje bajo.

C. Etapa de detección de picos R y clasificación de arritmias:

La detección de picos se realizará mediante un comparador analógico, el cual detectará el valor máximo en la señal. Mediante la utilización de un algoritmo, se procesará la señal en donde se identificará la duración del intervalo RR en una señal no ideal de ECG. Todo este proceso se realizará en un micro-controlador y luego por medio del transmisor, conectado a dicho micro-controlador, enviará una señal para activar una alarma, en caso de existir alguna anomalía en el paciente.

D. Etapa de transmisión inalámbrica (RF):

Los módulos de transmisión (Tx) y recepción (Rx) de RF elegidos se pueden utilizar para transmitir una señal con alcance de hasta 80 metros. Ambos módulos (Tx/Rx) funcionan dentro de un rango de 3v a 12v y consumen entre 9mA a 40mA. Su modulación es por desplazamiento de amplitud (ASK) y su frecuencia de trabajo es de 433MHz, con una potencia de transmisión de 25mW.

E. Sistema de Alarma:

Este circuito consta de otro micro-controlador, el cual estará esperando el mensaje de alerta, dependiendo el tipo de arritmia, para activar la alarma. Un sistema de alarma es un elemento de seguridad pasivo. Esto significa que no evitan una situación anormal, pero sí son capaces de advertir de ella, cumpliendo así, una función importante frente a posibles problemas. En este caso se tendrá un *buzzer*, el cual emitirá la alarma junto con tres leds los cuales indicarán el tipo de alarma para cada una de las arritmias.

Como fuente de alimentación para el dispositivo se utilizaran baterías recargables de 9v.

## 1.5 ANTECEDENTES

---

Como antecedentes a este proyecto de investigación se tiene la tesis “Detección de Arritmias Basada en la Transformada Discreta Wavelet” por las Ingenieras Gabriela Díaz Cartas y Nicté Mandujano Mayoral. En dicho trabajo de investigación se desarrolló una estrategia para la clasificación de tres arritmias cardíacas (taquicardia ventricular, bradicardia, aleteo ventricular) y el ritmo cardíaco normal. El enfoque que se utilizó fue dividido en tres etapas principales: el pre-procesamiento de la señal de ECG, en donde se eliminó la línea de base y el ruido de la señal; la detección del intervalo RR, que se hizo con la Transformada Discreta Wavelet; y por último la clasificación de arritmias cardíacas, que se obtuvo con el ritmo cardíaco y con las características del intervalo R-R. El método propuesto se logró en el *software* MATLAB y logró un rendimiento en la detección de 93.69 % [3].

Este diseño solo fue comprobado en el *software* MATLAB con señales digitalizadas de la base de datos MIT-BIH, pero nunca fue implementado en un dispositivo. En esta investigación se desarrolla un cambio en el algoritmo de detección de arritmias y sistema de alerta, con el objetivo de mejorar la eficiencia obtenida dicho algoritmo. Además se implementa un prototipo y se comprueba su funcionamiento con señales de pacientes reales.

## 1.6 ESTADO DEL ARTE

---

Aunque hay autores que indican que existe la biomédica desde que se aplicaron remedios a problemas particulares del individuo, como una prótesis del dedo gordo del pie que fue descubierta en una tumba egipcia con una antigüedad de más de 3000 años [4], generalmente se cree que no fue hasta finales del siglo XIX que se despertó la inquietud de muchísimos médicos por las enfermedades del corazón y que comenzaron a dedicarse a su estudio.

En 1887, Augustus D. Waller publicó el primer electrocardiograma humano (ECG) grabado con un electrómetro capilar. Posteriormente, Willem Einthoven inventó un galvanómetro más sensible para la producción de ECG utilizando una fina cadena de cuarzo recubierta de plata. Él inventó el sistema de cables para la grabación de ECG e identificó los cinco puntos de desviación en el ciclo cardíaco nombrándolos P, Q, R, S y T que todavía se usan en las normas actuales [5,6].

Einthoven también comenzó la transmisión de ECG del hospital a su laboratorio en las líneas telefónicas, a una distancia de 1.5 Km. Luego de esto, la tecnología biomédica, en este caso la relacionada con los dispositivos utilizados en el área de cardiología, fue avanzando y desarrollándose con mayor rapidez. Para 1985 se encontraba en desarrollo los monitores de arritmia, que analizaban la señal del ECG en tiempo real, para pacientes ambulatorios. Tal dispositivo, para ese entonces, requería una capacidad de reconocimiento muy precisa. Para este año ya se tenían reportes de algoritmos de detección de los complejos QRS en tiempo real. La detección de este tipo no era tan fácil para esos tiempos, no sólo debido a la variedad fisiológica de los complejos QRS, pero también a causa de los diversos tipos de ruido que pueden estar presentes en la señal de ECG, aun así tenían un 99.3% de eficiencia [6,7].

En el 1988, mientras la tecnología seguía en desarrollo, ya se tenían reportes de sistemas de detección de arritmias en tiempo real utilizando cinco variables para el diagnóstico: frecuencia

cardíaca, el ancho del complejo QRS, morfología, eje de desviación y el segmento ST. Estos adelantos hacían que la detección de arritmias fuera precisa y que al guardar esta información, se analicen las señales para lograr detectar patrones de ellas en los pacientes. Desde entonces, una enorme base de conocimientos se ha generado cubriendo los aspectos clínicos y de ingeniería de la electrocardiografía [8].

Desde las últimas décadas se han desarrollado dispositivos electrónicos para el monitoreo y la grabación digital de la señal de ECG. Entre los dispositivos de diagnóstico ambulatorios que se encuentran actualmente disponibles para registrar un ECG está el marcapasos y el cardio-desfibrilador, que se implantan principalmente para impulsar artificial y rítmicamente el corazón y / o emplear una descarga eléctrica al corazón. Estos dispositivos pueden ser programados para detectar y almacenar anormalidades en el ritmo cardíaco, y así enviar datos a una recepción remota. [9,10] El conocido *Holter*, que registra continuamente un ECG de 12 derivaciones durante un período de 24 a 48 horas, incluso hasta 72 horas. Desde 1960, ha sido la primera opción para estudio diagnóstico adicional en la detección y cuantificación de arritmias. Para vincular los cambios en el ECG a los síntomas que sufran los pacientes, estos deben mantener un diario durante el período de monitoreo [11,12].

También existen grabadoras implantables de activación automática que requieren un procedimiento invasivo menor. Debido a que los electrodos externos no son necesarios, este dispositivo se puede utilizar por los pacientes durante un largo período de tiempo (12 a 24 meses). En la actualidad, la capacidad de transmisión a distancia no está disponible [13]. Por otro lado, se tienen los grabadores de eventos con memoria (registradores de eventos continuos), los cuales hacen una grabación de continua, pero la tira de ritmo sólo se guardará cuando un paciente activa el dispositivo. La mayoría de los dispositivos se programan para guardar tiras de ritmo antes de la activación y después de la activación. De estos hay varios diseños disponibles, por ejemplo, con electrodos colocados en el pecho, con un dispositivo en la muñeca o un diseño de tarjeta de crédito de mano [14,15]. El registrador de eventos externos, también conocido como la vigilancia telefónica, es otro de estos dispositivos, basado en grabaciones ambulatorias no continuas. Después de la activación por parte del paciente se registra un ECG. El evento registrado debe ser transmitido directamente por teléfono a un centro de recepción [15,16].

El desarrollo de estos dispositivos ambulatorios también ha seguido a la par del desarrollo de la tecnología de las comunicaciones y se han desarrollado dispositivos modernos en la telemetría

cardíaca móvil. La telemetría cardíaca consiste mayormente en que el paciente posee tres derivaciones precordiales unidas a un sensor portátil que detecta continuamente arritmias asintomáticas pre-especificadas y transmite los datos de ECG en tiempo real. Si el monitor detecta un ritmo cardíaco anormal, el monitor transmite automáticamente los datos del ECG del paciente al centro de monitoreo utilizando comunicaciones inalámbricas. Se han reportado diseños con tecnología GPRS/GSM, en el cual se activa una alarma, enviada vía teléfono móvil, a los teléfonos del centro médico para transmitir la señal del ECG grabado. Este sistema GPRS también proporcionaba un canal de datos y un canal de voz GSM para la conexión inalámbrica entre el paciente y el especialista [17]. También se encuentra la opción de enviar un mensaje de texto ("SMS") de alerta a un teléfono móvil, sea del especialista que atiende al paciente y/o algún familiar a cargo del paciente [18].

En la actualidad los dispositivos más populares, y hasta cierto punto necesarios, son los teléfonos inteligentes (*Smartphones*) y para ellos existe una variedad de aplicaciones que facilitan la rutina cotidiana, como la siguiente aplicación dirigida para los especialistas de la salud. Esta aplicación, AliveCor [19], sólo existe para los celulares inteligentes iPhones y se basa en una carcasa para el teléfono la cual posee dos electrodos. La aplicación detecta contacto de los sensores con la piel y cuando hay una conexión aceptable se empieza un conteo regresivo para iniciar el registro del ECG. Mientras se graba la señal del ECG, a la vez ésta también se mostrará en la pantalla del teléfono. Al pasar 10 segundos el ECG se guardara automáticamente en la aplicación para que luego revisarla y anotar detalles, o descartarla si así lo desea. Esta aplicación automáticamente sincroniza la señal recibida en las computadoras registradas en la misma cuenta, haciendo accesible las lecturas a cualquier persona en cualquier lugar del mundo que estén registradas en la cuenta.

La mayoría de los dispositivos mencionados anteriormente tienen como objetivo principal la monitorización cardíaca continua para el análisis de la señal de ECG, no todos se basan en la detección automática de arritmias al momento de su ocurrencia. Los dispositivos que se basan en la detección de arritmias en tiempo real pueden ser variados, pero no todos se encuentran disponibles comercialmente, ya que al existir diferentes tipos de arritmias, se producen diferentes morfologías de los latidos y es difícil sugerir un algoritmo típico para clasificar todos los latidos arrítmicos. Es por esto que existe una gran variedad de métodos elaborados para diferentes arritmias.

Entre los métodos para el análisis de la señal de ECG y la detección de complicaciones cardiovasculares se encuentra la detección de la onda R con la transformada wavelet db6 [20], detección del intervalo RR con la transformada sombrero mexicano [21], la autodetección de cambios en el segmento ST [22], detección del complejo QRS para el cálculo del ritmo cardíaco con la transformada wavelet y algoritmo Pan-Tompkins[23], clasificación del complejo QRS con la transformada Hilbert y algoritmo de Pan-Tompkins [24], algoritmo de detección de doble pendiente para el complejo QRS[25], entre otros.

La gran mayoría de estos algoritmos están desarrollados para detectar el complejo QRS de la señal de ECG y/o los intervalos RR. Algunos de estos métodos solo se basan en la detección de alguna onda o intervalo en la señal de ECG, mas no en su análisis. Mientras que otros métodos están desarrollados en la detección de arritmias como fibrilación ventricular, fibrilación auricular, taquicardia ventricular, taquicardia supraventricular, bradicardia, arresto cardíaco, entre otras. En cuanto a la eficiencia de estos algoritmos, esta se encuentra entre el 95% y 99%. Muchos de estos algoritmos están diseñados para realizar el análisis de la señal de ECG utilizando el *software* de MATLAB, para lo cual se necesita una computadora de escritorio o portátil, o para implementar dichos algoritmos en dispositivos portátiles, pero pocos de ellos han sido implementados/validados en dichos dispositivos o con pacientes [21, 26-31].

Estas nuevas aplicaciones de los sistemas de telemedicina ambulatoria siguen siendo herramientas útiles y poderosas para mejorar la calidad de la salud y aunque los avances del mercado de estos dispositivos para el monitoreo ambulatorio se están haciendo muy populares debido a su eficacia y facilidad de uso, aún existen reducidos grupos que no tienen acceso a dicha tecnología o que debido a que su ubicación sea en zonas remotas y desatendidas, muchos de estos métodos no son tan viables como en las zonas urbanas. Por ello, se ve una necesidad en la existencia de dispositivos eficientes y costeables para llegar a ese conjunto de personas con problemas cardiovasculares delicados, los cuales deben ser monitoreados constantemente, como el dispositivo que se presenta en este proyecto de investigación.

---

---

# Capítulo II

---

---

*El Corazón y Arritmias Cardíacas*

---

---

## CAPITULO 2: EL CORAZÓN Y ARRITMIAS CARDÍACAS

En este capítulo se mencionaran aspectos importantes sobre la morfología del corazón y las arritmias relacionadas a este trabajo, para así introducir al lector a los conceptos de cardiología, teniendo como finalidad el profundizar en ciertas anomalías que se presentan en los pacientes a los que este trabajo está enfocado.

### 2.1. MORFOLOGÍA DEL CORAZÓN

El músculo cardíaco es del tamaño del puño de una persona y se divide en cuatro cavidades: dos superiores que se denominan aurícula izquierda y aurícula derecha, y dos inferiores que se denominan ventrículo izquierdo y ventrículo derecho, estas cavidades se pueden observar en la figura 2.1. Las aurículas reciben la sangre del sistema venoso, pasan a los ventrículos y desde ahí se envía a la circulación arterial [32].

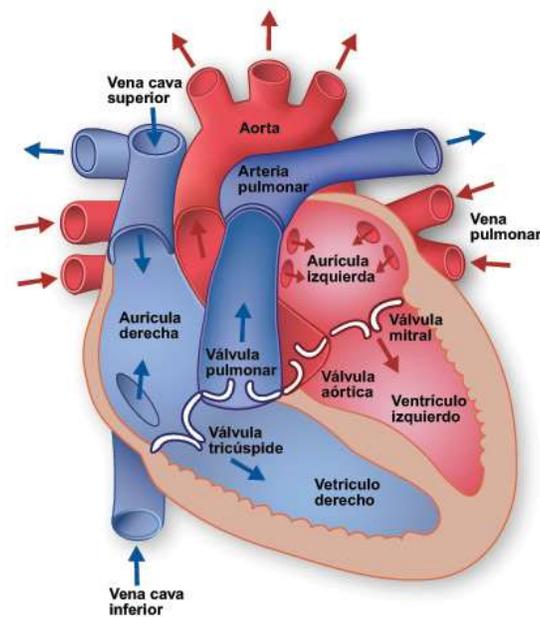


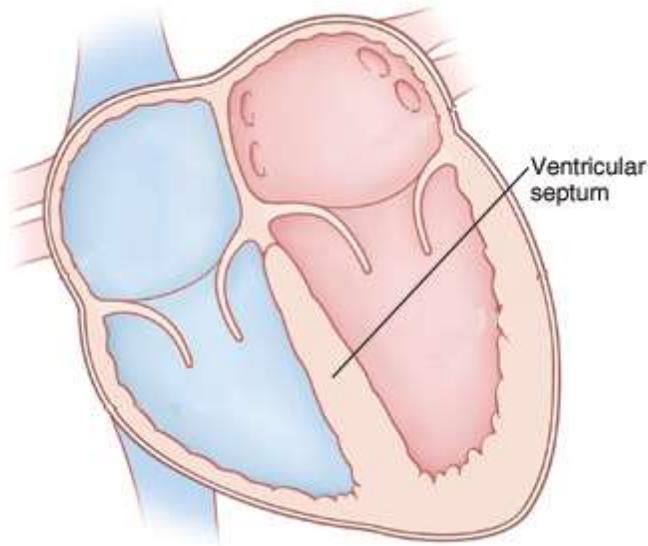
Figura 2.1. Cavidades y válvulas del corazón, las flechas indican el flujo normal de la sangre [32].

Las válvulas cardíacas son las estructuras que separan unas cavidades de otras, evitando que exista reflujo entre ellas. Están situadas en torno a los orificios atrioventriculares (o aurículoventriculares) y entre los ventrículos y las arterias de salida. Dichas válvulas son:

- La válvula tricúspide, separa la aurícula derecha del ventrículo derecho.
- La válvula pulmonar o sigmoidea pulmonar, separa el ventrículo derecho de la arteria pulmonar.
- La válvula mitral o bicúspide, separa la aurícula izquierda del ventrículo izquierdo.
- La válvula sigmoidea aórtica, separa el ventrículo izquierdo de la arteria aorta [33].

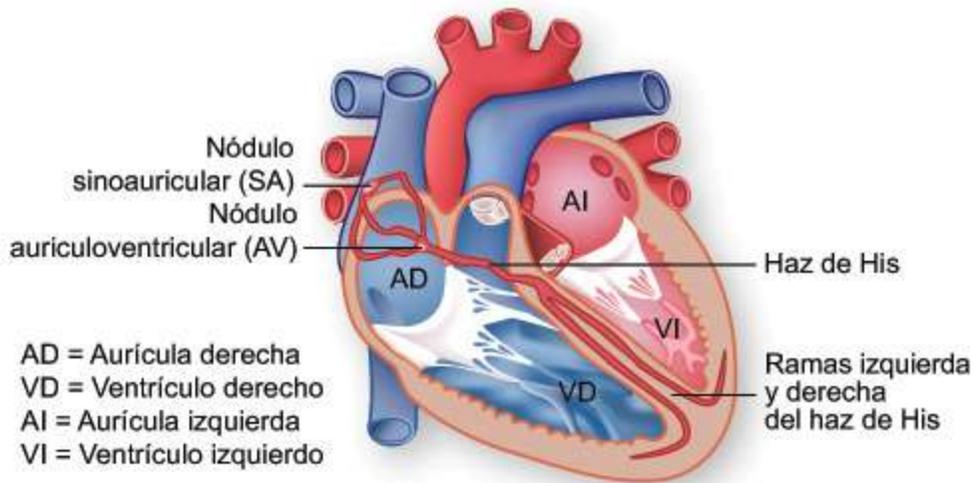
La aurícula y el ventrículo derechos forman lo que comúnmente se denomina el corazón derecho, el cual recibe la sangre que proviene de todo el cuerpo que desemboca en la aurícula derecha a través de las venas cavas, superior e inferior; esta sangre (pobre en oxígeno) llega al ventrículo derecho, desde donde es enviada a la circulación pulmonar por la arteria pulmonar. Debido a que la resistencia de la circulación pulmonar es menor que la sistémica, la fuerza que el ventrículo debe realizar es menor, razón por la cual su tamaño muscular es considerablemente menor al del ventrículo izquierdo.

La aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo forman el llamado corazón izquierdo. En esta parte del corazón se recibe la sangre de la circulación pulmonar que desemboca a través de las cuatro venas pulmonares en la porción superior de la aurícula izquierda. Esta sangre está oxigenada y proviene de los pulmones. El ventrículo izquierdo la envía por la arteria aorta para distribuirla por todo el organismo [32].



**Figura 2.2. Septo ventricular [34].**

El tejido que separa el corazón derecho del izquierdo se denomina septo o tabique, este se muestra en la figura 2.2. Funcionalmente, se divide en dos partes no separadas: la superior o tabique inter-atrial, y la inferior o tabique interventricular. Este último es especialmente importante, ya que por él pasa el haz de His, el cual permite llevar la pequeña corriente eléctrica hacia las partes más bajas del corazón, este se puede observar en la figura 2.3.

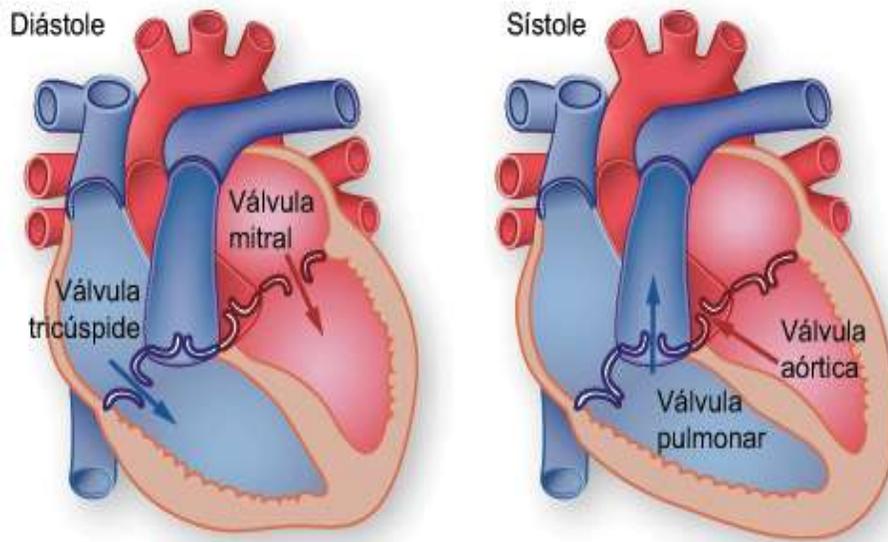


**Figura 2.3 Identificación del haz de His en el corazón [32].**

## 2.2. FISIOLÓGÍA DEL CORAZÓN Y CICLO CARDÍACO

---

El funcionamiento del corazón consta de tres etapas, en las cuales se escuchan los latidos del corazón. Estas etapas son sístole auricular, sístole ventricular y diástole, el flujo de sangre se puede observar en la figura 2.4. El conjunto de estas etapas conforman el ciclo cardíaco. Durante éste, el corazón alterna entre una contracción y una relajación aproximadamente 75 veces por minuto, es decir el ciclo cardíaco dura unos 0.8 segundos [33].



**Figura 2.4. Flujo sanguíneo del corazón durante el proceso de sístole y diástole. [35].**

Durante la sístole auricular, las aurículas se contraen y proyectan la sangre hacia los ventrículos. Una vez que la sangre ha sido expulsada de las aurículas, las válvulas aurículoventriculares (entre las aurículas y los ventrículos) se cierran. Esto evita el reflujo de sangre hacia las aurículas. El cierre de estas válvulas produce el sonido familiar del latido del corazón. Dura aproximadamente 0.1 s.

La sístole ventricular implica la contracción de los ventrículos expulsando la sangre hacia el aparato circulatorio. Una vez que la sangre es expulsada, la válvula pulmonar en la derecha y la válvula aórtica en la izquierda, se cierran (tiene una duración aproximada de 0.3 segundos). Por último la diástole es la relajación de todas las partes del corazón para permitir la llegada de nueva sangre (tiene una duración aproximada de 0.4 segundos).

Si se observa el tiempo de contracción y de relajación se verá que los atrios están en reposo aprox. 0.7 segundos y los ventrículos unos 0.5 segundos. Eso quiere decir que el corazón pasa más tiempo en reposo que en trabajo [34].

El ritmo cardíaco es el período armónico de latidos cardíacos formado por los sonidos que se producen durante el ciclo cardíaco [36]. Durante el ciclo cardíaco se pueden escuchar dos latidos, el primero es cuando sucede el cierre de válvulas tricúspide y mitral, y el segundo es cuando sucede el cierre de válvulas sigmoideas (válvulas pulmonares y aortas). Ambos latidos se producen debido al cierre súbito de las válvulas, sin embargo no es el cierre lo que produce el sonido, sino la repercusión de la sangre adyacente y la vibración de las paredes del corazón y vasos cercanos. La propagación de esta vibración da como resultado la capacidad para reconocer dichos latidos. Este movimiento se produce unas 70 a 80 veces por minuto [34].

Este número puede variar ya que el corazón no actúa en forma independiente. El cerebro detecta las condiciones a nuestro alrededor (el clima, los factores estresantes y el nivel de actividad física) y regula el aparato cardiovascular para poder satisfacer las necesidades del organismo en esas condiciones [35].

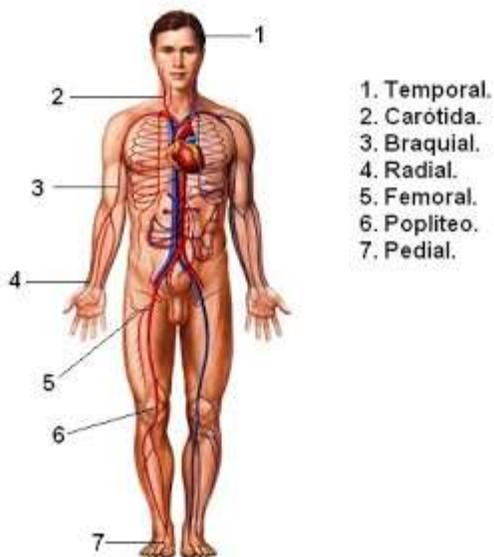
Se define a la frecuencia cardíaca como las veces que el corazón realiza el ciclo completo de llenado y vaciado de sus cámaras en un determinado tiempo. Por lo general es el número de veces que el corazón se contrae durante un minuto. Su medida es en latidos por minuto (LPM) [37].

La frecuencia cardíaca en reposo (FCR) es la frecuencia cardíaca que poseemos en el momento de menos actividad física, es decir, mientras estamos en reposo. Para calcular nuestro FCR, hay que tomar nuestra frecuencia cardíaca por la mañana cada día durante una semana. En la siguiente tabla se muestran los valores medios de la FCR en función de la edad y del sexo [37].

HOMBRES					MUJERES				
EDAD	Mal	Normal	Bien	Excelente	EDAD	Mal	Normal	Bien	Excelente
20 - 29	86 +	70 - 84	62 - 68	60 o menos	20 - 29	96 +	78 - 94	72 - 76	70 o menos
30 - 39	86 +	72 - 84	64 - 70	62 o menos	30 - 39	98 +	80 - 96	72 - 78	70 o menos
40 - 49	90 +	74 - 88	66 - 72	64 o menos	40 - 49	100 +	80 - 98	74 - 78	72 o menos
50 +	90 +	76 - 88	68 - 74	66 o menos	50 +	104 +	84 - 102	76 - 86	74 o menos

**Tabla 2.1. Valores medios de la FCR en función de la edad y del sexo [37].**

Para conocer la frecuencia cardíaca se debe medir el pulso cardíaco, que es el número de latidos cardíacos por minuto. El pulso se puede medir en la sien (temporal), en el cuello (carótida), en la parte interna del brazo (humeral o braquial), en la muñeca (radial), en la parte interna del pliegue del codo (cubital), en la ingle (femoral), en la parte posterior de la rodilla (poplíteo) y en el dorso del pie (Pedio), ya que en estas áreas, una arteria pasa cerca de la piel [37]. La figura 2.5 muestra las localidades de estas áreas.



**Figura 2.5. Zonas para la medición del pulso cardíaco [38].**

Una vez que se encuentra el pulso, se cuenta los latidos durante un minuto completo (o durante 30 segundos y se multiplica por dos), lo cual dará los latidos por minuto.

### 2.3. ARRITMIAS CARDÍACAS

---

Las arritmias comprenden todas las alteraciones de la frecuencia cardíaca, del ritmo cardíaco o de ambos parámetros. Existen muchos tipos de arritmias y cada una de ellas requiere un tratamiento diferente, también los síntomas, su gravedad y la repercusión sobre la calidad de vida del paciente puede ser muy variable [39].

Las arritmias cardíacas son a menudo reflejo de un proceso patológico subyacente que no necesariamente se limita al corazón. Por lo tanto, es necesario practicar en los pacientes una cuidadosa valoración de la historia clínica y el examen físico en búsqueda de una enfermedad preexistente.

Las arritmias se deben a alteraciones en la iniciación de los impulsos (automatismo) o a alteraciones en la propagación de los impulsos (conducción) en las cavidades del corazón. Por lo tanto, la naturaleza de estos perturbadores y su respuesta a los fármacos anti-arrítmicos, es variable, según la parte del sistema de conducción afectada y la etiología del trastorno [40].

Las arritmias se clasifican en dos grandes grupos: las que tienen una frecuencia cardíaca menor de 60 LPM, que se denominan bradiarritmias y las que cursan con una frecuencia cardíaca mayor de 100 LPM denominadas taquiarritmias [41].

- **Bradiarritmias**

El término bradiarritmia se utiliza para cualquier ritmo que tenga una frecuencia cardíaca menor de 60 LPM. Debido a que esta frecuencia se presenta en forma fisiológica, principalmente en deportistas, las bradiarritmias se consideran patológicas cuando una frecuencia es menor a 40 LPM, o en no deportistas cuando la frecuencia cardíaca es menor a 60 LPM. El origen de este problema puede ser consecuencia de patologías que afecten el nodo sinusal, el nodo auriculoventricular, el sistema His-Purkinje (bloques distales) o alteraciones combinadas.

- **Taquiarritmias**

El término taquiarritmia se utiliza para cualquier ritmo cardíaco con frecuencia mayor de 100 LPM. Cuando la frecuencia cardíaca es mayor a 100 LPM, y su ritmo es sinusal, generalmente es por causa fisiológica como, por ejemplo, el ejercicio, fiebre, anemia, hipertiroidismo, etc. Algunas veces se demuestra taquicardia sinusal sin causa fisiológica desencadenante, a esta taquicardia se le denomina taquicardia sinusal inapropiada y es muy frecuente verla en mujeres jóvenes que tienen disautonomía (trastornos provocados por un mal funcionamiento del sistema nervioso autónomo).

### 2.3.1. BRADICARDIA

La bradicardia es un pulso muy lento, es decir, una frecuencia cardíaca inferior a los 60 LPM, un ejemplo de su lectura se puede observar en la figura 2.6. Se produce cuando el impulso eléctrico que estimula la contracción del corazón no se genera en el marcapasos natural del corazón, el nódulo sinusal o sinoauricular (nódulo SA), o no es enviado a las cavidades inferiores del corazón (los ventrículos) por las vías correctas [42].

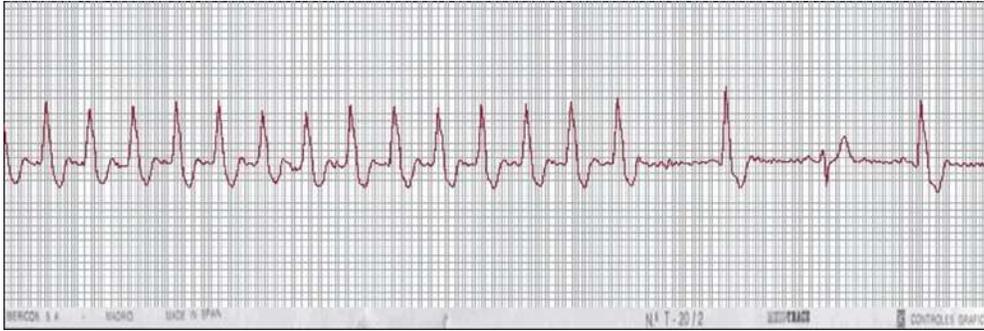


**Figura 2.6. Lectura de bradicardia.**

La bradicardia afecta principalmente a las personas mayores, pero puede afectar a personas de cualquier edad, incluso a niños muy pequeños. Para esta arritmia existen dos causas: el sistema nervioso central no comunica al corazón que debe bombear más o el nódulo SA podría estar dañado. Este daño puede deberse a una enfermedad cardiovascular, el proceso de envejecimiento o defectos heredados o congénitos, o podría ser causado por ciertos medicamentos, incluso aquellos que se administran para controlar las arritmias y la presión arterial alta. Los síntomas más comunes de la bradicardia son sensación de cansancio, falta de aliento, mareo o debilidad [42].

### 2.3.2. TAQUICARDIA VENTRICULAR

La taquicardia es un pulso rápido, es decir, una frecuencia cardíaca superior a los 100 LPM, un ejemplo de una lectura de ésta se observa en la figura 2.7. Hay muchos tipos diferentes de taquicardia, según dónde se origine el ritmo acelerado. Si se origina en los ventrículos, se denomina taquicardia ventricular. Si se origina por encima de los ventrículos, se denomina taquicardia supraventricular.



**Figura 2.7. Lectura de taquicardia.**

La taquicardia ventricular es cuando el nódulo SA ya no controla el latido de los ventrículos, sino que otras zonas a lo largo de la vía de conducción eléctrica inferior asumen la función de marcapasos. Como la nueva señal no se desplaza por el músculo cardíaco por la vía normal, el músculo cardíaco no late en forma normal. Se aceleran los latidos del corazón y el paciente siente palpitaciones. Los síntomas de la taquicardia son latidos irregulares acelerados en el pecho o un pulso fuerte en el cuello, malestar en el pecho, debilidad, falta de aliento, sudoración y mareo o desmayo [42].

---

---

# Capítulo III

---

---

*Señal ECG como Herramienta para Detección de  
Complicaciones Cardiovasculares*

---

---

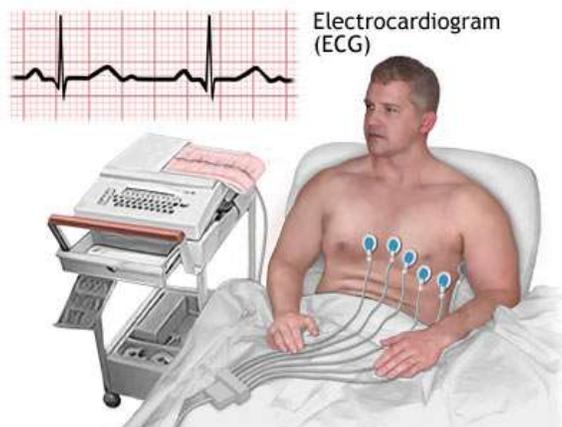
## CAPITULO 3: SEÑAL ECG COMO HERRAMIENTA PARA DETECCIÓN DE COMPLICACIONES CARDIOVASCULARES

La electrocardiografía consiste en registrar gráficamente la actividad eléctrica que se genera en el corazón. Su análisis proporciona información importante que aporta datos sobre la función cardíaca, trastornos del ritmo y de la conducción, hipertrofia de cavidades y ayuda al diagnóstico de cardiopatías congénitas o adquiridas de tipo infeccioso, inflamatorio o metabólico. En este capítulo se explicará con más detalle la actividad eléctrica del corazón y como entendiendo ésta señal, se utiliza como una herramienta en la detección de arritmias.

### 3.1 CAPTURA DE UN ECG

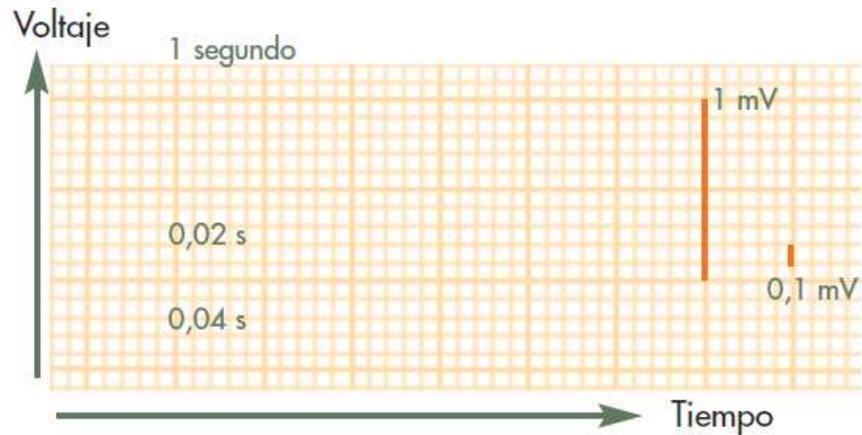
---

Un electrocardiograma (ECG) es un procedimiento de diagnóstico médico con el que se obtiene un registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo. En este gráfico se observan las variaciones del potencial eléctrico generadas por el conjunto de células cardíacas y que son recibidas en la superficie corporal. La formación del impulso cardíaco y su conducción generan corrientes eléctricas débiles que se diseminan por todo el cuerpo. Al colocar los electrodos y conectarlos a un instrumento de registro, como el electrocardiógrafo, se obtiene el trazado característico de las ondas del corazón. En la figura 3.1 se ejemplifica la captura de un ECG.



**Figura 3.1. Captura de un ECG con ritmo cardíaco normal [43].**

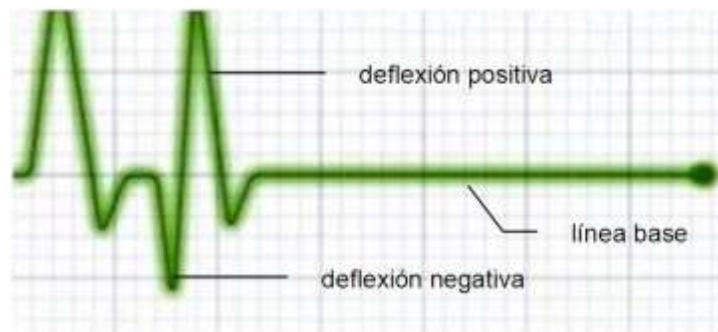
El registro del ECG se realiza en un papel milimetrado (figura 3.2), con líneas más gruesas cada 5 milímetros. Cada milímetro de trazado horizontal es equivalente a 0.04 segundos del ciclo cardíaco, el espacio entre dos líneas gruesas representa 0.2 segundos, a la velocidad habitual del papel de 25 [mm/seg] [44].



**Figura 3.2. Hoja milimetrada utilizada en la captura de un ECG. [45]**

En sentido vertical se representa el voltaje de las ondas electrocardiográficas, en [mV], las cuales son positivas o negativas según la línea isoelectrónica y en el eje horizontal se representa el tiempo.

Las conexiones de entrada al electrocardiógrafo deben ser realizadas de tal forma que al obtener el gráfico, una deflexión hacia arriba indique un potencial positivo y una hacia abajo uno negativo, teniendo una línea base, como se muestra en la figura 3.3.

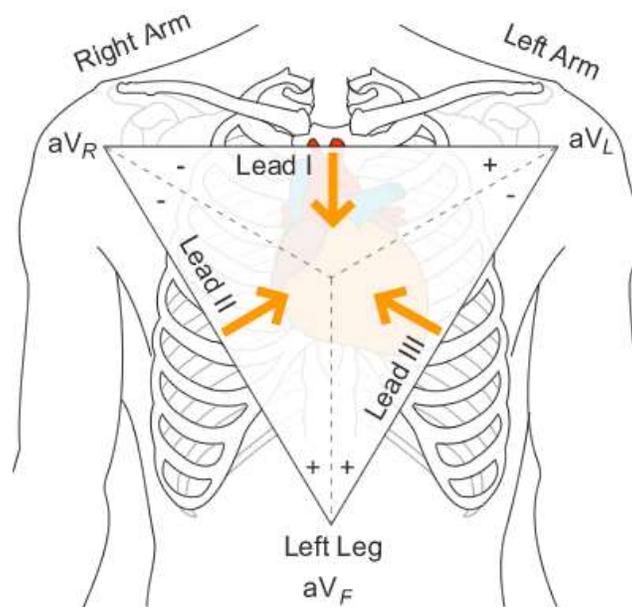


**Figura 3.3. Deflexiones positiva y negativa en el ECG.**

Se han adoptado normas internacionales con respecto a la velocidad del papel, 25 [mm/seg], la amplitud de calibración 1 [mV] = 1 [cm], y los lugares de la colocación de los electrodos [46,47].

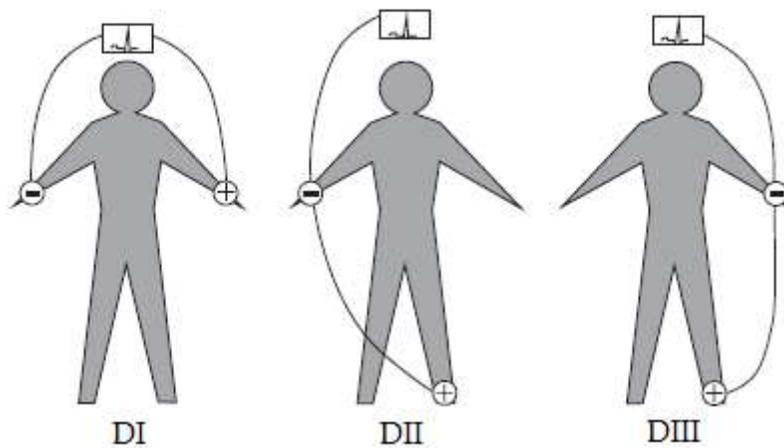
### 3.1.1 DERIVACIONES ELECTROCARDIOGRAFICAS

Las derivaciones electrocardiográficas son los diferentes registros de la actividad eléctrica del corazón, que se obtiene mediante una serie de electrodos que se ubican según normas preestablecidas. Las derivaciones pueden ser unipolares o bipolares. Las unipolares registran la diferencia de potencial entre un punto del cuerpo y otro punto llamado centro eléctrico y las bipolares registran el potencial que se obtiene entre dos puntos del cuerpo. Las derivaciones bipolares estándar de Einthoven (DI, DII, DIII), así como las unipolares amplificadas de los miembros desarrolladas por Wilson y Goldberger (aVR, aVL, aVF) se ubican en el plano frontal y estas se pueden representar en un triángulo equilátero, el cual se conoce como el triángulo de Einthoven [46,47], figura 3.4.



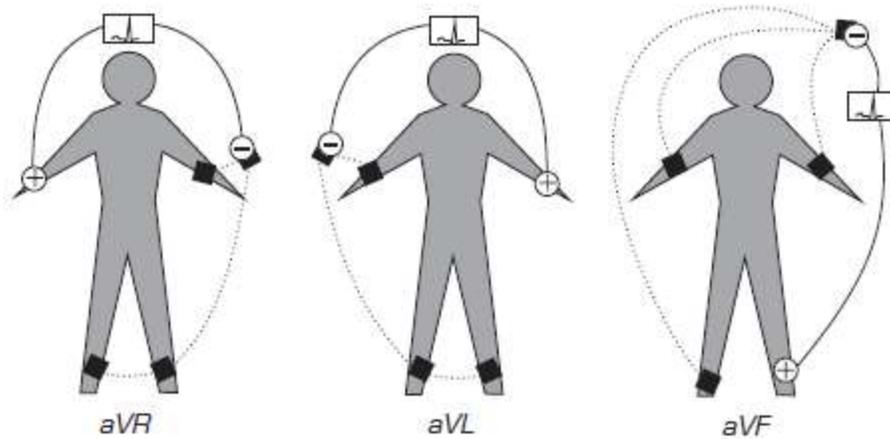
**Figura 3.4. Triángulo de Einthoven con la representación de las derivaciones bipolares de Einthoven: DI(Lead I), DII(Lead II) y DIII (Lead III) y la representación de las derivaciones unipolares amplificadas de los miembros: aVR, aVL y aVF [48].**

La demostración de las derivaciones bipolares o de Einthoven se observa en la figura 3.5. La derivación DI se obtiene al tomar el registro entre los electrodos ubicados en el miembro superior derecho y en el miembro superior izquierdo. Se tiene como electrodo negativo el derecho y como positivo el izquierdo. La derivación DII es el registro que se obtiene entre el electrodo negativo ubicado en el miembro superior derecho y el electrodo positivo ubicado en el miembro inferior izquierdo. La derivación DIII mide la corriente entre el electrodo negativo en el miembro superior izquierdo y el electrodo positivo en el miembro inferior izquierdo.



**Figura 3.5. Derivaciones bipolares de Einthoven [46].**

Las derivaciones unipolares miden la fuerza eléctrica absoluta de un electrodo positivo único en el cuerpo. Para lograr este efecto, se hace necesario ubicar un electrodo de potencial cero, lo cual se obtiene mediante el mecanismo de Wilson que consiste en la unión de los demás electrodos de las extremidades, haciendo que sus fuerzas se anulen. Sin embargo, por el mecanismo de amplificación diseñado por Goldberger, se construyeron las derivaciones unipolares ampliadas, de ahí la letra “a” minúscula en su denominación. La configuración de las derivaciones unipolares ampliadas se muestra en la figura 3.6.



**Figura 3.6. Derivaciones unipolares ampliadas de Goldberger [46].**

El potencial eléctrico registrado en una extremidad, a más de doce centímetros del corazón, es el mismo sin importar el lugar en donde se coloque el electrodo sobre ella. Generalmente se colocan los electrodos en las muñecas o en los tobillos, pero si una extremidad ha sido amputada se puede colocar en su porción más distal. En lo que respecta a este trabajo de investigación se utilizó la derivación bipolar DI, con un electrodo en la muñeca derecha y otro en la muñeca izquierda, pero debido a lo antes comentado estos electrodos también se podrían colocar en el pecho, en las esquinas para el brazo derecho y brazo izquierdo que se observan en el triángulo de Einthoven en la figura 3.4.

## 3.2 ACTIVIDAD ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

---

Para entender la actividad eléctrica del corazón, se necesita entender el proceso de activación de las células miocárdicas (células del tejido muscular del corazón) para luego entender el proceso de activación eléctrica del corazón, y de esta manera poder comprender la representación gráfica de esta actividad en el trazado de ECG.

### 3.2.1 PROCESO DE ACTIVACIÓN CELULAR

Toda célula tiene una membrana la cual en estado de reposo tiene una carga eléctrica, consecuencia de un medio interno de carga eléctrica negativa y un medio exterior positivo. Cuando por algún mecanismo, bien sea eléctrico, químico o mecánico, se altera este estado de reposo, la respuesta generada va a llevar a las células miocárdicas marcapaso y no marcapaso a un proceso de despolarización, invirtiendo la polaridad, de tal manera que el interior es positivo y el exterior negativo. Este proceso es llamado el potencial de acción (PA). Las células cardíacas se dividen en dos tipos: las que tienen la capacidad de contraerse (no marcapaso) y las que tienen la capacidad de autodespolarizarse (marcapaso).

La célula miocárdica no marcapaso conforma la masa muscular de las aurículas y ventrículos, que tienen como característica ser excitables. Este proceso de excitación se distribuye en cinco fases (figura 3.7):

- Fase de reposo:  
En esta primera fase, el potencial intracelular es de aproximadamente -90 milivoltios (mV), lo cual se debe, primordialmente, a la diferencia iónica entre el interior y en el exterior celular. Esta diferencia es provocada por los iones de potasio (carga positiva,  $K^+$ ) en el interior de la célula y por los iones de sodio (carga positiva,  $Na^+$ ) y cloro (carga negativa,  $Cl^-$ ).
- Fase de despolarización (Fase 0):  
Cuando existe un estímulo de suficiente magnitud para disminuir el potencial de membrana al valor umbral o nivel de disparo (-70 mV), los canales iónicos sodio dependientes de voltaje, se abren permitiendo una entrada rápida de este ión, lo cual lleva a una pérdida de la carga interior negativa y a una inversión de la polaridad de la membrana, obteniéndose dentro de la célula un voltaje de +30 mV al final de esta fase, momento en el cual se cierran todos los canales de sodio.
- Fase de repolarización rápida precoz (Fase 1):  
Al inactivarse los canales de sodio, se genera como respuesta la salida de iones potasio y la entrada de los iones de cloro, haciendo que el potencial de membrana regrese a 0 mV.
- Fase de meseta (Fase 2):

Esta fase se genera al presentarse un equilibrio en la conductancia de los iones de sodio y potasio, permitiendo la entrada del ión calcio ( $Ca^{++}$ ) y el de cloro. El calcio que ingresa es fundamental para la contracción muscular secundaria al proceso eléctrico.

- Fase de repolarización rápida final (Fase 3):

Esta repolarización final es producida por la activación de los canales de potasio, los cuales conllevan a la salida de este ión (desde el interior de la célula), llevando al potencial de membrana nuevamente hacia la negatividad.

- Fase de potencial de reposo (Fase 4):

Al llegar al valor del potencial inicial, la célula se encuentra en equilibrio eléctrico, pero en desequilibrio químico al haber abundancia de iones de sodio en el interior celular. En este momento la bomba dependiente de ATP (adenosin trifosfato), que extrae tres iones sodio e introduce dos iones de potasio a la célula (conocida como la bomba  $Na^+-K^+$  ATPasa), lleva a la célula al equilibrio químico, quedando las concentraciones electrolíticas originales para iniciar nuevos potenciales de acción [46,47].

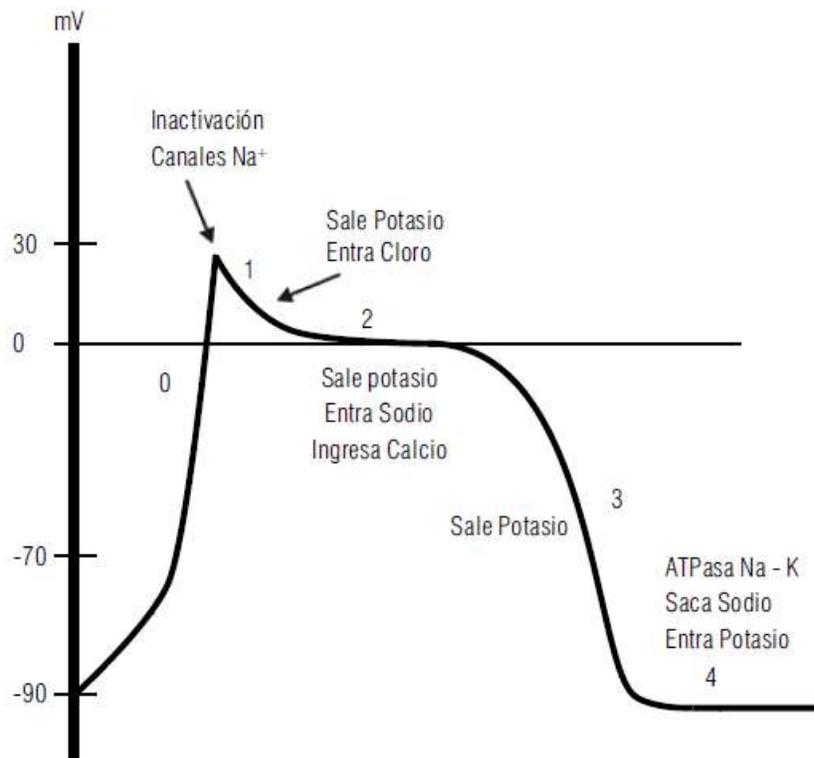
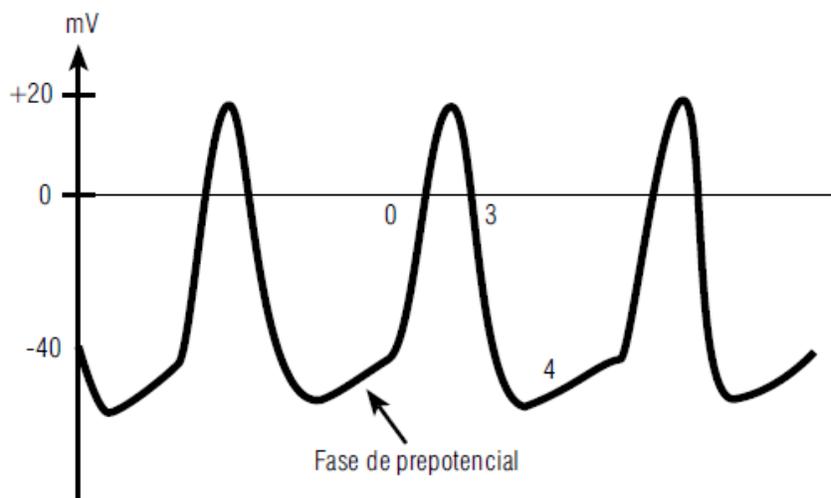


Figura 3.7. Potencial de acción para las células miocárdicas no marcapaso [46].

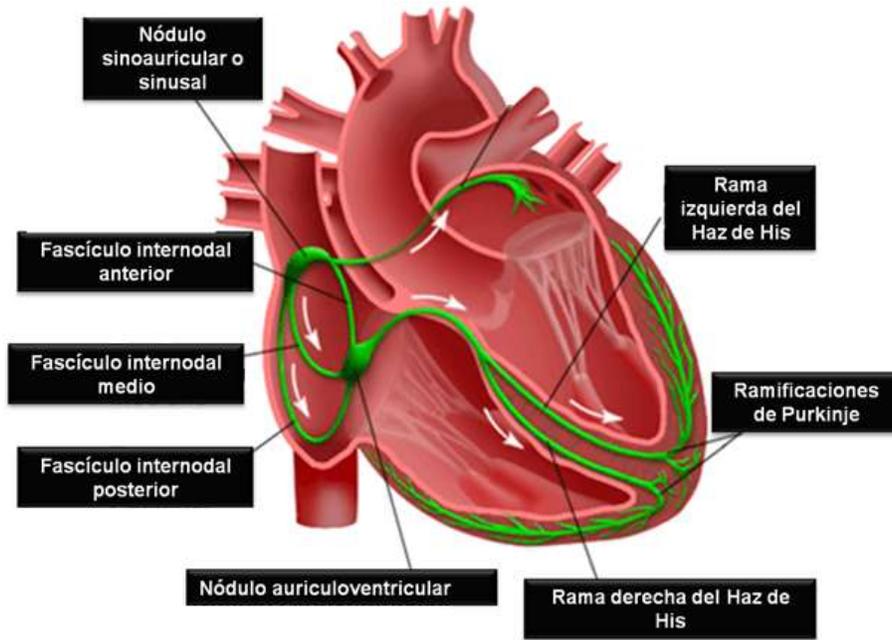
La célula miocárdica marcapaso se encuentra localizada en los nodos sinusal y auriculoventricular, y debido a que poseen un potencial de membrana inestable son fácilmente excitables, por lo tanto se despolarizan de manera automática, a diferencia de las otras fibras cardíacas que solo poseen capacidad de contraerse. La diferencia electrofisiológica se da en la fase cuatro, cuando la membrana de estas células no permanece en reposo, sino que periódicamente alcanza el umbral, lo cual desencadena el siguiente potencial de acción; este momento eléctrico recibe el nombre de fase de prepotencial. La base iónica para este proceso automático se da por la apertura de los canales lentos de sodio y calcio entre -50 mV a -60 mV, los cuales hacen que el potencial de membrana alcance el nivel umbral, llevando a la apertura masiva de los canales de sodio, e iniciando una nueva despolarización.



**Figura 3.8. Potencial de acción de las células miocárdica marcapaso [46].**

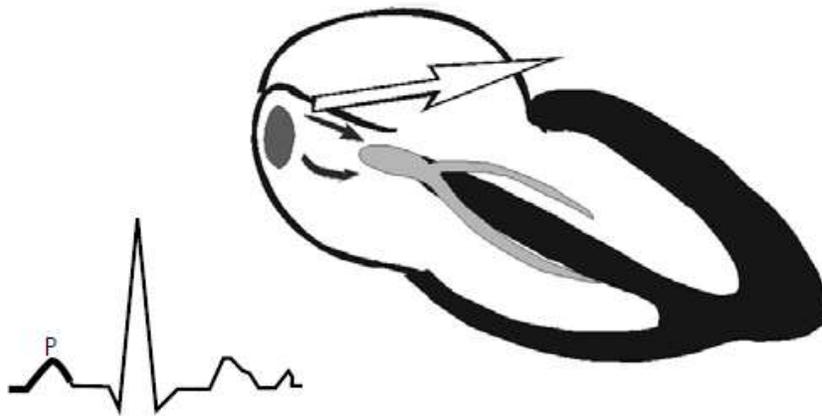
### 3.2.2 PROCESO DE ACTIVACIÓN ELÉCTRICA DEL CORAZÓN

El impulso eléctrico se origina en el nodo sinusal, viaja de manera simultánea por los fascículos internodales, despolarizando a su paso las aurículas. La figura 3.9 muestra el sistema de conducción de este impulso cardíaco.



**Figura 3.9. Sistema de conducción del impulso cardíaco [51].**

Esta activación se descompone en tres eventos: la primera es la despolarización auricular derecha, la segunda es la despolarización de la cara anterior de ambas aurículas y la tercera corresponde a la aurícula izquierda. El vector resultante de estos tres eventos es la manifestación eléctrica conocida como la onda P (figura 3.10).



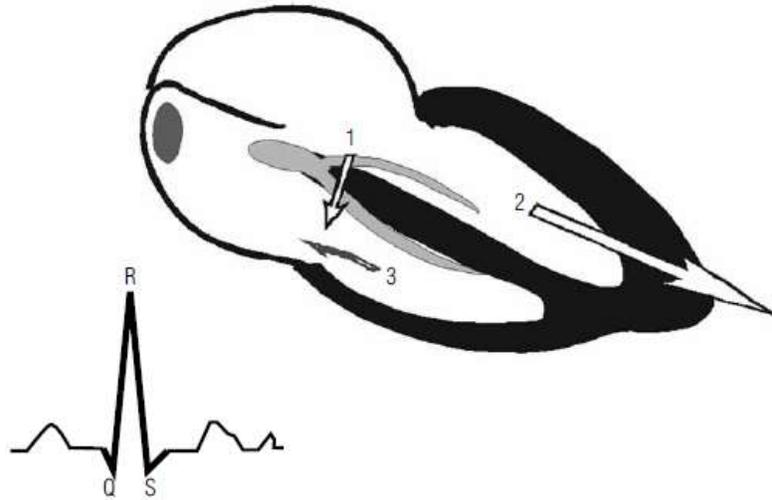
**Figura 3.10. Despolarización y vector de despolarización auricular, representado por la onda P [41].**

Posterior a la despolarización auricular, el impulso eléctrico llega al nodo auriculoventricular, en donde la señal eléctrica presenta un retardo fisiológico debido a la organización laberíntica de sus fibras, que además, presentan un período de repolarización más prolongado. Este retardo en el trazado electrocardiográfico se manifiesta como una línea isoeletrica, llamada el segmento PR (figura 3.11).



**Figura 3.11. Despolarización del nodo auriculoventricular y representación de este por el segmento PR [41].**

Al salir del nodo auriculoventricular, el impulso se dirige por el tronco común del haz de His hacia la bifurcación donde se forman la rama derecha y la izquierda, y en forma casi simultánea alcanzan las fibras de la red de Purkinje. De esta manera se produce la despolarización de la masa muscular ventricular. La despolarización de la gran masa ventricular genera tres grandes vectores, los cuales están representados en el trazado electrocardiográfico por el complejo QRS (figura 3.12).

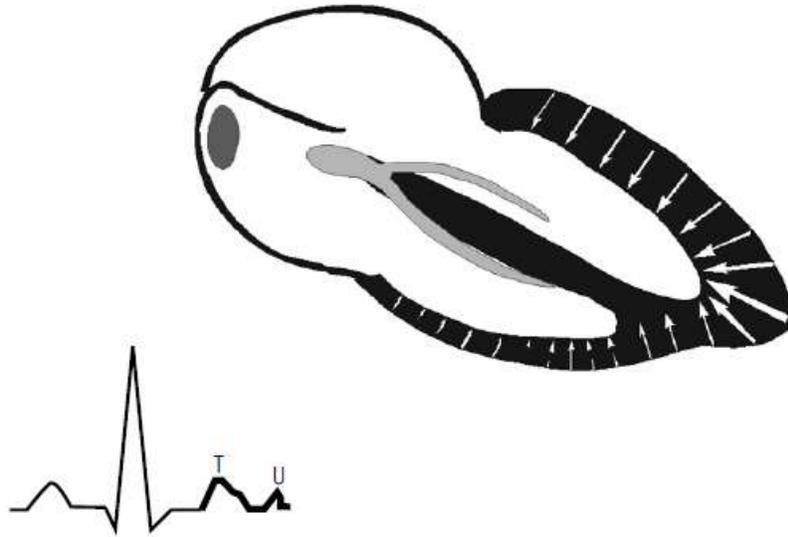


**Figura 3.12. Despolarización ventricular en donde el vector 1 representa la despolarización septal, el vector 2 la despolarización de la masa ventricular y el vector 3 la despolarización posterobasal. Todo esto es representado por el complejo QRS [41].**

El primer vector corresponde a la despolarización del septum interventricular. El segundo vector se relaciona con la activación de la pared libre de los ventrículos. El tercer vector se produce al activarse las paredes libres ventriculares y la porción más elevada del tabique interventricular.

Después de este proceso se registra un nuevo segmento conocido como el segmento ST, el cual representa el momento de total despolarización ventricular.

Luego de la despolarización ventricular sucede la repolarización. Este es un fenómeno que se presenta en todas las células previamente estimuladas, y como todo fenómeno eléctrico en el corazón, también queda registrado en el electrocardiograma. La repolarización de las aurículas es un fenómeno que está enmascarado en el trazado, debido a que ocurre simultáneamente con la despolarización ventricular (complejo QRS). Este fenómeno eléctrico se representa como la onda T (figura 3.13).



**Figura 3.13. Repolarización ventricular y su representación en el trazado por la onda T [41].**

En ocasiones, se observa una onda de menor tamaño que sigue a la onda T y que presenta la misma tendencia eléctrica, y que se conoce como la onda U [41,47].

### 3.2.3 COMPONENTES GRÁFICOS DE UN ECG

Estas variaciones de potencial eléctrico durante el ciclo cardíaco, producen las ondas características del ECG. Al colocar electrodos en diferentes puntos del cuerpo y conectarlos a un instrumento de registro como el electrocardiógrafo, se obtiene el trazado característico. En la figura 3.14 se puede apreciar los componentes gráficos de un ECG.

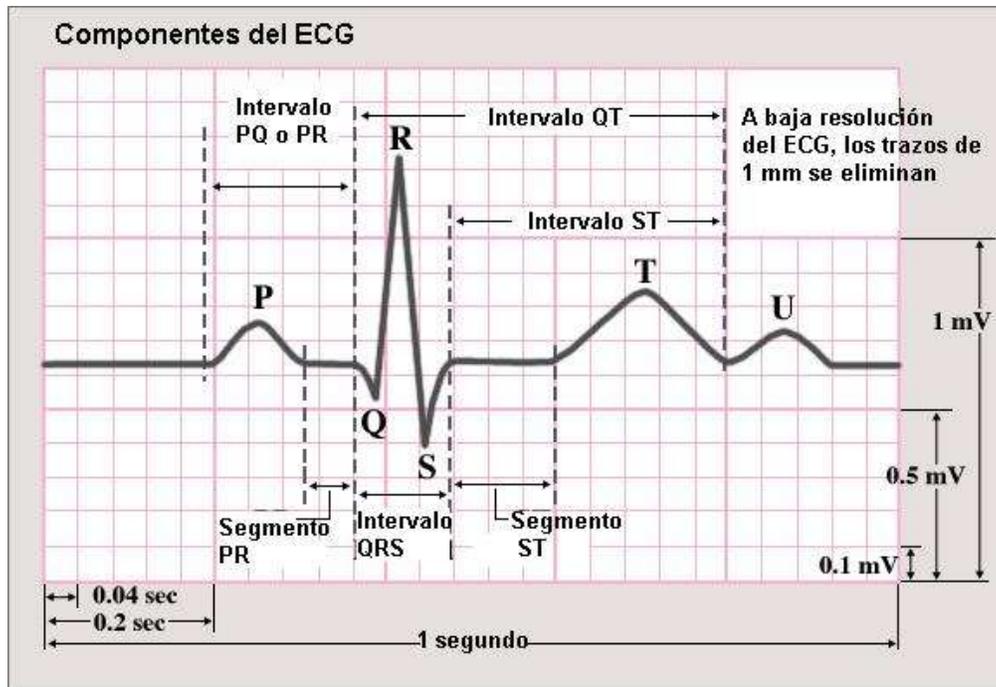


Figura 3.14. Componentes gráficos del ECG [52].

### 3.3 DETECCIÓN E INTERPRETACIÓN DE ONDAS

A continuación se muestran los métodos más utilizados y conocidos para la detección de complicaciones cardiovasculares y sus interpretaciones, utilizando la señal que contiene la actividad eléctrica del corazón (ECG).

#### 3.3.1 DETECCIÓN DE ONDA P

Su valor normal es de 80-110 milisegundos (ms) de duración (ancho) y menor de 0.25 milivoltios (mV) de amplitud. Cuando la onda P es isodifásica (una onda que al restar su porción negativa de la positiva el resultado es cero o en su defecto cercano a cero), su porción negativa terminal no debe ser mayor de 0.1mV de amplitud ni de 40s de duración, para ser considerada normal.



**Figura 3.15.Onda P [53].**

Dependiendo la morfología de la onda P, figura 3.15, se puede determinar algunas enfermedades. Algunas de estas morfologías se discuten a continuación [47, 54]:

- La onda P invertida  
Es el impulso eléctrico que viaja a través de la aurícula por una vía diferente a la normal. Las causas frecuentes para este hallazgo lo son el ritmo auricular ectópico, la taquicardia ectópica, el ritmo idiojuncional (este ritmo ocurre cuando el nodo sinusal deja de funcionar adecuadamente y el tejido de la unión auriculoventricular (AV) manifiesta su automatismo o capacidad de dispararse espontáneamente y se apodera del ritmo cardíaco) y el marcapaso migratorio.
- La onda P ancha y/o mellada (con hendedura)  
También conocida como la “P mitrale” y se observa principalmente en el crecimiento aislado de la aurícula izquierda como su cede principalmente en los pacientes con valvulopatía mitral (alteración de la válvula mitral) pero también puede ser observada en otras causas de crecimiento auricular izquierdo. La onda P se considera ancha cuando su duración es mayor a 110ms y mellada entre pico y pico de la melladura hay más de 40ms de distancia.
- La onda P alta y picuda  
Se observa principalmente en el crecimiento de la aurícula derecha debido a enfermedades pulmonares por lo cual se conoce con el nombre de “P Pulmonale”. Tiene una anchura normal y un voltaje mayor a 0.25mV.
- La ausencia de la onda P  
Este caso se presenta en aquellos pacientes con bloqueo sinoatrial completo o incompleto y en algunos pacientes con ritmo de escape idiojuncional.

### 3.3.2 DETECCIÓN DEL COMPLEJO QRS

El complejo QRS está formado por la sucesión de 3 ondas de curso rápido, que representan la despolarización del miocardio ventricular, como se explicó anteriormente. Un ejemplo de este complejo se observa en la figura 3.16.

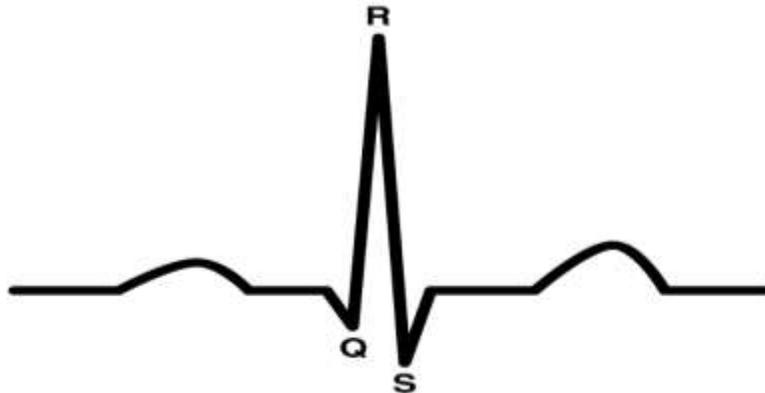


Figura 3.16. Complejo QRS [53].

Su duración mide normalmente de 0.05 a 0.10 segundos. Pero su anchura y su voltaje sí pueden aumentar o disminuir. Es útil usar como norma de referencia los valores siguientes para los aumentos de anchura en el tiempo en segundos:

- de 0.08s a 0.10s: hipertrofias ventriculares.
- de 0.10s a 0.12s: bloqueos incompletos de rama.
- de 0.12s en adelante: bloqueo completo de rama.

Un voltaje bajo de QRS se asocia con enfermedades en las que el músculo cardíaco ve reducido sus potenciales a causa los siguientes padecimientos: fibrosis miocárdica, infarto miocárdico, obesidad, enfisema pulmonar, entre otros.

Por otra parte, el voltaje alto en el complejo QRS ocurre cuando el grosor de las paredes ventriculares se incrementa (hipertrofias ventriculares), así como en los bloqueos de rama. Las personas muy delgadas aportan trazados con ondas prominentes (caso totalmente contrario a la gente que tiene sobrepeso). La estimación del voltaje del complejo ventricular se basa en realidad en la medida de 2 de sus componentes: R y S [49,53].

### 3.3.3 DETECCIÓN DE ONDA T

La onda T (figura 3.17), junto al segmento S-T, integra los componentes gráficos del proceso de repolarización ventricular. Las características principales de la onda T son la dirección, la forma y el voltaje o amplitud. Tiene un ancho de 0.10s a 0.25s y es ligeramente redondeada y asimétrica cuando es normal, esto se traduce morfológicamente en una onda de configuración lenta.



**Figura 3.17. Onda T [53].**

Es importante, sin embargo, la orientación positiva o negativa de T, así como la correlación de esta variable con otros sectores del electrocardiograma, sobre todo con el complejo ventricular y el segmento S-T. Las perturbaciones de la onda T se pueden agrupar en dos grandes grupos:

- Ondas T con perturbaciones secundarias a cambios previos en QRS.
- Ondas T perturbadas sin alteraciones del complejo QRS (primarias).

La onda T patológica secundaria es el resultado a las hipertrofias ventriculares, los bloqueos de rama y las extrasístoles ventriculares. Cuando esto sucede, la característica común es el ensanchamiento de QRS. Cuando los cambios de la onda T son primarios, suelen deberse a enfermedad coronaria, con la consiguiente anoxia del miocardio.

En cuanto a una morfología más específica de esta onda se puede observar que, una onda T mellada en adultos es un signo indirecto de pericarditis y una onda T puntada, simétrica y positiva se conoce con el nombre de “onda T hiperaguda” y se presenta en la fase más aguda del infarto del miocardio en evolución [47,54].

### 3.3.2 DETECCIÓN DEL INTERVALO RR

El intervalo RR, figura 3.18, es la distancia entre dos ondas R sucesivas y se mide desde el inicio de una onda R hasta el inicio de la siguiente. Muchos investigadores prefieren medir los intervalos RR, ya que esta medición se puede hacer obteniendo errores pequeños.



**Figura 3.18. Intervalo RR.**

Uno de los beneficios de la medida del intervalo RR es que permite conocer el valor de la frecuencia cardíaca. Dependiendo el valor de la frecuencia cardíaca obtenida, se determina si el paciente está padeciendo de alguna arritmia basándose en el valor de la frecuencia cardíaca, como bradicardia, taquicardia, aleteo ventricular, entre otras. Los siguientes valores muestran un ejemplo de los valores del intervalo RR en segundos para la detección de arritmias:

- de 0.60s a 1.0s: estado normal.
- menor a 0.60s: bradiarritmias.
- mayor a 1.0s : taquiarritmias.

El estudio del intervalo RR, es de gran ayuda ya que aporta información sobre el estado de salud, la probabilidad a sufrir un paro cardíaco, el estrés producido al organismo, etc [47, 55, 56].

---

---

# Capítulo IV

---

---

*Desarrollo del Sistema Propuesto*

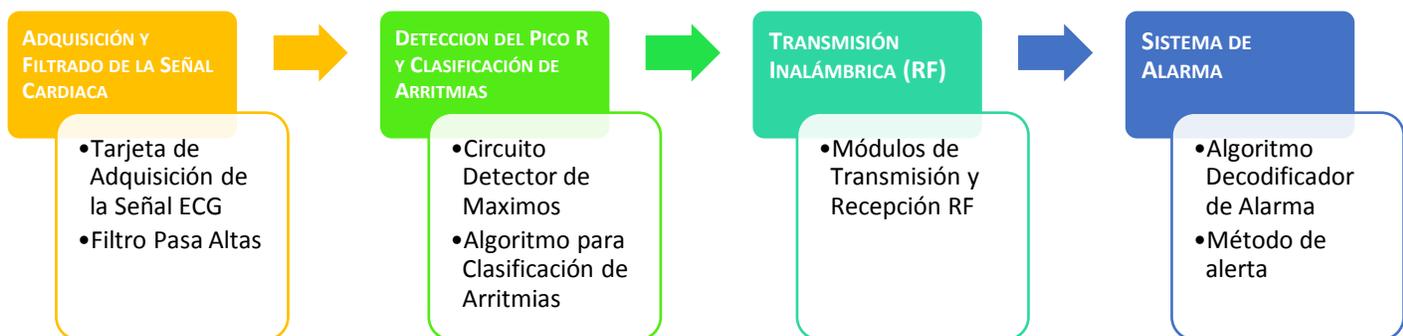
---

---

## CAPITULO 4: DESARROLLO DEL SISTEMA PROPUESTO

---

Este capítulo se centrará en la descripción del desarrollo para cumplir con el objetivo propuesto, un método de detección de arritmias para un dispositivo móvil con sistema de alerta. Se discutirá el método utilizado para la etapa de adquisición de la señal cardíaca (ECG), el procedimiento implementado para la detección y clasificación de arritmias, los módulos utilizados para la comunicación inalámbrica y el sistema de alarma propuesto. En la figura 4.1 se muestra las etapas mencionadas y los puntos más importantes de cada una.



**Figura 4.1. Diagrama de etapas del sistema propuesto con su contenido.**

### 4.1. ADQUISICIÓN DE LA SEÑAL CARDÍACA

---

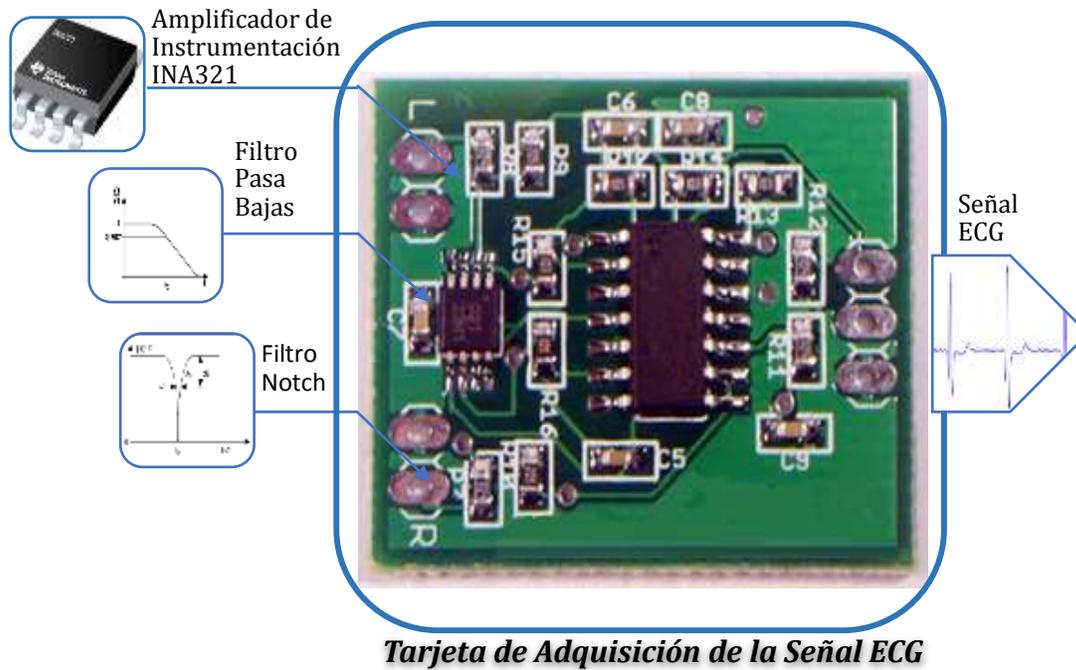
En general, las señales resultantes de la actividad fisiológica tienen amplitudes que van del orden de microvoltios ( $\mu\text{V}$ ) a milivoltios ( $\text{mV}$ ), y por lo tanto deben ser amplificadas antes que su visualización y su procesamiento se logre. La mayoría de los amplificadores de biopotenciales tienen ganancias de 100 o mayor. La razón de rechazo en modo común (CMRR) también es importante en un amplificador de biopotencial. La CMRR no es otra cosa que la medición de su capacidad para rechazar las señales de modo común (por ejemplo, la interferencia de la línea de potencia). Otro parámetro importante en un amplificador de biopotencial es su impedancia de

entrada, esta debe ser suficientemente alta para no atenuar la señal bajo medición, demostrando características parecidas a las de un amplificador ideal [58].

Un amplificador de instrumentación cumple con estos requisitos y es el módulo más importante en la etapa de adquisición de la señal de ECG. Pero a pesar de la eficacia que presenta el amplificador de instrumentación para la adquisición de la señal de ECG, no es el único elemento necesario para esta etapa. Luego que la señal de ECG es adquirida mediante el amplificador de instrumentación, por medio de electrodos, tiene que ser acondicionada para pasar a la etapa de análisis.

Al sensar la señal de ECG se encuentran numerosas interferencias. El origen y la naturaleza de las interferencias (ruido) son de considerable interés, en particular para aplicaciones de monitoreo a largo plazo. Estas interferencias proceden de varias fuentes, como actividades musculares, línea de potencia (50/60Hz), estiramiento de la piel, el movimiento de los electrodos, el movimiento de corazón debido a la respiración, entre otros, que al contaminar la señal de ECG afectan la interpretación de ésta. Para minimizar el ruido se introducen los filtros, ya que como la señal de ECG, las interferencias se encuentran entre 0.5 Hz a 60Hz aproximadamente. Cabe recalcar que los niveles de la señal de ECG son del orden de 1 mV, lo que significa que el filtrado no es necesario solo para eliminar la amplia gama de ruido antes mencionada, si no que también se aprovecha para amplificar la señal utilizando filtros activos. Para encontrar un equilibrio entre la eliminación de ruido y la preservación de la señal original en el monitoreo ambulatorio, se recomienda filtros para obtener una señal resultante entre las frecuencias (0.67 – 40) Hz aproximadamente [59].

Debido a que la etapa de adquisición tiene que ser precisa se seleccionó una tarjeta comercial, basada en el amplificador de instrumentación INA321, el cual es utilizado en aplicaciones para la adquisición de biopotenciales y se requiere bajo consumo de potencia. La adquisición de la señal de ECG se hace por medio de dos electrodos ubicados en la muñeca derecha y otro en la izquierda (DI). La tarjeta también contiene un filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 34Hz y un filtro supresor de banda (Notch) con frecuencia de corte de 60Hz. En la figura 4.2 se muestra dicha tarjeta.



**Figura 4.2. Tarjeta de adquisición basada en el amplificador de instrumentación INA321 con filtro pasa bajas a 34Hz y filtro Notch de 60 HZ.**

En la figura 4.3 se muestra el circuito esquemático de la tarjeta de adquisición. La configuración del amplificador de instrumentación es básicamente la recomendada por la hoja de datos de éste para la adquisición de la señal ECG para aplicaciones medicas, con la diferencia de un cambio en los filtros a la salida del amplificador.

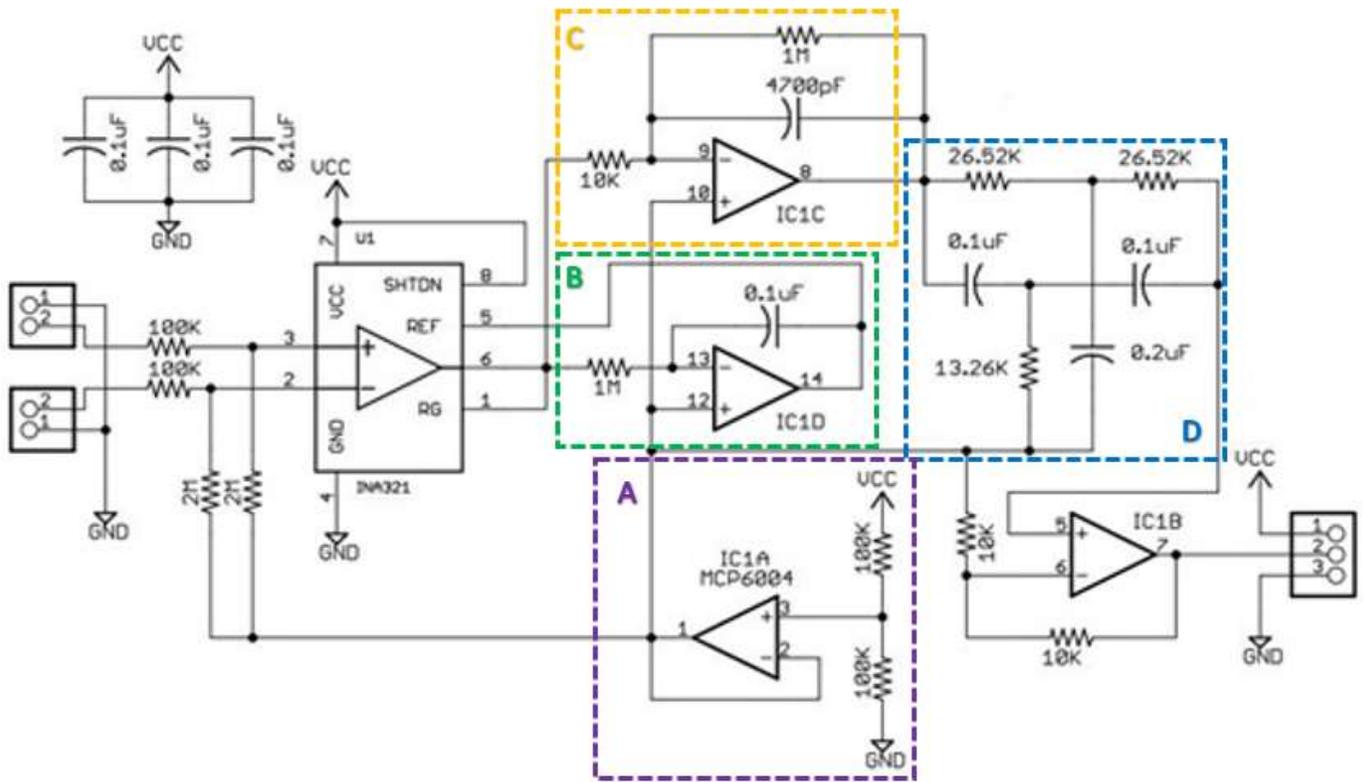


Figura 4.3. Circuito esquemático de la tarjeta de adquisición [60].

El análisis de la tarjeta, se descompone en los siguientes puntos:

- Voltaje de referencia (common-mode voltage)

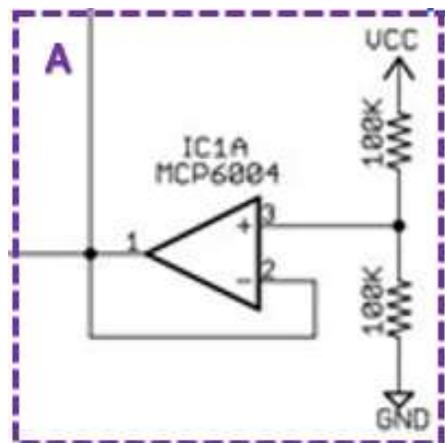


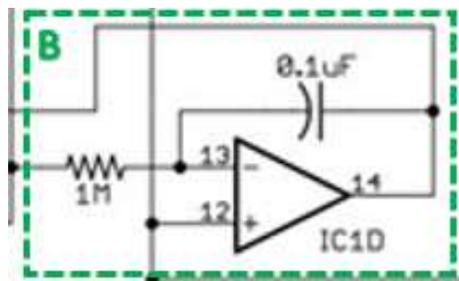
Figura 4.4. Sub-circuito para voltaje de referencia.

El sub-circuito que se muestra en la figura 4.4 se utiliza para el voltaje de referencia en toda la tarjeta de adquisición. Está compuesto por un divisor de voltaje que se alimenta con  $V_{cc}$  y tierra (GND), que es el voltaje que se le supe a la tarjeta. El valor de  $V_{cc}$  puede ser de 2.5V a 5V, para este proyecto de investigación se aplicó 5V. Luego del amplificador que se establece el voltaje de referencia, a su salida se le añade un amplificador seguidor (buffer) para adaptar las impedancias y reducir el ruido de modo-común. El cálculo para obtener el valor del voltaje se logra utilizando las leyes de Kirchoff. En este caso para los valores de  $R_1=R_2=100K\Omega$ , se obtiene la siguiente ecuación:

$$V_O = \frac{R_2 * V_{cc}}{R_1 + R_2} = 2.5V \quad (1)$$

- Ajuste de desplazamiento (*offset*)

El terminal (pin) de referencia define el nivel cero del voltaje de salida, en otras palabras se utiliza para establecer el voltaje de desplazamiento (*offset*). Por consiguiente, el voltaje aplicado al pin de referencia se añade a la señal de salida. Este pin de referencia requiere una conexión de baja impedancia por lo que se recomienda el uso de un amplificador operacional seguidor (buffer) para proporcionar la baja impedancia en el terminal y de este modo también se preserva el rechazo de modo común.



**Figura 4.5. Sub-circuito para el ajuste del voltaje de desplazamiento.**

La configuración que se utilizó para el pin de referencia fue la recomendada para las aplicaciones médicas en la hoja de datos del INA321 [61]. Esta configuración se muestra en la figura 4.5.

- Filtro pasa bajas

Este filtro permite un mejor rango de la señal de ECG y eliminar ruidos innecesarios de las frecuencias altas. El funcionamiento de este circuito consiste en que, a frecuencias bajas el capacitor es de alta impedancia con respecto a la resistencia, pero cuando la frecuencia aumenta la impedancia del capacitor se reduce, por lo tanto la salida disminuye, idealmente siendo nula.

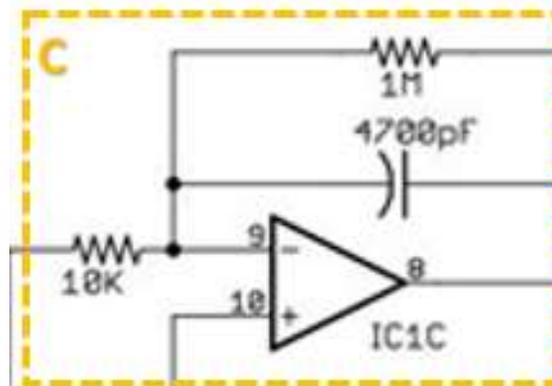


Figura 4.6. Sub-circuito para el filtro pasa bajas.

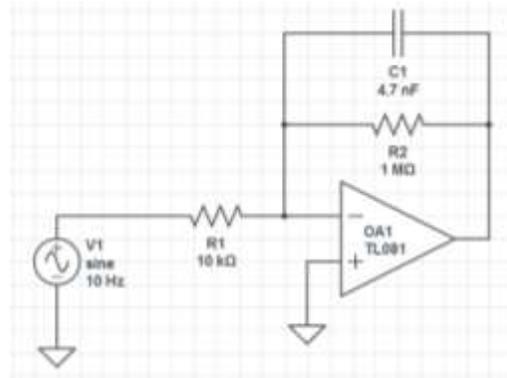
Este circuito está compuesto de un amplificador operacional, dos resistencias y un capacitor, figura 4.6. Este filtro activo de primer orden tiene la configuración de un amplificador inversor y los valores de sus componentes, frecuencia de corte y ganancia, se obtienen con las fórmulas conocidas de dicha configuración. Para los valores de ganancia y frecuencia de corte, siendo  $R_2=1M\Omega$  y  $R_1=10K\Omega$ , se tiene:

$$G = - \frac{R_2}{R_1} = - 100 \text{ V/V} \quad (2)$$

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_2 C} = 33.86 \text{ Hz} \quad (3)$$

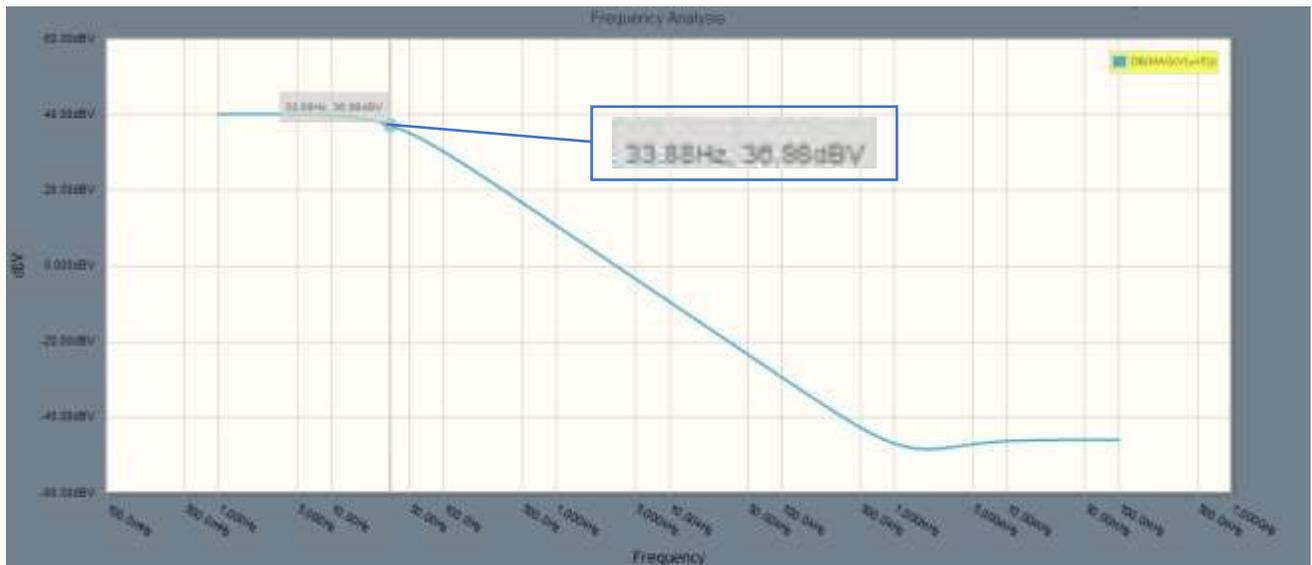
Como se demostró anteriormente, la ganancia que tiene el filtro pasa bajas es de -100 y su frecuencia de corte es de 33.86 Hz, lo cual es ideal para esta aplicación. Luego de

obtener la respuesta teórica del filtro, este se simuló en CircuitLab (simulador en línea), para comprobar su respuesta en frecuencia.



**Figura 4.7. Circuito esquemático de filtro pasa bajas simulado.**

En la figura 4.7 se muestra el circuito esquemático del filtro pasa baja simulado y en la figura 4.8 se observa su respuesta en frecuencia.



**Figura 4.8. Respuesta en frecuencia del filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 33.86Hz.**

Como se puede observar, el marcador muestra el valor aproximado de la frecuencia de corte, 33.88Hz, lo cual comprueba los cálculos que se mostraron anteriormente y su correcto funcionamiento.

- Filtro supresor de banda (Notch)  
Luego del filtro pasa bajas, en la tarjeta se encuentra un filtro pasivo supresor de banda (Notch) con frecuencia de corte de 60 Hz, cuyo sub-circuito se despliega en la figura 4.9. Este circuito tiene la configuración conocida como doble T. El circuito proporciona un grado de rechazo alto a una frecuencia particular, en este caso 60Hz, y la respuesta que proporciona consiste en que cuando las señales se mueven cerca de la frecuencia que se desea eliminar, el nivel de atenuación se eleva, dando la respuesta típica del filtro supresor de banda [68].

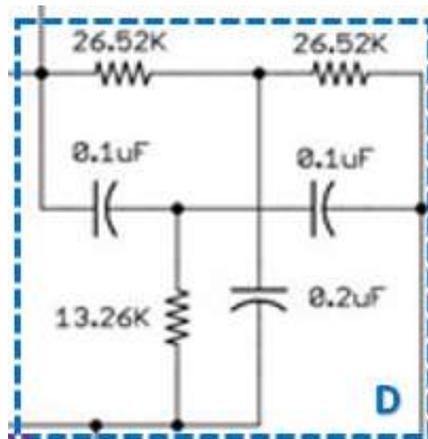


Figura 4.9. Sub-circuito del filtro supresor de banda (Notch).

El circuito consta de tres resistencias y tres capacitores. Opera mediante el desfase de las señales en las diferentes ramas y la adición de ellas en la salida. Para la frecuencia de corte, la señal pasa a través de cada etapa, en las cuales se desfazan 180° y se anulan. En teoría, esto significaría que la señal se anula por completo. Para obtener los valores de los componentes deseados para esta configuración se utilizan las siguientes fórmulas:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R C} \quad (4)$$

$$R = R_1 = R_2 \quad (5)$$

$$R_3 = \frac{R}{2} \quad (6)$$

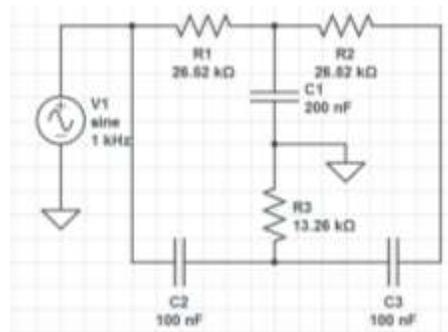
$$C_1 = 2C \quad (7)$$

$$C = C_2 = C_3 \quad (8)$$

Para comprobar el funcionamiento del circuito, primero se calculó su frecuencia de corte, la cual se muestra a continuación:

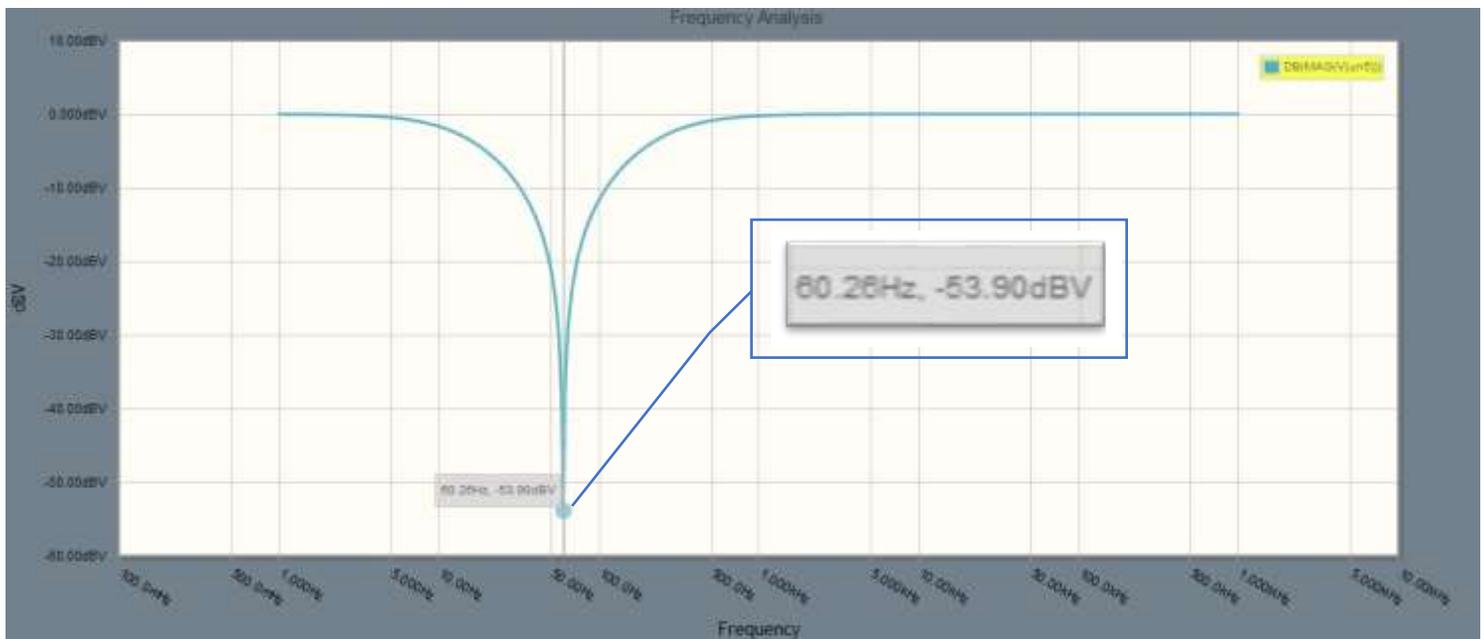
$$f_c = \frac{1}{2\pi R C} = 60.01 \text{ Hz} \quad (9)$$

Luego se simuló el circuito para comprobar su respuesta en frecuencia, el cual se muestra a continuación:



**Figura 4.10. Circuito esquemático de filtro supresor de banda con simulado.**

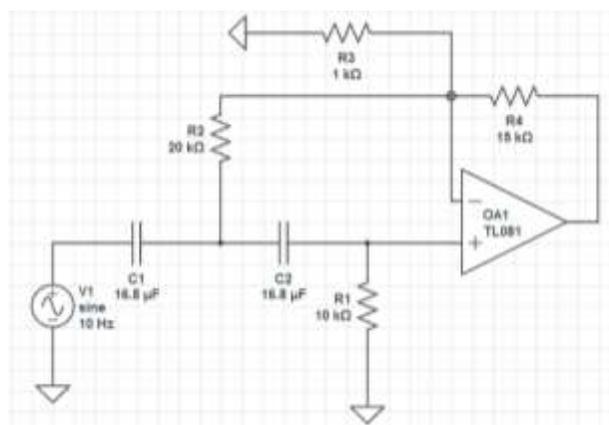
En la figura 4.11 se despliega la respuesta en frecuencia del filtro y se comprueban los cálculos teóricos antes mencionados, además de su funcionamiento, ya que el marcador muestra la frecuencia de corte aproximada de 60.26Hz.



**Figura 4.11. Respuesta en frecuencia del filtro supresor de banda con frecuencia de corte de 60Hz.**

Luego que se obtiene la señal de ECG ampliada y filtrada a la salida de la tarjeta de adquisición, esta pasa por un filtro pasa alta con frecuencia de corte de 0.67Hz, cuyo propósito principal es eliminar el *offset* que es causado por la interacción del electrodo-gel-cuerpo [59].

En la figura 4.12 se muestra el esquema del filtro utilizado. El filtro seleccionado, muestra una respuesta Butterworth y una topología Sallen Key. El filtro Sallen-Key es un filtro activo simple basado en etapas de amplificadores operacionales.



**Figura 4.12. Circuito esquemático del filtro pasa altas con respuesta Butterworth y topología Sallen Key.**

Un filtro paso altas es un filtro que deja pasar las frecuencias altas, pero atenúa las frecuencias inferiores a la frecuencia de corte. Este circuito produce una respuesta de filtro pasa altas de 2 polos con dos resistencias, dos capacitores y una ganancia de 16 V/V. Esta ganancia elimina el offset de la señal de ECG que tiene un valor aproximado a 500mV y para analizar la señal es necesario tener una señal mayor a 4V, para que en la siguiente etapa se puedan detectar los valores máximos del complejo QRS en donde se encuentra los picos R.

Bajo esta configuración, el capacitor  $C_1$  tiene el mismo valor que el capacitor  $C_2$  y el valor de la resistencia  $R_2$  es la mitad del valor de la resistencia  $R_1$ . LA frecuencia de corte para el circuito es de 0.67 Hz con valores para las resistencias  $R_1$  (20 K $\Omega$ ),  $R_3$  (15K $\Omega$ ) y  $R_4$  (1K $\Omega$ ). Para el cálculo de los capacitores  $C_1$ ,  $C_2$ , de la resistencia  $R_2$  y de la ganancia del circuito se tiene que:

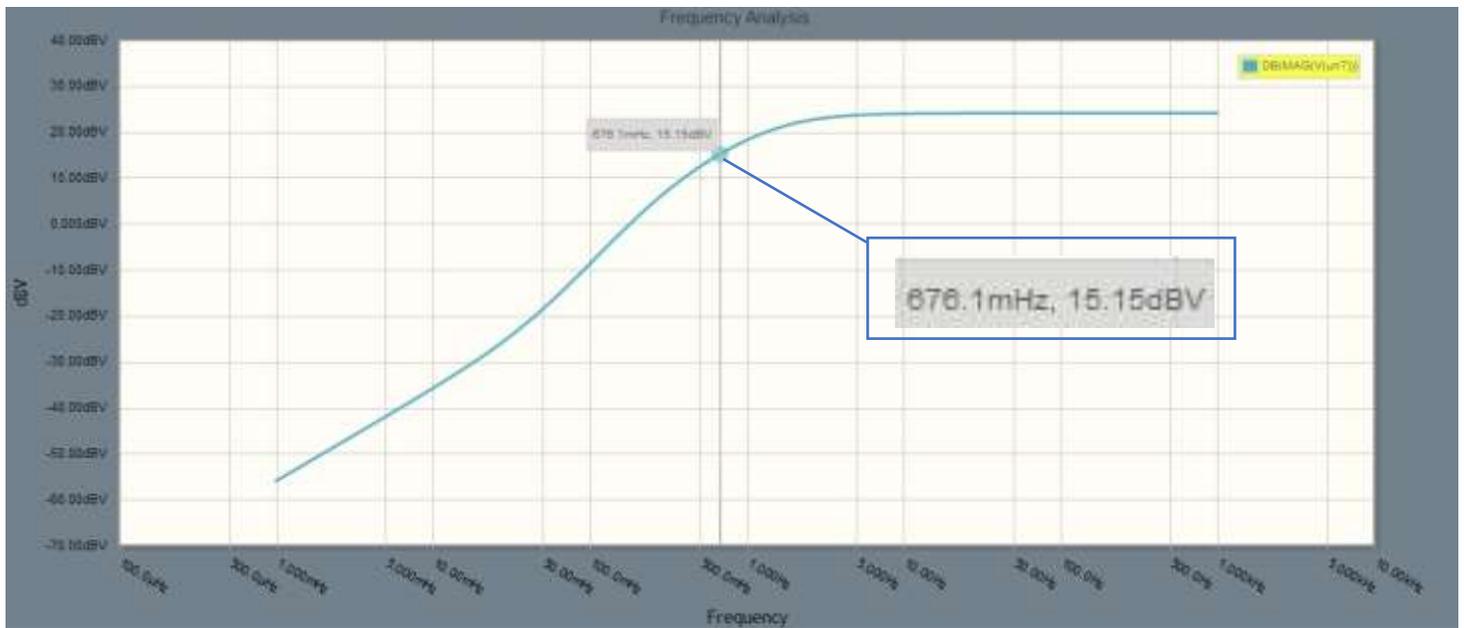
$$C_1 = \frac{\sqrt{2}}{2\pi R_1 f_c} = 16.80 \mu F \quad (10)$$

$$C_1 = C_2 = 16.80 \mu F \quad (11)$$

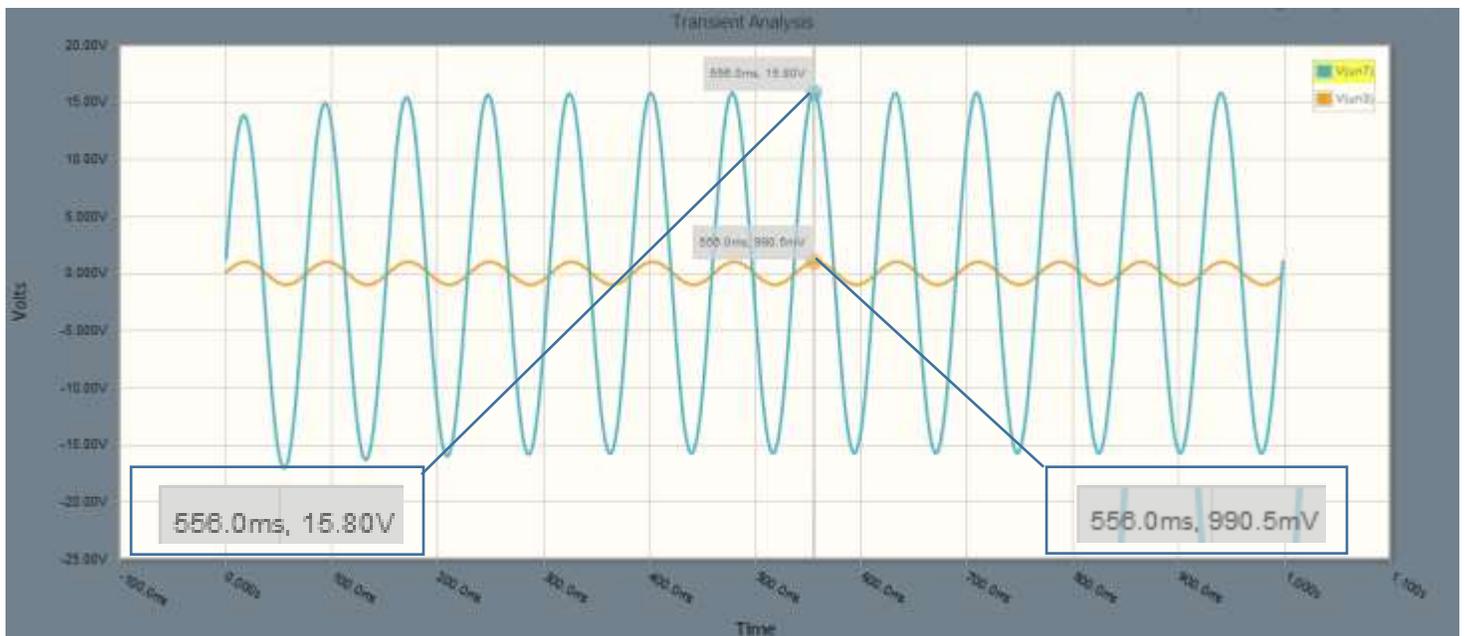
$$R_2 = \frac{R_1}{2} = 10K\Omega \quad (12)$$

$$G = 1 + \frac{R_4}{R_3} = 16 V/V \quad (13)$$

Para comprobar los cálculos teóricos y el funcionamiento del circuito se realizó una simulación en el dominio de la frecuencia. En la figura 4.13(a) se grafica la frecuencia de corte del filtro y en la 4.13 (b) la ganancia del filtro, para una señal de entrada con frecuencia de 13Hz y amplitud de 1V.



(a)



(b)

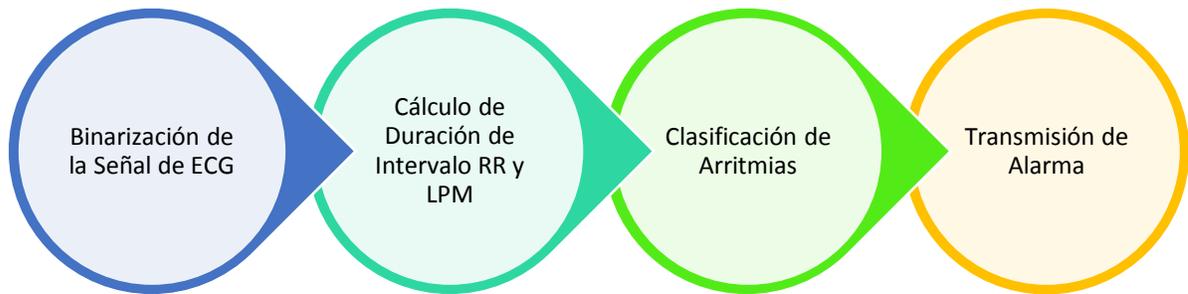
**Figura 4.13. Respuesta en frecuencia del filtro pasa altas con frecuencia de corte a 0.67Hz.**

Como se observa en la figura anterior, la respuesta en frecuencia del circuito es la deseada, ya que su frecuencia de corte es aproximadamente 0.67Hz.

## 4.2. CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS

---

Después de haber adquirido, filtrado y amplificado la señal de ECG se procede a la segunda etapa; la detección y clasificación de arritmias. En la figura 4.14, se delinear los pasos que integran esta etapa.



**Figura 4.14. Pasos dentro del proceso de clasificación de arritmias.**

### 4.2.1 BINARIZACIÓN DE LA SEÑAL DE ECG

Como método principal para la detección de éstas arritmias se propone un algoritmo basado en un detector de duración del intervalo R-R. El primer, es la binarización de la señal de ECG, que consiste en la conversión de intervalos que contienen los picos R a pulsos cuadrados, con el propósito de un procesamiento más eficiente, además de brindar a la señal resultante (la binarizada) más inmunidad al ruido y otras interferencias. Un ejemplo de ambas señales se muestra en la figura 4.15.

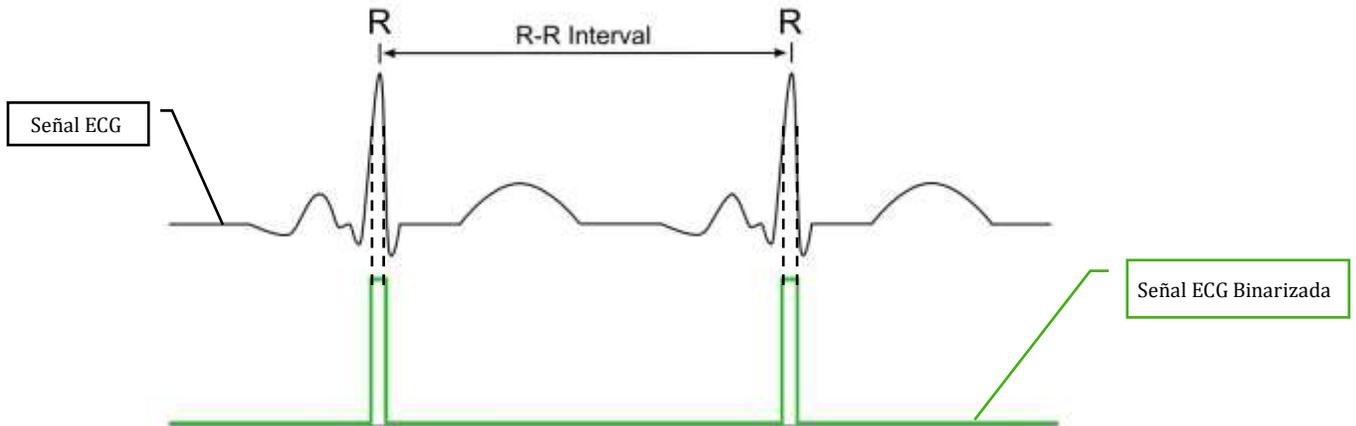


Figura 4.15. Representación de la señal de ECG, intervalo R-R y su respectiva señal binarizada.

El circuito detector de máximos de la señal de ECG se encarga de la detección de los intervalos que contienen los picos R, para esto se eligió un circuito comparador de voltaje. Este consiste de un amplificador operacional en lazo abierto (sin realimentación entre su salida y su entrada) que suele usarse para comparar un voltaje variable con un voltaje fijo como referencia. El circuito esquemático utilizado se observa en la figura 4.16. Este circuito se implementó con el circuito integrado LM339N, el cual contiene cuatro comparadores de alta precisión y funcionan con un voltaje de alimentación de 5V y 0V. El primer amplificador operacional (U1) compara el voltaje de la señal de ECG con un voltaje de referencia de 4.1V. Se selecciona éste voltaje ya que en la señal filtrada y amplificada, los picos R tienen una amplitud aproximada de 5V, y las ondas de la señal ECG que no se desean detectar se encuentran por debajo de los 3V. El voltaje de referencia se estableció con un divisor de voltaje con resistencias con valores de 3.3kΩ (R<sub>1</sub>) y 15kΩ (R<sub>2</sub>). El valor del voltaje de referencia se calcula:

$$V_{ref} = \frac{R_2 * V_{cc}}{R_1 + R_2} = 4.09V \quad (14)$$

El segundo amplificador operacional (U2) es un seguidor (*buffer*), el cual elimina los efectos de carga y adapta las impedancias.

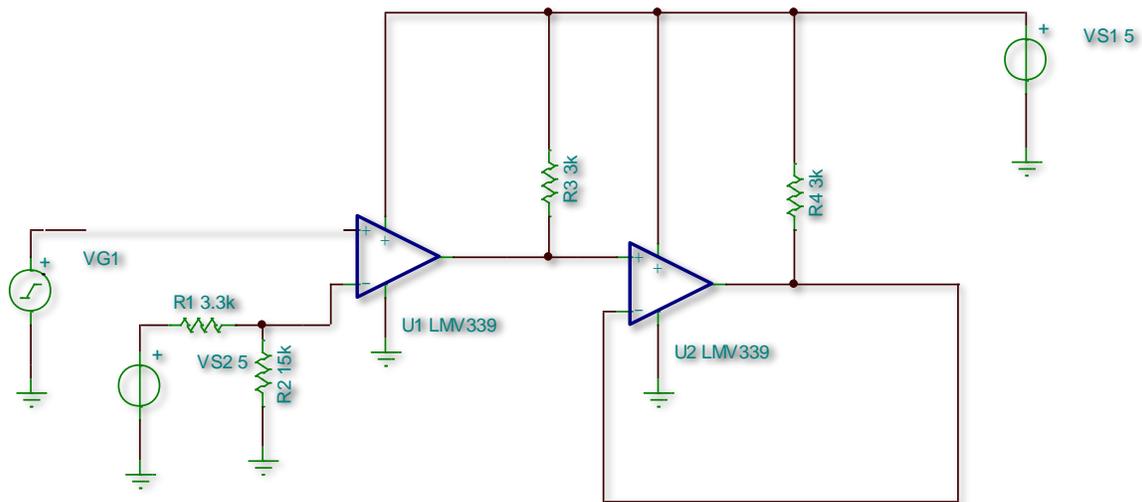


Figura 4.16. Circuito esquemático para detectar máximos.

Ambos amplificadores operacionales tienen conectados a su salida una resistencia de polarización (resistencia *pull-up*) que establece los niveles lógicos, en el caso que los dispositivos externos estén desconectados o se introduzca alta impedancia.

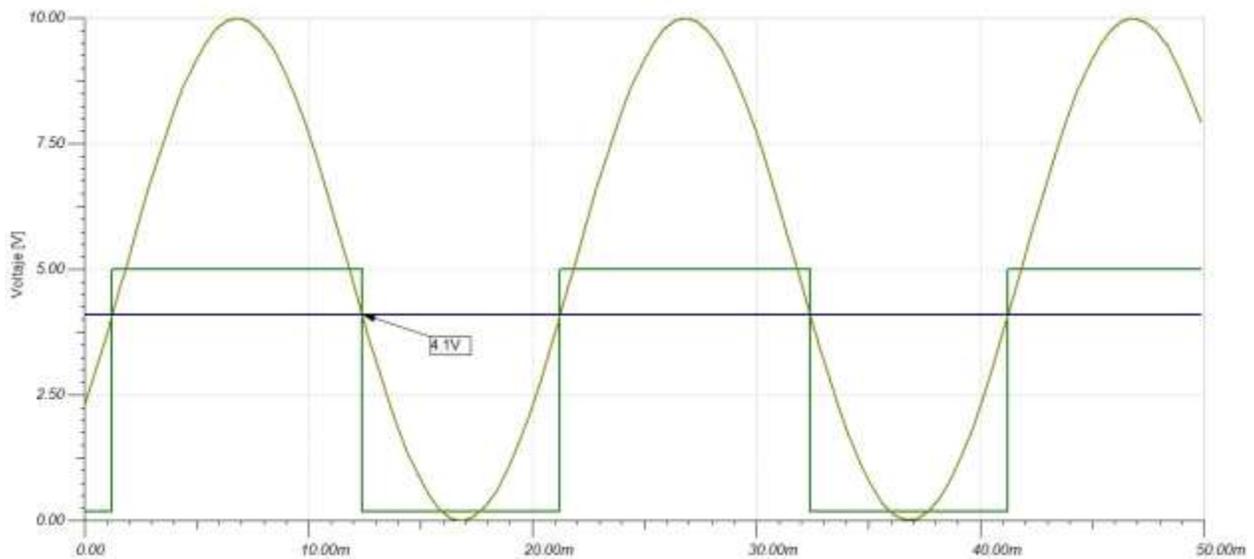


Figura 4.17. Simulación del comparador de voltaje.

En la figura 4.17 se encuentra la simulación del circuito comparador antes mencionado. El resultado de la simulación concuerda con el valor calculado para el voltaje de referencia, 4.1V.

#### 4.2.2 ALGORITMO PARA DETECCION DE ARRITMIAS

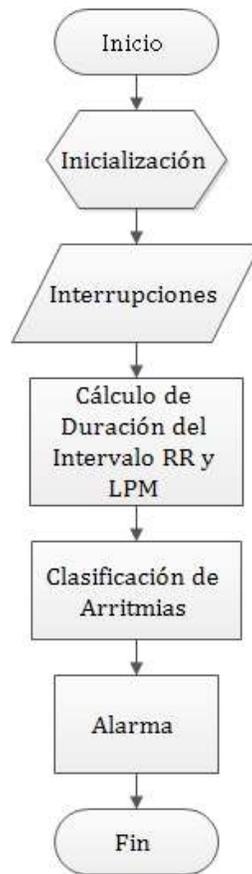
La salida del circuito detector de máximos es ingresada al micro-controlador, ATmega32U4. El micro-controlador se encuentra en la tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro, que se muestra en la figura 4.18. Esta tarjeta tiene un total de 18 pines para entrada/salida digital, los cuales 5 se pueden utilizar como salida PWM y 9 pines para entrada análoga (ADC) con resolución de 10 bits. También provee conexiones UART (serial), I2C y SPI. Trabaja a 16 MHz con voltaje de alimentación de 5 V, aunque tiene un regulador de voltaje que permite una alimentación de hasta 12V. [62] Debido a su tamaño, 3.3cm x 1.8cm, esta tarjeta resulta ser conveniente porque economiza espacio y costos, además tiene un bajo consumo de potencia.



**Figura 4.18. Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro con micro-controlador ATmega32U4. [62]**

El micro-controlador contiene el algoritmo en el cual se calcula la duración del intervalo RR, se hace la clasificación de las arritmias y se procede a enviar el mensaje de alerta, este último se logra con la adición de un módulo de transmisión inalámbrica el cual se discutirá en la sección 4.3.

El diagrama de flujo general del algoritmo se presenta en la figura 4.19. Cada uno de los pasos en dicho diagrama se explica en detalle a continuación.



**Figura 4.19. Diagrama de flujo general del algoritmo para la clasificación de arritmias.**

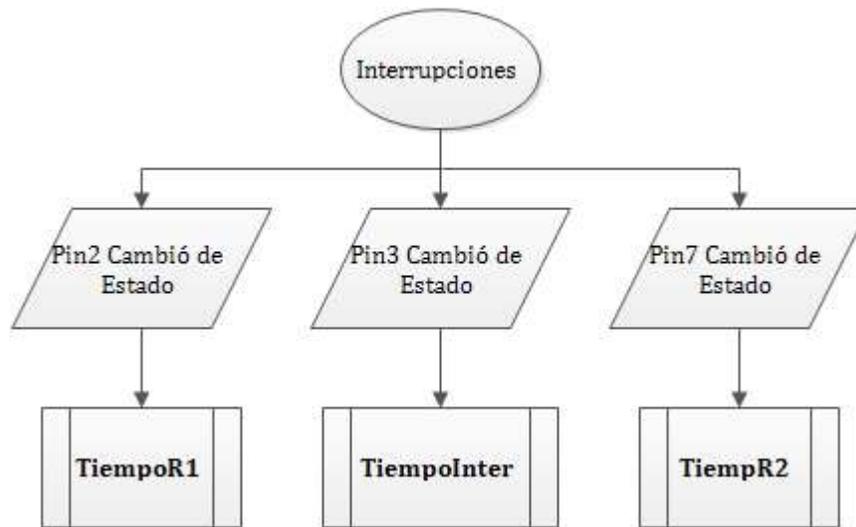
- Inicio e Inicialización

Al suplirle energía al micro-controlador automáticamente inicia su funcionamiento y empieza a correr el algoritmo que contenga. Se puede decir que instantáneamente pasa a la etapa de inicialización, que es donde se declaran las variables (espacios en memoria para guardar información), sus nombres, sus tipos, y, en ocasiones, sus valores iniciales. También se incluyen las librerías adicionales que se deseen utilizar, éstas proporcionan una funcionalidad adicional para la interacción de algunos módulos externos de hardware o manipulación de datos. Se incluye la librería VirtualWire para el manejo de los módulos de transmisión por radiofrecuencia.

- Interrupciones

Una interrupción es una señal que indica que se debe detener el curso de ejecución actual y pasar a ejecutar un código específico para tratar esta situación. El algoritmo

propuesto depende de tres interrupciones, a las cuales se les ingresa el pulso generado por el circuito detector de picos a tres pines digitales (2, 3 y 7), habilitados como interrupciones. Estas interrupciones se logran cuando se detecta un cambio en el estado de la señal, de 0 a 1 (el instante que sube el pulso) y el cambio de 1 a 0 (el instante que baja el pulso). En la figura 4.20 se muestra el diagrama de flujo principal de las interrupciones utilizadas en el algoritmo. Al activarse las interrupciones de cambio de estado para los pines 2, 3 y 7, se pasa a una subrutina diferente.



**Figura 4.20. Diagrama de flujo para las interrupciones del algoritmo.**

En el caso de que se active la interrupción del pin 2 o del pin7, proceden las subrutinas *TiempoR1* y *TiempoR2* respectivamente, cuyos diagramas de flujos se muestran en la figura 4.21. Estas subrutinas se utilizan para calcular la duración en milisegundos del tiempo que transcurre al detectarse el cambio de la señal binarizada de 0 a 1 lógico hasta el cambio de 1 a 0 lógico, en otras palabras, el tiempo que el pulso permanece activo (5V).

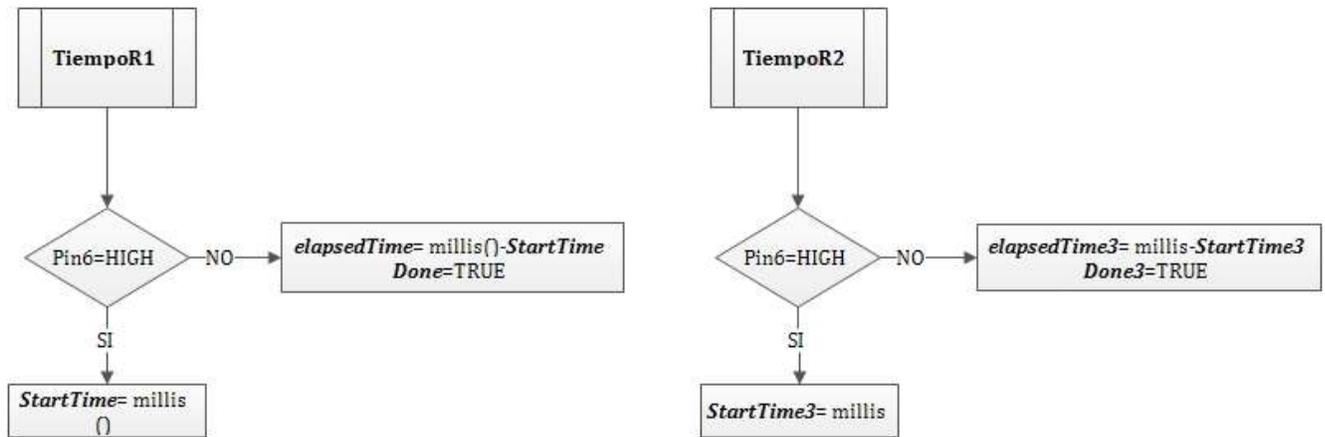


Figura 4.21. Diagrama de flujo para las subrutinas *TiempoR1* y *TiempoR2*.

Ambas subrutinas tienen el mismo propósito pero su diferencia consiste en que la subrutina *TiempoR1* se utiliza para el cálculo del tiempo de duración para el primer pulso; que contiene el primer pico R ( $R_1$ ) del intervalo RR, y el *TiempoR2* se utiliza para el cálculo del tiempo de duración para el segundo pulso que contiene el segundo pico R ( $R_2$ ). Ambos valores se almacenan en variables diferentes y en el mismo instante que se almacenan los valores, se activa una bandera que permite pasar a realizar el cálculo del intervalo RR.

Al activarse la interrupción del cambio de estado del pin 3, se procede a la subrutina *TiempoInter*, cuyo diagrama de flujo se muestra en la figura 4.22 La diferencia de esta subrutina a las anteriores, es que ésta comienza el contador al detectarse el cambio de 1 a 0 lógico y se detiene al detectarse el cambio de 0 a 1 lógico, es decir, en esta subrutina se obtiene el tiempo de duración entre el primer y segundo pico R del intervalo RR.

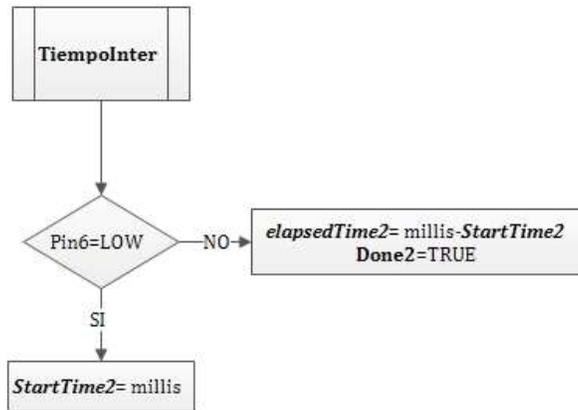


Figura 4.22. Diagrama de flujo para la subroutine *TiempoInter*.

Al igual que en las subrutinas anteriores, el valor del tiempo se almacena en una variable diferente. Luego se activa una bandera para indicar que el tiempo de duración para este intervalo ya fue obtenido y se procede a realizar el cálculo del intervalo RR. En la siguiente figura, 4.23, se muestra la señal ECG, la señal ECG binarizada y los intervalos de tiempos que se toman en cuenta para las subrutinas anteriormente explicadas.

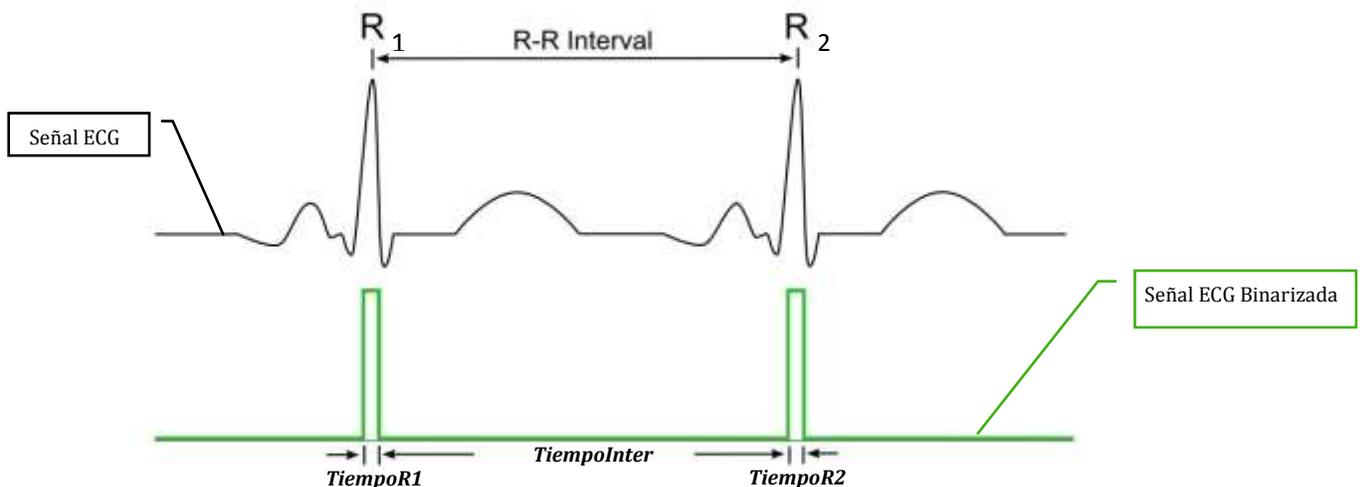
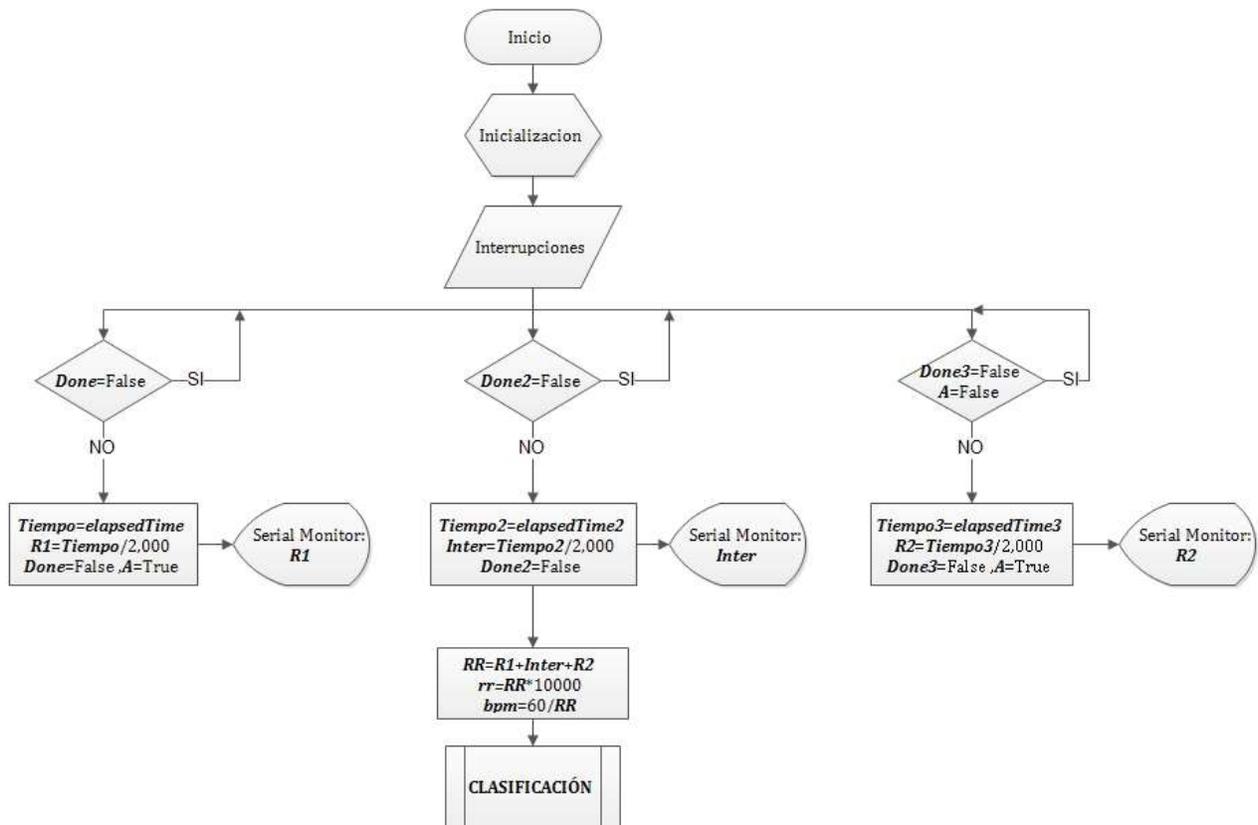


Figura 4.23. Representación de la medición de los intervalos para las subrutinas *TiempoR1*, *TiempoInter* y *TiempoR2*.

- Cálculo de Duración del Intervalo RR y LPM

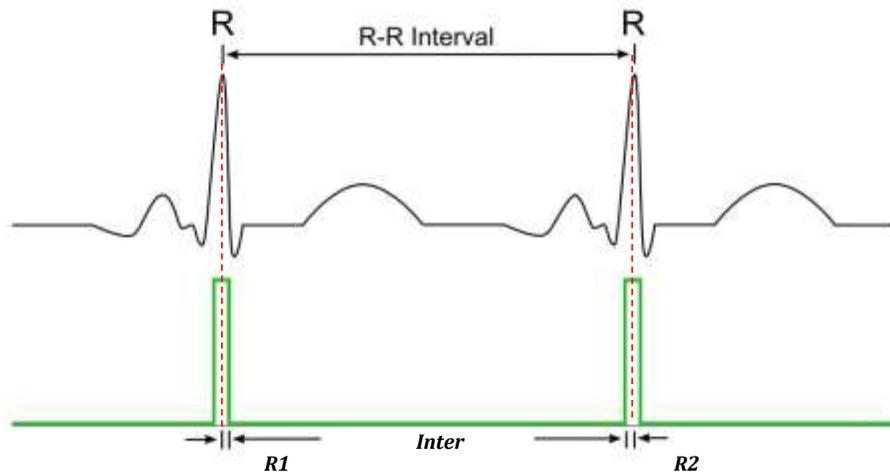
Inmediatamente que se obtienen los valores del ancho de pulso donde se encuentran los picos R, se procede a hacer los cálculos para el tiempo de duración del intervalo RR y latidos por minuto (LPM). Esto se logra al detectar las banderas *Done*, *Done2* y *Done3*. En la figura 4.24 se encuentra el diagrama de flujo que describe el proceso aplicado.



**Figura 4.24.** Diagrama de flujo para el lazo en el cual se calcula la duración del intervalo RR.

El valor del ancho del pulso obtenido por las subrutinas *TiempoR1* y *TiempoR2*, se divide entre dos para obtener el instante en el que ocurre el pico máximo. Para que la detección del segundo pico R se logre, al obtener el valor de duración del primer pico R, se le asigna el valor *verdadero* (*TRUE*) la variable *A*. Esta variable indica que ya se detectó el primer pico R, por lo tanto la próxima detección de un pulso positivo será la detección del segundo pico R. Luego que se obtienen los valores de

ambos picos se calcula el valor total del intervalo R-R, que sería la suma de tres variables: **R1**, **Inter** y **R2**. Además del cálculo del intervalo R-R y LPM (representado por la variable **bpm**), se calcula la nueva variable **rr**, esta es igual al valor calculado del intervalo R-R multiplicado por 10,000. Esta variable es utilizada para la clasificación de arritmias en la subrutina de *Clasificación* ya que permite mayor precisión ( 4 lugares decimales) y exactitud en la clasificación de arritmias. En la figura 4.25 representan de las variables en la señal de ECG biranizada.



**Figura 4.25.**Representación de variables **R1**, **Inter** y **R2**.

Al finalizar los cálculos del intervalo RR y de LPM se procede a la subrutina *Clasificación*, en la cual se analizan estos valores obtenidos y se clasifican para luego enviar la alarma.

- Clasificación de Arritmias

Según la base de datos MIT-BIH, varias investigaciones y médicos expertos en la detección de eventos arrítmicos utilizando el intervalo RR, se recomienda que el mínimo de muestras que se tomen del intervalo RR para la detección de arritmias sean 3 [63,64]. Es por esta razón que en este proyecto de investigación se tomaron 3 muestras del intervalo R-R, si el valor de R-R en estas 3 muestras están dentro de la misma clasificación de arritmias se toma la decisión de enviar la alarma. De esta

manera se procura evitar cualquier error en la lectura y enviar una falsa alarma. Las arritmias que se desean detectar en este proyecto de investigación son la bradicardia y la taquicardia ventricular, o el estado normal del paciente, siendo las más comunes en afectar a los adultos. La clasificación de las arritmias por la duración del intervalo R-R se muestra a continuación en la tabla 4.1.

	Intervalo R-R
Bradicardia	Entre 1s a 1.5s
Normal	Entre 0.6s a 1s
Taquicardia	Menor a 0.65s

**Tabla 4.1. Tabla para clasificación de arritmias de acuerdo al intervalo R-R en segundos.**

En la siguiente figura, 4.26, se muestra el diagrama de flujo del procedimiento utilizado para la subrutina *Clasificación*. Primero se clasifican los valores de la variable *rr* y luego que se obtienen tres muestras en la misma clasificación, se le asigna valor a la variable *alarm* dependiendo el tipo de alarma; que se desee enviar bradicardia=3, estado normal =4 y taquicardia ventricular=5, y se procede a la subrutina *Alarma*.

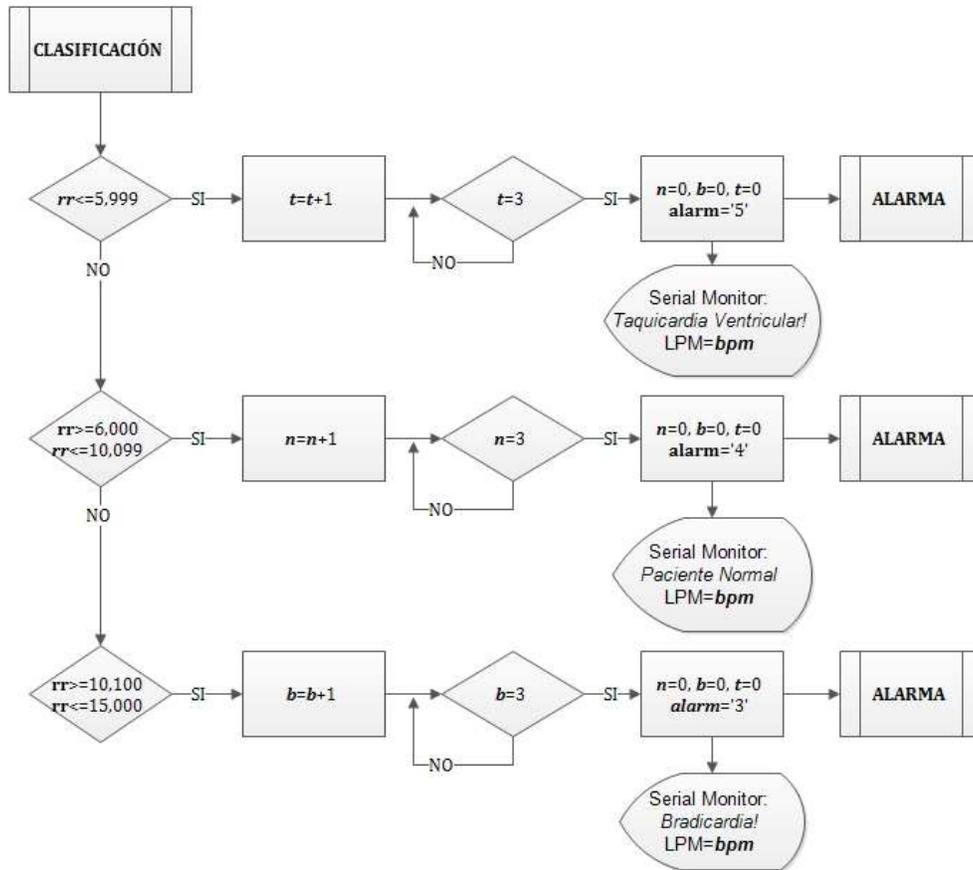
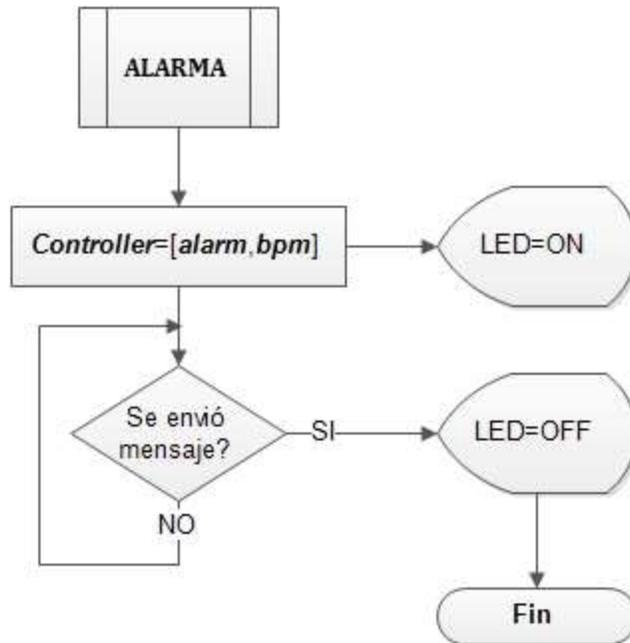


Figura 4.26. Diagrama de flujo de la subrutina *Clasificación*.

○ Envío Alarma

La alarma es enviada por medio de un módulo de transmisión por radiofrecuencia y el mensaje consiste de un arreglo de 8 bits llamado *controller*. Este arreglo está compuesto por la variable *alarm* y *bpm*, que contienen el tipo de alarma y el valor de LPM. En la figura 4.27 se muestra el diagrama de flujo para la subrutina de *Alarma*.



**Figura 4.27. Diagrama de flujo de la subrutina *Alarma*.**

Cuando los valores del arreglo están listos, se enciende un led, que indica el inicio de envío del mensaje. Al terminar el envío, se apaga el led y termina la subrutina.

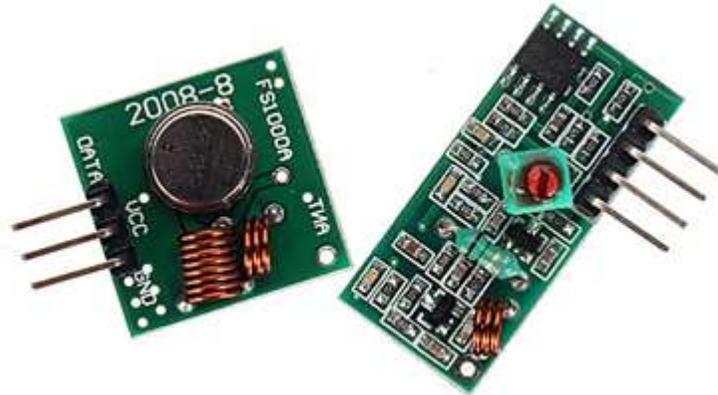
### 4.3. TRANSMISIÓN INALÁMBRICA

Luego de haber clasificado la señal de ECG, se desea enviar una alarma inalámbricamente a un dispositivo, idealmente posicionado (lugar céntrico) donde la alarma sea audible en cualquier parte que se encuentre el familiar a cargo del paciente dentro de un radio de 60 metros.

Para la transmisión y recepción se utilizarán módulos de radiofrecuencia (RF). La comunicación por RF permite enviar comandos, datos, mensajes de voz, fotos y otra información ser transportada sin conexión física o visible. Una onda de radio penetra la mayoría de los materiales, y se mueve por la mayoría de las barreras que no pueda penetrar directamente.

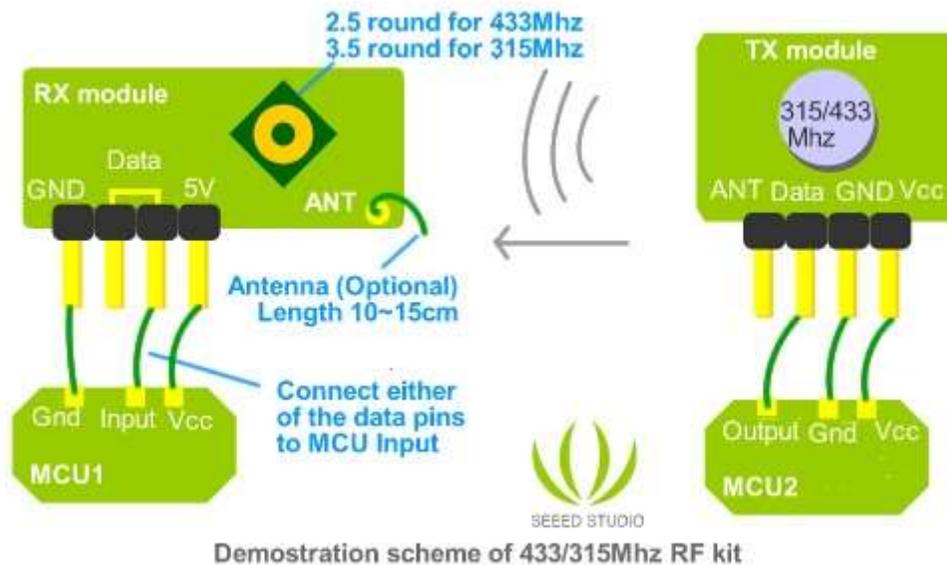
Los módulos de RF a utilizarse se encuentran en la figura 4.28, éstos funcionan en la frecuencia de 433MHz, son de bajo costo y se utilizan para transmitir una señal con alcance de hasta 100

metros (sin obstáculos) . Ambos módulos (Tx/Rx) funcionan dentro de un rango de 3V a 12V y consumen entre 9mA a 40mA, con una potencia de transmisión de 25mW [65].



**Figura 4.28. Módulos RF de 433MHz (TX izquierda y RX derecha) [66].**

Como se observa en la figura 4.28 el transmisor (izquierda) tiene tres pines, de los cuales uno se utiliza para recibir los datos del micro-controlador que se quieren transmitir (DATA) y los pines restantes para alimentar el módulo (VCC y GND). El receptor (derecha) tiene cuatro pines, de los cuales dos son para enviar los datos al micro-controlador (solo se tiene que utilizar uno de ellos y no importa cual se elija) y los restantes para alimentar el módulo. En la figura 4.29 se esquematiza la conexión para ambos módulos.



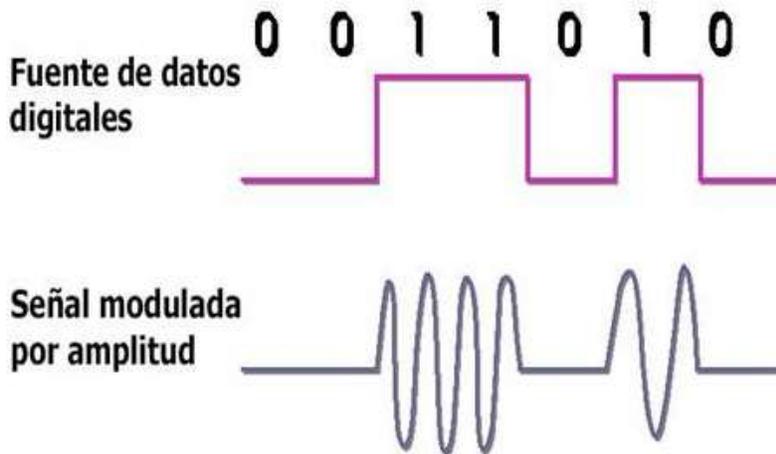
**Figura 4.29. Demostración para la conexión de los módulos RF de 433MHz con dos micro-controladores [65].**

Aunque en la hoja de datos de los módulos indica que la adición de una antena es opcional, se recomienda añadir una antena para ampliar el intervalo de cobertura y mejorar la transmisión y recepción de éstos. En este caso se utilizó una antena helicoidal con 14 vueltas de alambre de calibre 22 con un diámetro de alrededor de 6 mm, que al final resulta de una altura de aproximadamente 3 cm, recomendada por la corporación RFM para aplicaciones de baja potencia [67]. Una imagen de los módulos con antena se tiene a continuación:



**Figura 4.30. Módulos de RF con sus respectivas antenas.**

Estos módulos utilizan modulación por desplazamiento de amplitud (comúnmente conocido por sus siglas en inglés, ASK), que no es más que una forma de modulación en la cual se representan los datos digitales como variaciones de amplitud de la onda portadora en función de los datos a enviar. La amplitud de una señal portadora análoga varía conforme a la corriente de bit (modulando la señal), manteniendo la frecuencia y la fase constante. El nivel de amplitud puede ser usado para representar los valores binarios 0 y 1. En la señal modulada, el valor lógico 0 es representado por la ausencia de una portadora. Al ser una modulación digital, reduce el riesgo de interferencias y errores de transmisión. Un ejemplo de esto se muestra en la figura 4.31 [68].



**Figura 4.31. Ejemplo de una modulación por desplazamiento de amplitud (ASK) [69].**

Estos módulos utilizan un protocolo basado en estructura de paquetes para enviar mensajes. Los protocolos basados en paquetes son utilizados ampliamente para comunicaciones de RF digitales (y para enviar datos en muchos otros tipos de canales de comunicación). El trabajo principal de un protocolo de comunicación es lograr comunicaciones por un canal de comunicación RF, o para alarmar cuando un problema de comunicación ocurre. Un protocolo es un conjunto de estructuras y procedimientos para la comunicación de información digital estándar. Un protocolo completo a menudo suele visualizarse como una pila de estructuras (“stack of structures”) y procedimientos que son específicos para los equipos y características de los canales de comunicación.

Una estructura de paquetes generalmente incluye un preámbulo, símbolo de inicio, información de enrutamiento (A/DESDE, etc.), identificación (ID) del paquete, parte o la totalidad de un mensaje y los bits de detección de errores. Esta información varía dependiendo del protocolo que se utilice. En la comunicación entre los nodos en un sistema basado en estructura de paquetes ocurren errores de transmisión. Es por eso que en el nodo transmisor se utiliza un acuse de recibo (ACK) en la transmisión de vuelta para confirmar que el nodo receptor ha recibido el paquete libre de error. Para esto se añaden bits de detección de errores al paquete de modo que el nodo de destino determina si el paquete se recibió con precisión. Los bits de detección de errores añadidos al final de un paquete se denominan a menudo como una secuencia de verificación de trama (FCS). Un FCS es por lo general de 16 a 24 bits de largo, y se genera utilizando un método de código de redundancia cíclica (CRC).

Para los módulos antes descritos, la estructura de “paquete transmitido” empieza con pares de bits 1-0-1-0 (36 bits en total), que se denomina como preámbulo como se mencionó anteriormente, lo que establece simetría en la señal en la entrada al comparador de radio y luego entrena los procesos de reloj y recuperación de datos en el software. El preámbulo es seguido de un símbolo de inicio de 12 bits, en este caso siendo 0xb38, que proporciona la discriminación de los patrones de ruido aleatorio. Luego del símbolo de inicio le siguen el número de bytes del paquete (con un máximo de 30), la dirección A / DESDE, la identificación de paquetes, los bytes de mensaje y luego el FCS (en este caso son 2 bytes). Estos bytes están codificados de 4 a 6 bits, por lo tanto un byte en el mensaje se codifica como símbolos de bit 2x6 [70]. En la figura 4.32 se puede observar los detalles de la estructura de paquete antes descrita que utilizan los módulos para la comunicación inalámbrica.

### Packet and Byte Structure Details



**Figura 4.32. Detalles de los paquetes y la estructura de los bytes utilizada en el protocolo de los módulos de RF [70].**

#### 4.4. SISTEMA DE ALARMA

---

El sistema de alarma propuesto consta de tres etapas: recepción de mensaje de alarma, decodificación de mensaje/clasificación de alarma y finalmente la activación de la alarma, ver figura 4.33.



**Figura 4.33. Proceso dentro de la etapa del sistema de alarma.**

El elemento principal para el sistema de alarma es la tarjeta de desarrollo Arduino Pro-mini, parecida a la tarjeta Arduino Pro-Micro, la cual contiene el micro-controlador ATmega328. Esta tarjeta tiene un total de 14 pines para entrada/salida digital, de los cuales 6 se utilizan como salida PWM y 8 pines para entrada análoga (ADC) con resolución de 10 bits, así como también conexiones UART (serial), I<sup>2</sup>C y SPI. Trabaja a 16 MHz y con un voltaje de alimentación de 5 V, aunque tiene un regulador de voltaje que permite una alimentación de hasta 12V [62]. Esta tarjeta también tiene un tamaño de 3.3cm x 1.8cm, lo cual hace el módulo de alarma pequeño y de bajo consumo de potencia, haciéndolo portable a cualquier lugar, siempre y cuando esté dentro del rango de los módulos de transmisión.



**Figura 4.34. Tarjeta Arduino Pro-Mini con micro-controlador ATmega328 [62].**

#### 4.4.1. ALGORITMO PARA DECODIFICACIÓN DE ALARMA

En esta tarjeta se encuentra el algoritmo implementado para la activación de la alarma, cuyo diagrama de flujo se observa en la figura 4.35. Consta, al igual que el algoritmo en la etapa de adquisición, de una etapa de inicialización, en la cual se declaran las variables, sus nombres, sus tipos, y, en ocasiones, sus valores iniciales. En este algoritmo también se incluye la librería externa VirtualWire, para el manejo del módulo de recepción de RF.

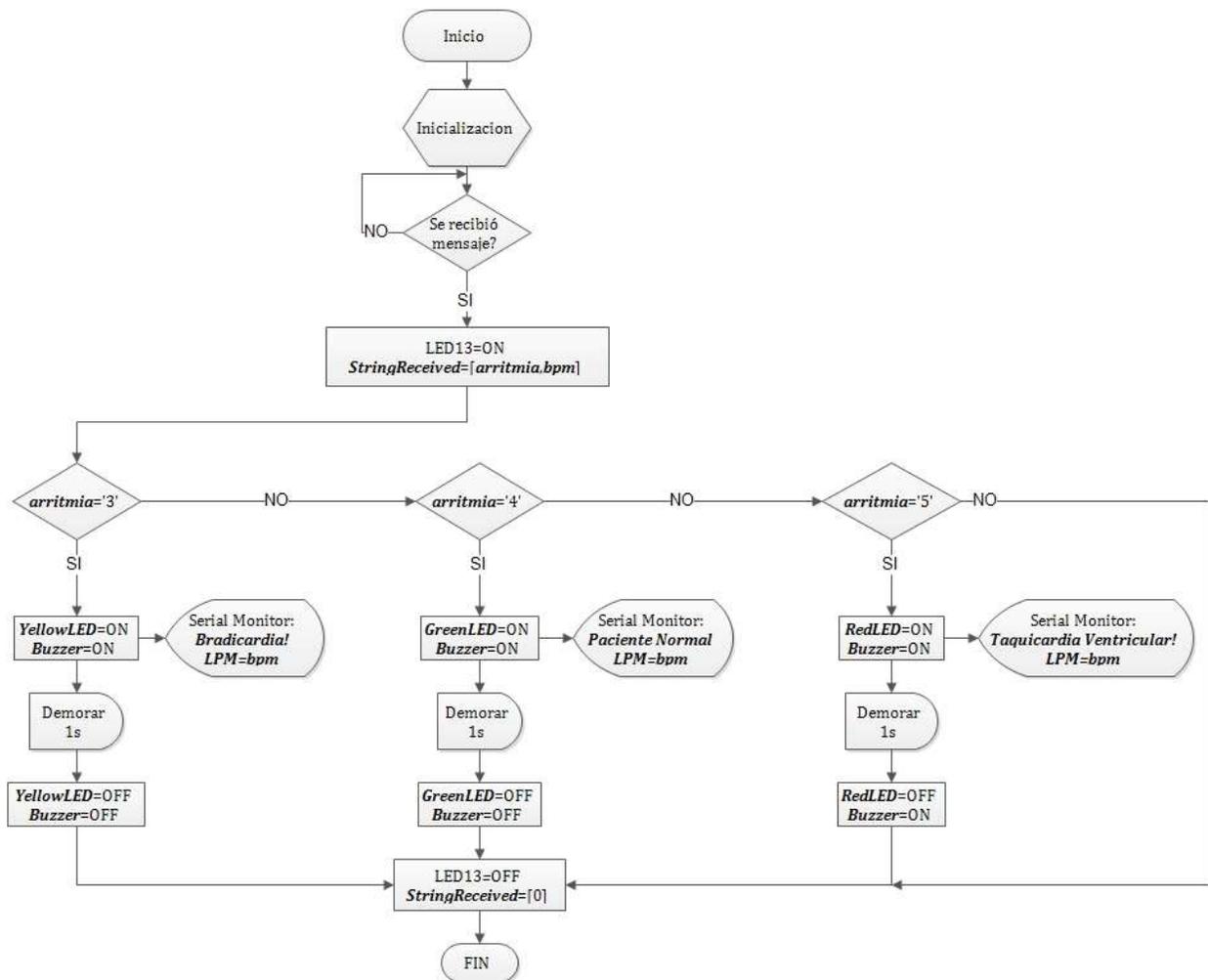


Figura 4.35. Diagrama de flujo del algoritmo para la decodificación de alarma.

Luego de la inicialización se procede a verificar el mensaje recibido, por medio del módulo de recepción de RF, el cual está comprendido de los valores enviados desde el sistema de adquisición: un número del 3-5, indica el tipo de arritmia, y el segundo es el valor de los LPM. El

valor del tipo de arritmia es almacenado en la variable *arritmia*, que al ser decodificado se procede automáticamente a la activación de la alarma, y en el caso de que el módulo esté conectado a la computadora se observan los valores recibidos, el tipo de arritmia y los LPM, en el monitor serial del software Arduino IDE.

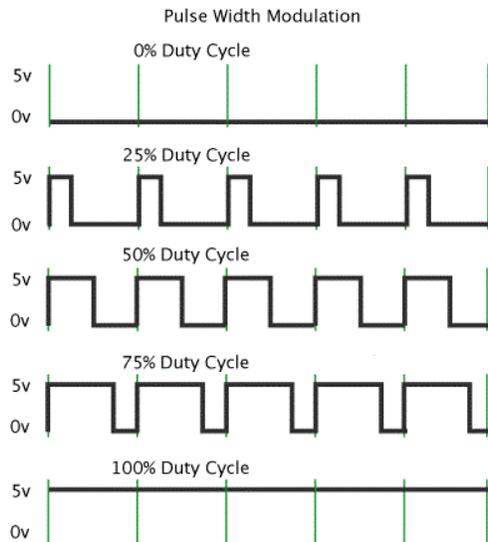
#### 4.4.2. ALARMA

La alarma propuesta consta de un transductor piezoeléctrico (zumbador o mejor conocido en inglés como *buzzer*), ver figura 4.36. Su funcionamiento es similar a bocinas, a las que un voltaje aplicado hace que el cristal piezoeléctrico se mueva y produzca un sonido. Con el fin de obtener un tono en el *buzzer*, se debe aplicar una onda cuadrada por lo general en el rango de 20Hz a 20kHz.



**Figura 4.36. Imagen del transductor piezoeléctrico (*buzzer*) utilizado [71].**

Esta tarjeta se encarga de activar la alarma (*buzzer*) por medio de la modulación de ancho de pulso (PWM) de una señal. PWM es una técnica para obtener resultados análogos con medios digitales. El control digital es utilizado para generar una onda cuadrada, una señal que cambia entre encendido (5V) y apagado (0V), cambiando el tiempo que la señal permanece encendida en comparación con el tiempo que la señal permanece apagada. La duración de este tiempo se le llama ancho de pulso, es por eso que al variar el valor de este tiempo se modula el ancho de pulso de la señal. En la figura 4.37 se muestra un ejemplo de varios ciclos de trabajo de un PWM, que es la relación entre el ancho del pulso cuando está encendido entre el período de la señal. Las líneas verdes representan un período en tiempo de la señal, esta duración o período es el inverso de la frecuencia PWM. En este caso, la frecuencia de una señal PWM en la tarjeta Arduino Pro-Mini tiene un valor alrededor de 490Hz, lo que significa que cada período (representados por las líneas verdes) tienen un valor de 2ms [62].



**Figura 4.37. Ejemplo para varios ciclos de trabajo (Duty Cycles) en la modulación de ancho de pulso (PWM) [62].**

A la misma vez que se activa el zumbador se activa uno de tres leds, el cual indica el tipo de arritmia para la cual es la alerta. Si el led es de color rojo, significa que el tipo de arritmia que está ocurriendo es taquicardia ventricular. Si el led es de color amarillo, significa que la arritmia que ocurre es bradicardia. Si de lo contrario, ninguno de estos leds se enciende, significa que el paciente se encuentra bien y lo indicará un LED de color verde.

---

---

# Capítulo V

---

---

## *Validación y Discusión de Resultados*

---

---

## CAPITULO 5: VALIDACIÓN Y DISCUSIÓN DE RESULTADOS

---

A continuación se detallarán las etapas de validación que se llevaron a cabo. Estas etapas consisten en la validación de la adquisición, filtrado y amplificación de la señal de ECG; validación en la detección de máximos de la señal ECG, validación de la detección del intervalo RR, validación del algoritmo clasificador de arritmias y la validación de transmisión y activación de alarma. El equipo utilizado en las pruebas de validación se encuentra en los anexos.

### 5.1. ADQUISICIÓN Y FILTRADO DE LA SEÑAL DE ECG

---

Una de las etapas importantes del prototipo propuesto es la etapa de adquisición de la señal ECG. Es por esto que el obtener una señal de buena calidad es crucial para la detección de arritmias. A continuación se detalla el proceso de validación para la tarjeta de adquisición y el filtrado de la señal de ECG.

#### 5.1.1. TARJETA DE ADQUISICIÓN

Al comprobar el funcionamiento de la tarjeta de adquisición, figura 5.1, se tiene una señal a la salida de la tarjeta de adquisición con las ondas de la señal de ECG bien definidas. Esta señal es la que se obtiene luego del filtro pasa bajas de 33.86Hz y el filtro supresor de banda de 60Hz. El offset del cual se habló es de aproximadamente 2V, para obtener como resultado una señal de 2.46V de amplitud.

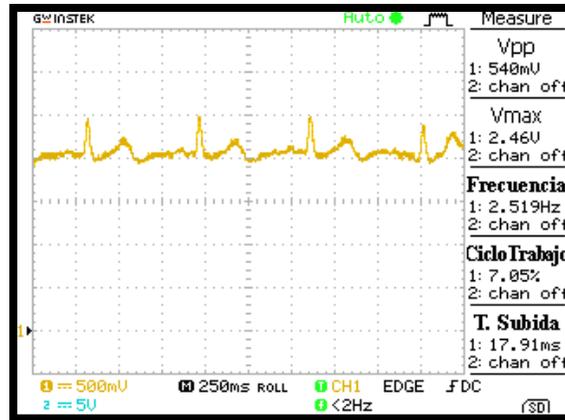


Figura 5.1. Señal ECG: salida de la tarjeta de adquisición luego de filtro pasa bajas y filtro Notch.

### 5.1.2. AJUSTE DE OFFSET Y GANANCIA

Esta señal luego se introduce al filtro pasa altas con frecuencia de corte de 0.67Hz, el cual elimina el *offset* y amplifica la señal por un valor de 16. Primero se validó su funcionamiento utilizando una señal senoidal de entrada con frecuencia de 0.1Hz y de 1V de amplitud (canal 1, señal amarilla). Esta señal se muestra en la imagen 5.2.

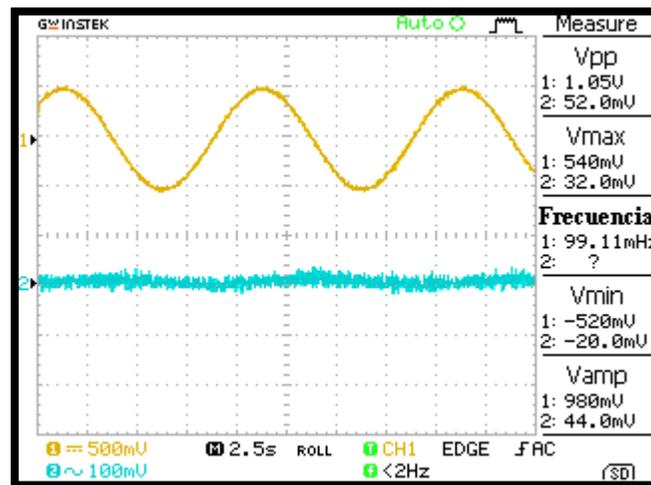


Figura 5.2. Comprobación del filtro pasa altas y señal de entrada de 0.1Hz y 1V (canal 1, señal amarilla).

En esta imagen se observa la salida del filtro pasa altas (canal2, señal azul) prácticamente nula al tener una entrada con frecuencia de 0.1Hz, una frecuencia menor a la frecuencia de corte. Al tener

como entrada una señal con frecuencia de 0.6Hz, su salida se distorsiona, teniendo una amplitud de menos de 1V, como se muestra en la figura 5.3.

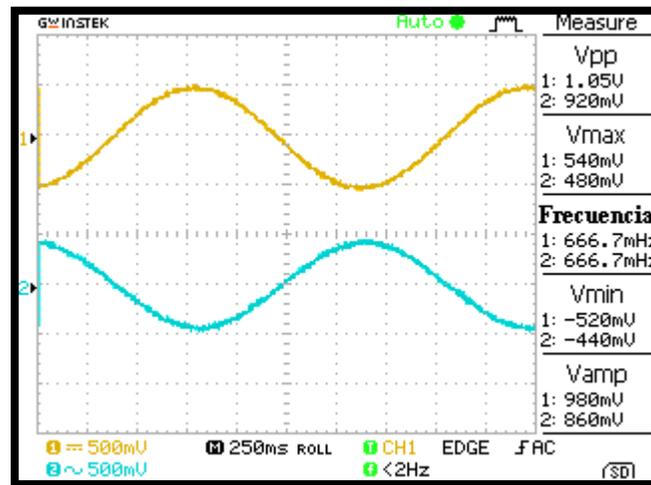


Figura 5.3. Comprobación del filtro pasa altas y señal de entrada de 0.6Hz y 1V (canal 1, señal amarilla).

Al tener una señal de entrada de 13Hz con amplitud de 1V, se nota el funcionamiento esperado, ya que la señal no se altera y muestra una amplificación de 16V, tal y como se había diseñado. En la siguiente imagen se muestra la respuesta a esta entrada.

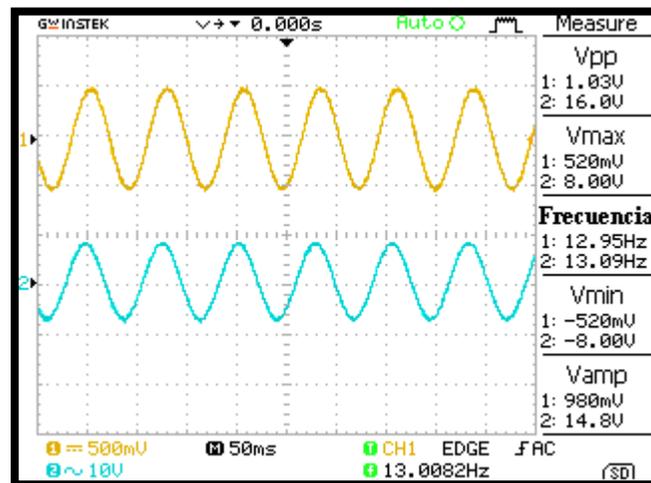


Figura 5.4. Comprobación del filtro pasa altas y señal de entrada de 13 Hz y 1V (canal 1, señal amarilla).

Luego de comprobar el funcionamiento del filtro pasa altas con la señal senosoidal, se implementó con la tarjeta de adquisición para corroborar su funcionamiento una vez más. El resultado que se obtuvo se muestra en la figura 5.5, en la cual se muestra la señal de ECG sin offset y amplificada

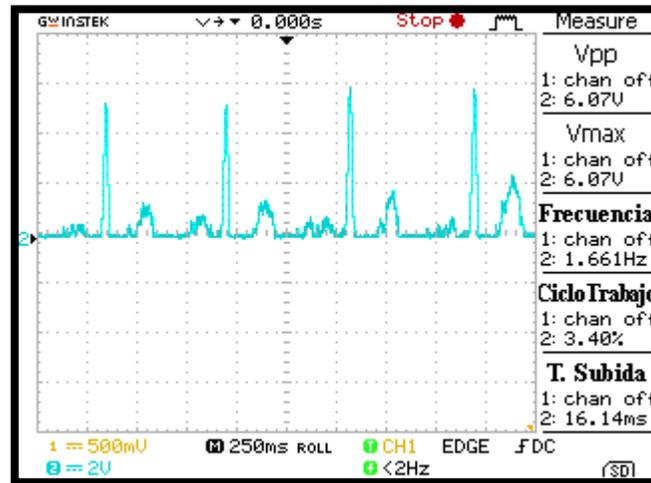


Figura 5.5. Señal ECG: luego del filtro pasa altas de 0.67Hz y amplificación.

Al comparar ambas señales en la figura 5.6, la salida de la tarjeta de adquisición y la salida luego del filtro pasa altas, se observa que además de eliminar el offset se logra atenuar las ondas S y T, evitando errores posteriores al analizar los picos R.

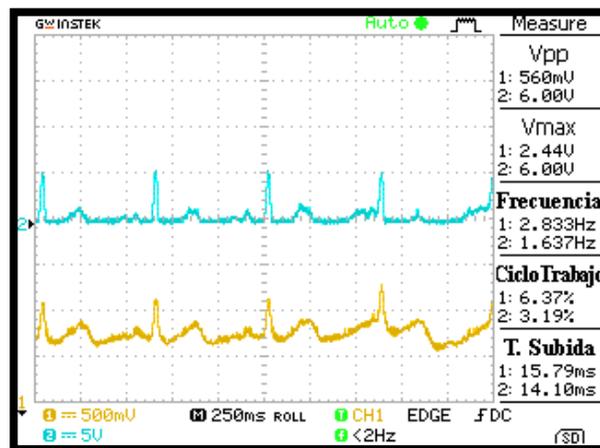


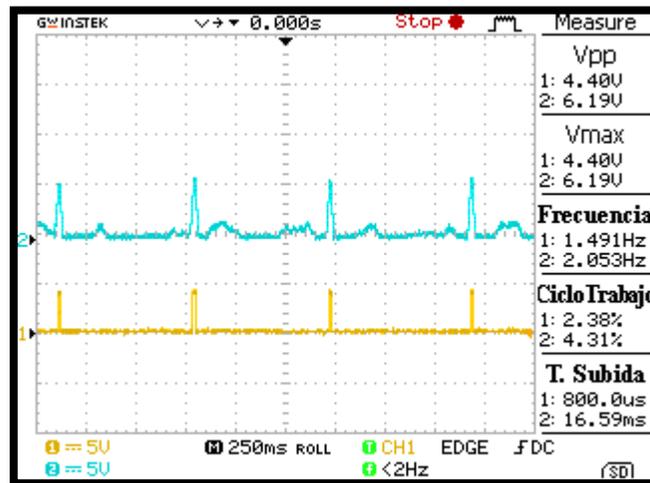
Figura 5.6. Señal ECG: comparación de la salida de la tarjeta de adquisición (canal 1, señal amarilla) y salida del filtro 0.67hz (canal 2, señal azul).

## 5.2. CLASIFICACIÓN DE ARRITMIAS

La validación de la etapa de clasificación de arritmias se divide en dos fases. La primera es la validación de la binarización de la señal ECG, en la cual se detectan los intervalos en donde se encuentran los picos R. La segunda fase es la validación del algoritmo propuesto para el cálculo del intervalo RR, los LPM y la detección de arritmia.

### 5.2.1. BINARIZACIÓN DE LA SEÑAL DE ECG

El circuito detector de máximos de la señal ECG se validó utilizando la señal de salida del filtro pasa altas. En la figura 5.7 se puede observar la detección de los intervalos en donde se encuentran los picos R sin falsas detecciones. Gracias a la amplificación hecha en el filtro pasa altas, los complejos QRS (donde se encuentran los picos R) tienen una amplitud mayor a los 4V, lo necesario para que se detecten los intervalos en donde se encuentran los picos R.



**Figura 5.7. Detección de los picos R en la señal de ECG: la señal amarilla (canal 1) es la entrada al detector de picos y la señal azul es la salida de la etapa de adquisición y filtrado (canal 2).**

En la siguiente figura, 5.8, se muestra el voltaje de referencia para el comparador de voltaje. Este es de 4.07V, prácticamente el mismo valor calculado y obtenido en la simulación.

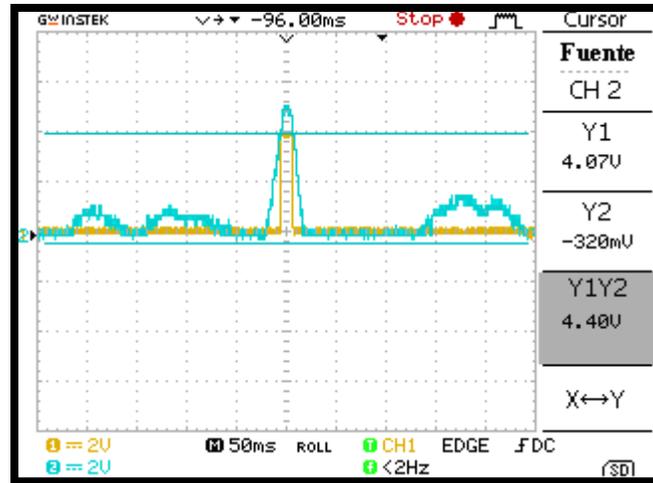


Figura 5.8. Voltaje de referencia para el comparador de voltaje.

## 5.2.2. ALGORITMO PARA DETECCIÓN DE ARRITMIAS

La validación del algoritmo se divide en dos partes, la primera es la validación de la detección de los pulsos que contienen los picos R y el cálculo de la duración del intervalo RR. En la segunda se le añade la detección del tipo de arritmia y se hace el cálculo de los LPM. En ambas se utilizaron señales de PWM para simular los intervalos (pulsos) del comparador de voltaje. Para esto, se modificó el ancho de pulso de dicha señal, variando así la duración de los intervalos que simulan el intervalo donde se encuentran los picos R.

### 5.2.2.1. Detección del Intervalo RR

En la figura 5.9 se muestra la conexión utilizada en dos micro-controladores, el que hace la detección de los pulsos y el otro para la generación de la señal PWM en dicha simulación. La tarjeta utilizada para la simulación de la señal PWM fue la tarjeta de desarrollo para el micro-controlador MSP4302553.



**Figura 5.9. Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro, detector del intervalo RR y tarjeta de desarrollo para el micro-controlador MSP432553, simulador de la señal PWM.**

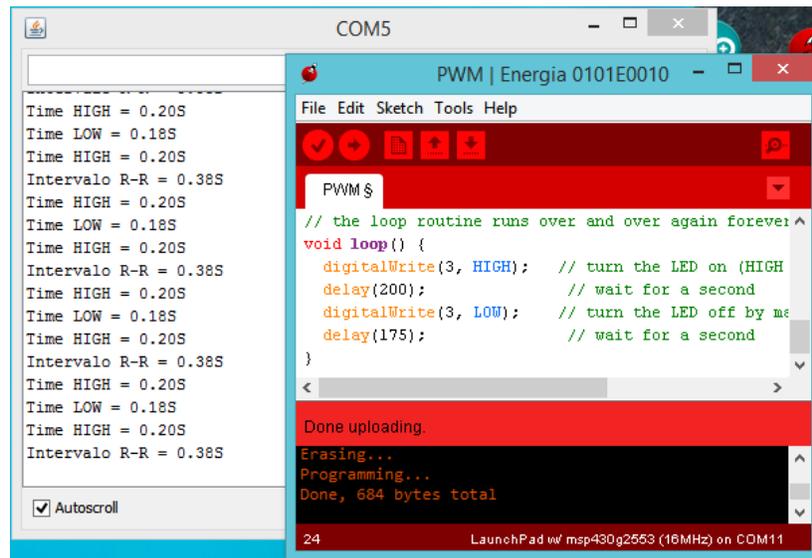
Para estas pruebas de validación se utilizó el monitor serial del software de Arduino, Arduino IDE. La tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro se comunica con la computadora a través de la conexión USB, que no es otra cosa que la comunicación serial entre el micro-controlador y la computadora, para de esta manera mostrar los resultados obtenidos en las mediciones. La velocidad que se utilizó para la transmisión de los datos en bits por segundo fue de 115200. Se utilizaron 10 valores diferentes de ancho de pulso en la señales de PWM para la validación, los cuales se muestran en la tabla 5.1. Con estos valores se calcula lo que sería el intervalo RR, el cual también se muestra en la siguiente tabla.

HIGH	LOW	RR
1.0 s	1.0 s	<b>2.0 s</b>
0.500 s	0.500 s	<b>1.0 s</b>
0.360 s	0.400 s	<b>0.76 s</b>
0.200 s	0.175 s	<b>0.375 s</b>

0.450s	0.450s	0.9s
0.235s	0.128s	0.363s
0.755	0.590	1.345s
0.300s	0.300s	0.60s
0.670s	0.245s	0.915s
0.832s	0.547s	1.379s

**Tabla 5.1. Parámetros utilizados para las señales PWM en las pruebas de validación.**

En las 10 pruebas realizadas se obtuvieron los mismos resultados, se detectaron los anchos de pulso mientras estos estaban en alto (High) y en bajo (Low), así como el tiempo de duración de lo que representara al intervalo RR. En la figura 5.10 se muestra uno de los resultados en las pruebas.



**Figura 5.10. Detección de la señal PWM para un intervalo de 0.375 s.**

En los resultados, la primera ventana (COM5) se observa los tres valores que se miden para la detección de duración del intervalo RR: la duración del primero pulso detectado en alto, la duración entre el final del primer pulso y el inicio del segundo y la duración del segundo pulso, que contiene el segundo pico R para el intervalo RR. Para los últimos dos valores del intervalo

RR se observa una precisión de dos valores decimales, es por esto que el valor aparece redondeado. La segunda ventana (PWM) muestra los valores utilizados para la señal PWM.

#### 5.2.2.2. Clasificación de Arritmias y LPM

A continuación se muestra la validación para la clasificación de arritmias y el calculo de LPM del algoritmo propuesto. Los valores utilizados en esta etapa de validación se muestran en la tabla 5.2, en donde también se tiene la clasificación de arritmia y el valor de los latidos por minutos (LPM) esperados.

HIGH	LOW	R-R	Clasificación	LPM
0.675s	0.675s	1.35s	Bradicardia	44
0.625 s	0.625 s	1.25 s	Bradicardia	48
0.505 s	0.505 s	1.01 s	Bradicardia	59
0.500 s	0.500 s	1.0 s	Normal	60
0.400s	0.400s	0.8s	Normal	75
0.300 s	0.300 s	0.6 s	Normal	100
0.295 s	0.295 s	0.59 s	Taquicardia V.	101
0.275s	0.275s	0.55s	Taquicardia V.	109
0.250s	0.250s	0.50s	Taquicardia V.	120
0.200 s	0.200 s	0.40 s	Taquicardia V.	150

**Tabla 5.2. Parámetros utilizados para las señales PWM y resultados obtenidos del algoritmo en las pruebas de validación.**

Como se mencionó en el capítulo anterior, se toman tres muestras del intervalo RR y luego se envía la alerta dependiendo la clasificación de la duración del intervalo RR. Los resultados que se obtuvieron de estas 10 pruebas fueron los esperados, se detectaron los intervalos, LPM y el tipo de arritmia. A continuación, en la figura 5.11, se muestra un ejemplo de los resultados.

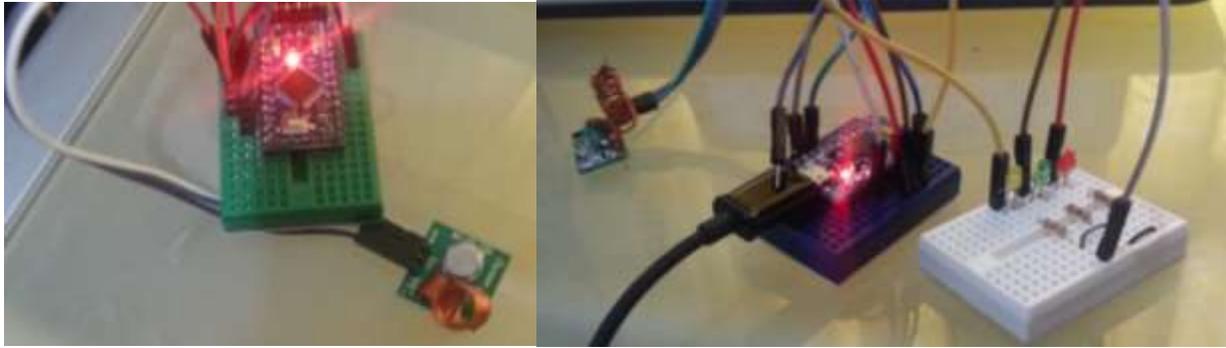


**Figura 5.11. Detección para arritmia de Taquicardia Ventricular, con un intervalo de 0.40 s y LPM igual a 150.**

En la imagen anterior se observa en la primera ventana (COM5) los resultados de los tres intervalos RR detectados, el valor de los LPM y el tipo de arritmia detectado. En la segunda ventana (PWM) se puede observar los valores utilizados en la señal PWM, o sea la entrada.

### 5.3. TRANSMISIÓN INALÁMBRICA Y ALARMA

Se validó la transmisión inalámbrica de los módulos de RF con las tarjetas de desarrollo Arduino ProMini y Arduino ProMicro. Esto se logró al programar las tarjetas con la condición que al activar uno de tres pines (en este caso los pines digitales 5, 6 y 7) con un 1 lógico (5 V) de la tarjeta a la cual está conectada al módulo transmisor, el módulo receptor enciende un led de diferente color dependiendo el pin activado en el transmisor (5=rojo, 6=verde y 7=amarillo). En la figura 5.12 se muestran las tarjetas de desarrollo con sus respectivos módulos, y en el caso de la recepción, son los leds.

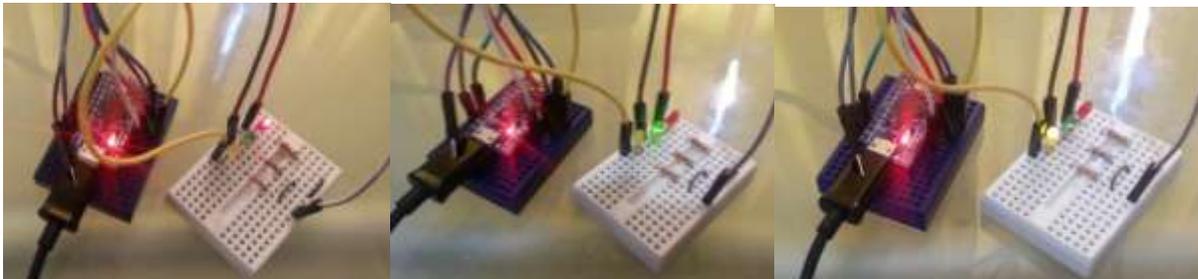


(a)

(b)

**Figura 5.12. (a). Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro con módulo transmisor. (b). Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Mini con módulo receptor y LED's.**

Se realizaron las pruebas y se obtuvieron resultados sin ningún tipo de error. La figura 5.13 muestra el encendido de los tres leds al activar los tres pines para cada uno de ellos.



(a)

(b)

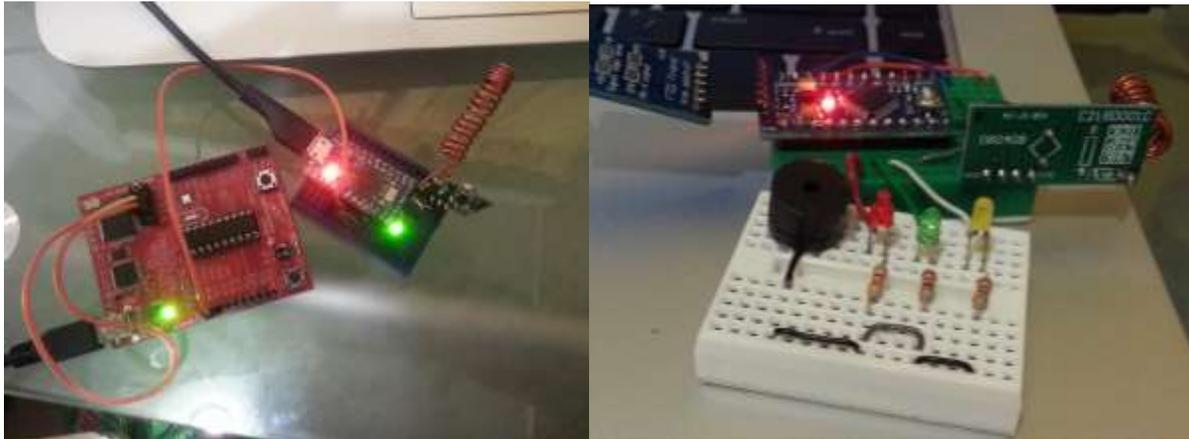
(c)

**Figura 5.13. Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Mini con módulo receptor: (a) led rojo encendido, (b) led verde encendido y (c) led amarillo encendido, por tarjeta de desarrollo Arduino Pro-micro al activar pines 5, 6 y 7 respectivamente.**

Luego de validar el funcionamiento de los módulos de transmisión inalámbrica se procede a la implementación de dichos módulos con el algoritmo validado para la detección de arritmias. Para esto se utilizaron las mismas señales PWM generadas por la tarjeta de desarrollo que contiene el micro-controlador MSP432553.

Simultáneamente que se hace la detección en la tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro y se observa en el monitor serial los datos obtenidos de los intervalos RR, LPM y tipo de arritmia detectado, la alarma es enviada a través del módulo transmisor de radio frecuencia. Esta alarma es recibida por el módulo de receptor de radio frecuencia en la tarjeta de desarrollo Arduino Pro-

Mini, la cual está también conectada al monitor serial en otro puerto de la computadora para observar los datos recibidos, a la vez que se activa la alarma y el led distintivo para cada arritmia. En la figura 5.14 se muestran las tarjetas de desarrollo con los respectivos módulos de transmisión.

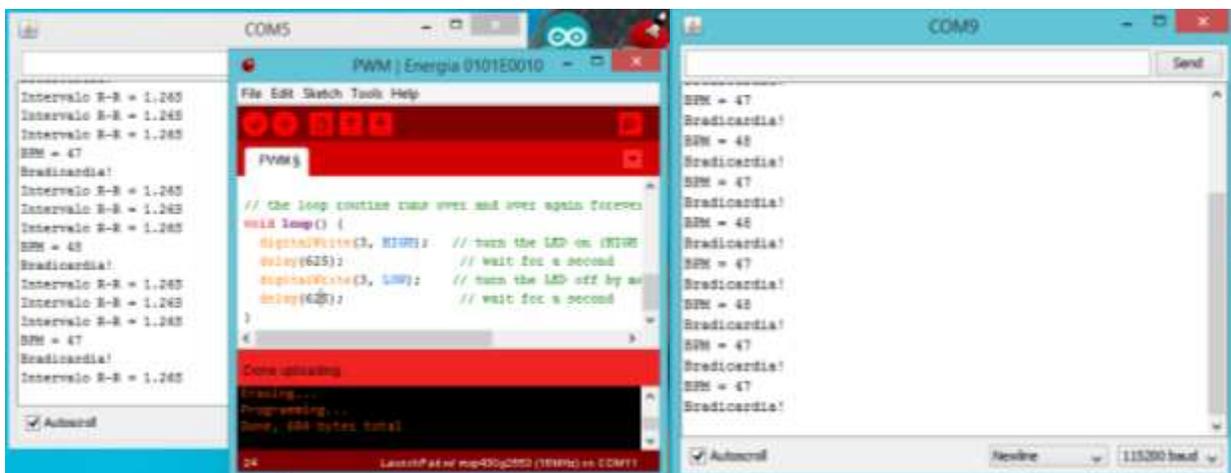


(a)

(b)

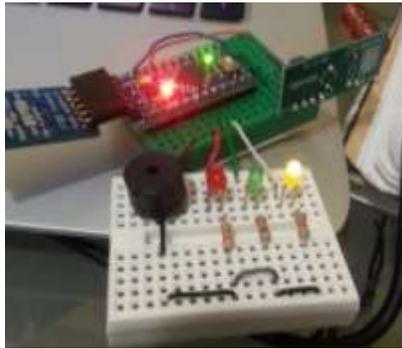
**Figura 5.14. (a) Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro detector del intervalo RR, tarjeta de desarrollo para el micro-controlador MSP432553, simulador de la señal PWM y módulo transmisor. (b). Tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Mini con alarma (buzzer) y módulo receptor.**

En las figura 5.15 a la 5.20 se muestran tres ejemplos de las pruebas realizadas. Estas mostraran los resultados en el monitor serial de ambas tarjetas de desarrollo, Arduino Pro-Micro (COM5) y Arduino Pro-Mini (COM9), los datos para la señal PWM generada en la tarjeta de desarrollo MSP4302553 y el encendido de su respectivo led.



**Figura 5.15. Detección de la arritmia bradicardia, con un intervalo de 1.26 s y BPM igual a 47.**

En la figura 5.15 se observa el resultado para la arritmia bradicardia, con duración de intervalos RR de 1.26 s, con lo que se calcula que se tendría un valor de LPM igual a 47. En la figura 5.16 se observa que al recibir el mensaje de alerta se enciende el led amarillo y a su vez se observa en el monitor serial para el puerto 9 (COM9) los valores recibidos, confirmando con los valores detectados en el puerto 5 (COM5).



**Figura 5.16. Demostración de la alarma para la arritmia bradicardia, led color amarillo.**

En la figura 5.17 se muestra el resultado para el ritmo normal del paciente, con duración de intervalos RR de 1.01 s, calculándose un valor de LPM igual a 60. En la figura 5.18 se puede muestra que al recibir el mensaje de alerta se enciende el led verde y a su vez se en el monitor serial para el puerto 9 (COM9) los valores recibidos, confirmando los detectados en el puerto 5 (COM5).

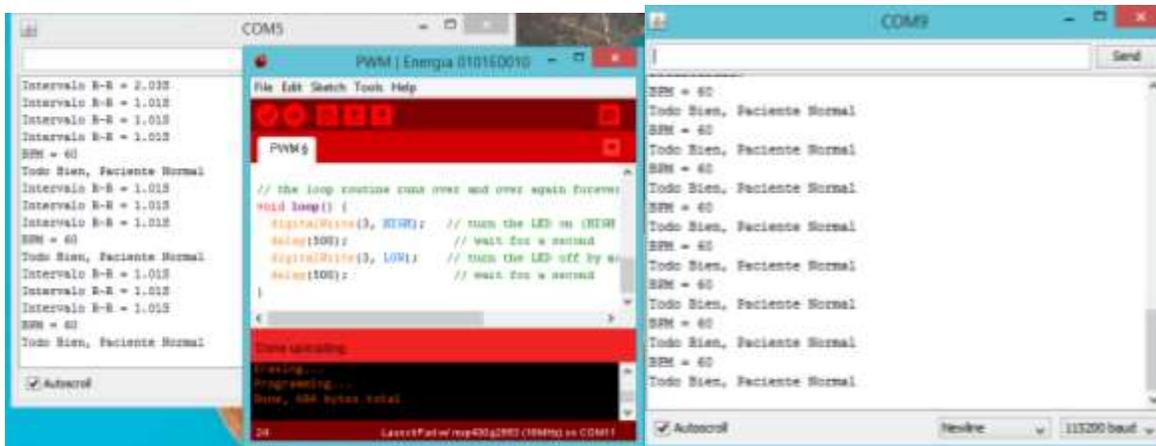


Figura 5.17. Detección para paciente sin arritmia, con un intervalo de 1.01 s y BPM igual a 60.

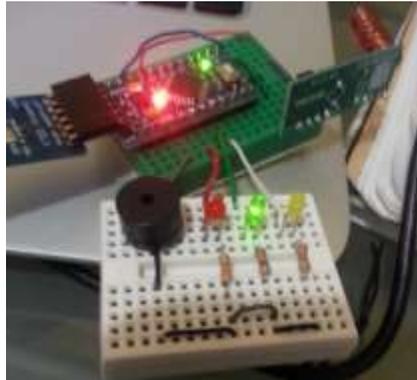


Figura 5.18. Demostración de la alarma para la arritmia bradicardia, led color verde.

Por último, en la figura 5.19 se despliega los resultados para la arritmia taquicardia ventricular, con duración de intervalos RR de 59 s, con un valor calculado de LPM igual a 101. En la figura 5.20 se muestra que al recibir el mensaje de alerta se enciende el led rojo y a su vez se observa en el monitor serial para el puerto 9 (COM9) los valores recibidos, confirmándose con los valores detectados en el puerto 5 (COM5).

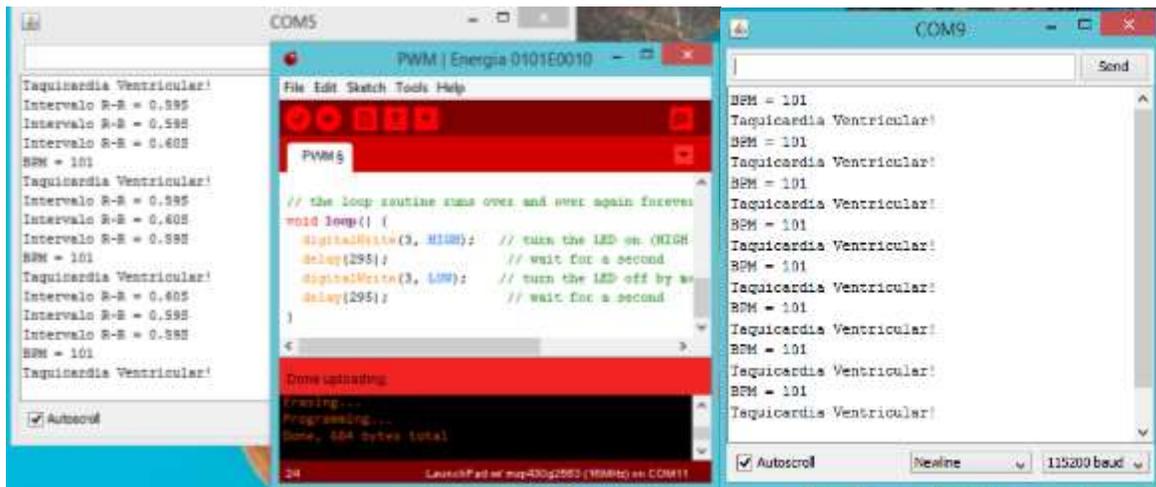
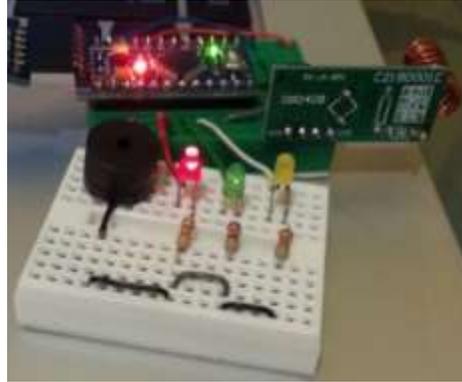


Figura 5.19. Detección para arritmia de Taquicardia Ventricular, con un intervalo de 0.59 s y BPM igual a 101.



**Figura 5.20. Demostración de la alarma para la arritmia taquicardia ventricular, led color rojo.**

## 5.4. PROTOTIPO FINAL

---

La validación de la implementación total del prototipo consta de la comprobación del ritmo cardíaco (LPM) con un dispositivo comercial lector de frecuencia de pulso en niños y adultos. Este dispositivo de la compañía Smiths Medical PM, Inc, no invasivo, es utilizado por los médicos en emergencias, hospitales o entornos clínicos, así como en el uso doméstico, por su fiabilidad y precisión [81].



**Figura 5.21. Dispositivo comercial lector de ritmo cardíaco y oxímetro Digit.**

En la figura 5.22 se puede contemplar el ambiente de las pruebas, en donde se conecta por USB la tarjeta de desarrollo con el módulo de recepción a la computadora, mostrando los valores que se obtienen para el ritmo cardíaco en la ventana del monitor serial en la computadora.



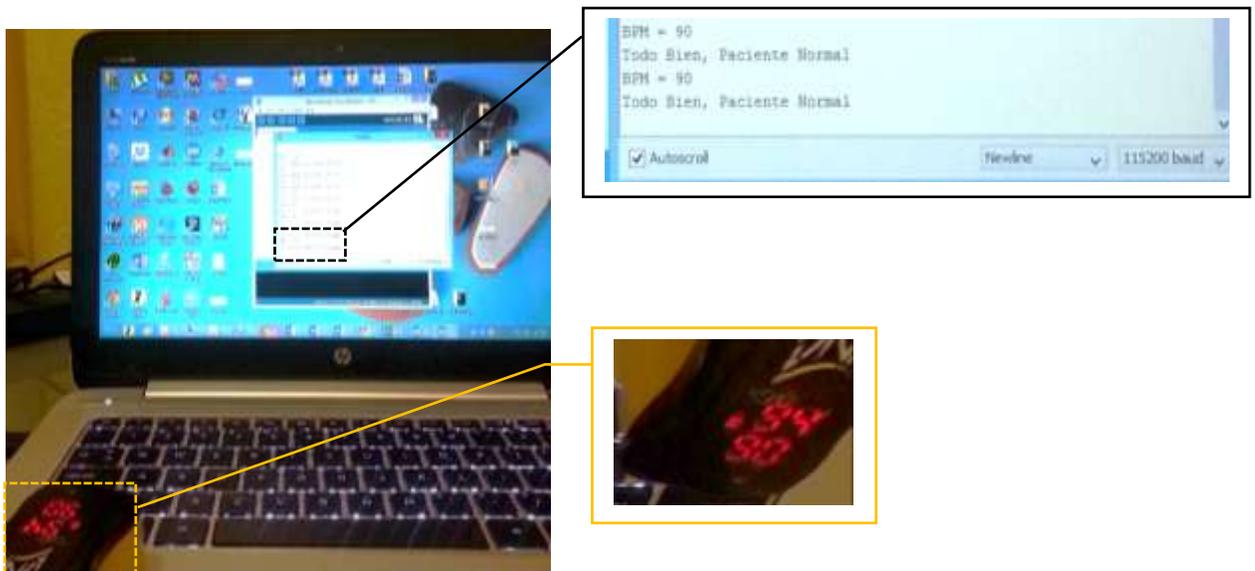
(a)



(b)

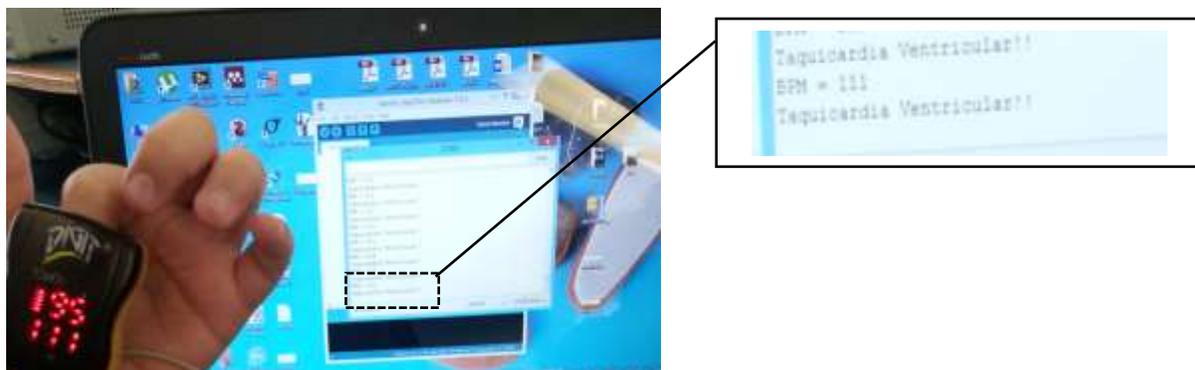
**Figura 5.22. Ambiente de pruebas de validación con el dispositivo Digit: (a) fuente de alimentación para la tarjeta de adquisición (9V), cables y electrodos para placa de etapa de adquisición, detección y transmisión de alerta (derecha), placa para para etapa de recepción y sistema de alarma (izquierda). (b) Computadora portátil para visualizar resultados.**

Las pruebas se realizaron con dos personas, a las cuales se les conectaron dos electrodos, uno en la muñeca derecha y otro en la izquierda, y se tomaron 100 muestras en total. En las figuras 5.23 a la 5.26 se muestran cuatro ejemplos de los resultados.



**Figura 5.23. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 90.**

En la figura 5.23 se muestra el primer ejemplo de los resultados en la validación con el dispositivo Digit. En el recuadro negro se observa el valor de los LPM del prototipo, en este caso 90, y el tipo de alerta enviada, “Todo Bien, Paciente Normal”. En el dispositivo Digit, el recuadro amarillo, se puede comprobar el valor de los LPM obtenidos, y en este caso es el mismo que el calculado por el algoritmo, 90.



**Figura 5.24. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 111.**

Además de la validación del sistema propuesto en la detección del ritmo normal del paciente, también se validó para la clasificación de la arritmia taquicardia ventricular, cuyo ejemplo se muestra en la imagen anterior, figura 5.24. En esta se observa un ejemplo de la validación de LPM para el valor de 111, tanto en el dispositivo Digit como en la computadora, la cual muestra un valor calculado por el algoritmo (recuadro negro).

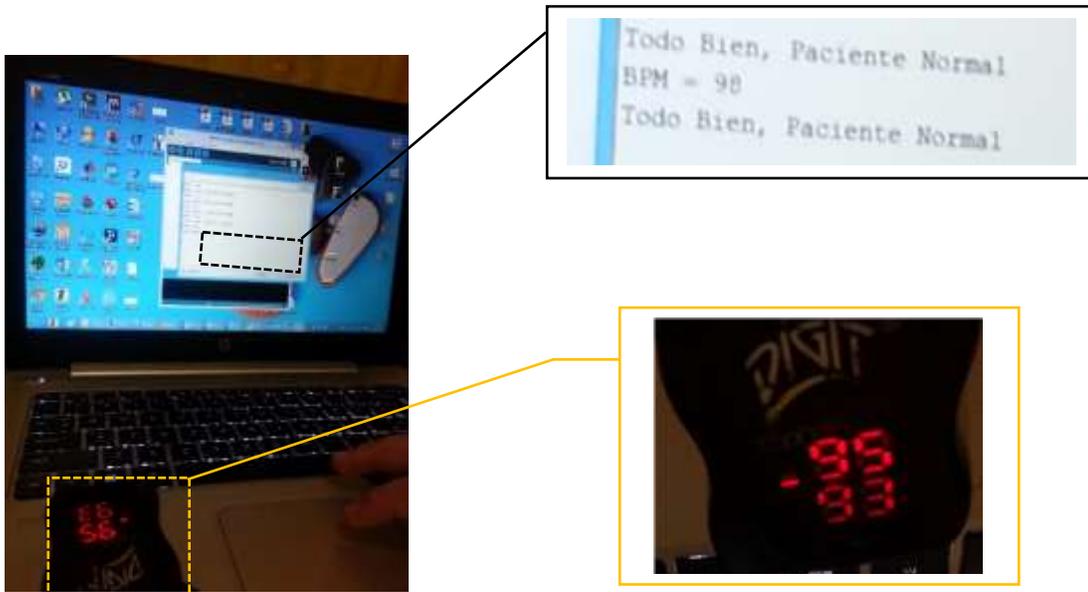


Figura 5.25. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 98.

En la figura 5.25 se tiene el ejemplo para la diferencia en lectura de LPM más notable. El dispositivo Digit muestra una lectura de 93 LPM, mientras que el algoritmo calcula el valor de LPM de 98. Aunque en este caso se obtiene una diferencia de 5 entre ambas medidas, no afecta la clasificación de arritmia y no se activa una falsa alarma.

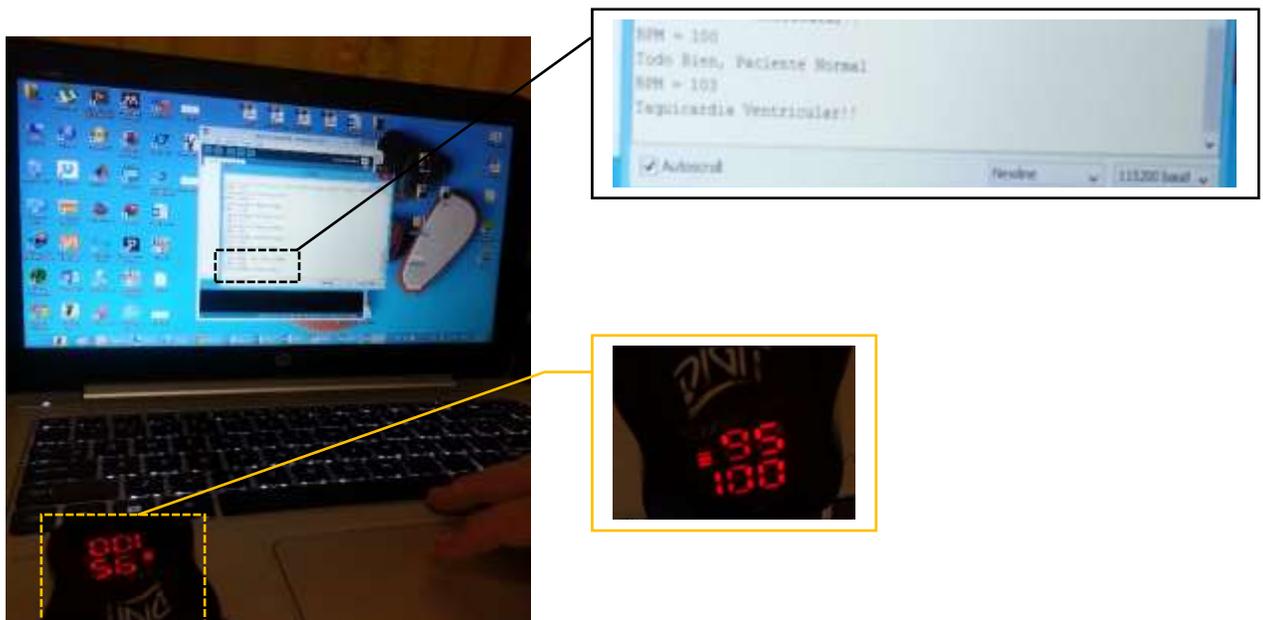


Figura 5.26. Demostración de prueba de validación con el dispositivo Digit para un ritmo cardíaco de 103.

En la imagen anterior, figura 5.26, se muestra el último ejemplo de las pruebas de validación. En este caso se obtiene una lectura de LPM de 103, como se ve en el recuadro negro, se activa la alarma para la arritmia de taquicardia ventricular. En el recuadro amarillo se observa el valor de LPM del dispositivo DIGIT, 100. Ambos valores están muy cercanos pero debido a la diferencia entre estas lecturas se concluye que el cálculo del intervalo RR y la alarma enviada en esta prueba ha sido errónea.

---

---

# Capítulo VI

---

---

## *Conclusiones y Trabajo Futuro*

---

---

## CAPITULO 6: CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO

---

A continuación se presentarán las conclusiones y trabajo futuro en el tema de investigación.

### 6.1. CONCLUSIONES

---

La señal de ECG se utiliza para el diagnóstico y control de diversas complicaciones cardíacas, permitiendo detectar cualquier irregularidad en la actividad eléctrica del corazón, algunas de estas siendo las arritmias tratadas en este proyecto de investigación, la bradicardia y la taquicardia ventricular. Además, esta señal, permite determinar el ritmo cardíaco y tiene la ventaja que la adquisición es un procedimiento médico no invasivo con resultados disponibles inmediatamente. La posibilidad de un breve análisis de esta señal, que alerte al instante cuando algún mal esté sucediendo, con un dispositivo móvil sin depender de equipos costosos y/o grandes, hace viable el sistema propuesto en este proyecto de investigación.

Se logró exitosamente el desarrollo de un método de detección de arritmias para un dispositivo móvil capaz de enviar una señal de alerta para las arritmias cardíacas más frecuentes en adultos, bradicardia y taquicardia ventricular, permitiendo identificar si existe un mal funcionamiento del corazón mientras el paciente se encuentre en reposo. Los resultados logrados en cada etapa se enlistan a continuación:

- Adquisición y filtrado de la señal

Se logró la adquisición de la señal cardíaca, mediante la tarjeta de adquisición ECG Front End, y su acondicionamiento con respecto a la eliminación del ruido y ganancia utilizando filtros activos. Esto permitió obtener una señal con los parámetros necesarios para su análisis posterior, alcanzando como resultado una señal entre las frecuencias de 0.67Hz a 34Hz, con una amplitud de 6.07V, sin offset y con la atenuación de frecuencias bajas en las que se encuentran las ondas P, S, T y U, innecesarias en lo que respecta a este proyecto de investigación.

- Binarización de la señal cardíaca

Mediante el uso de un comparador de voltaje, se obtuvo la señal de ECG binarizada, convirtiendo el intervalo en donde el complejo QRS tiene una amplitud mayor a 4.1V en pulsos cuadrados, con una amplitud de 5V cuando el complejo es mayor a 4.1V y 0V en el caso contrario. Al lograr la binarización se cumple con los requisitos de voltaje en los pines de entrada en la tarjeta de desarrollo Arduino Pro-Micro y con uno de los objetivos principales en el método seleccionado para la clasificación de arritmias.

- Algoritmo para clasificación de arritmias

Se diseñó e implementó un algoritmo para la detección de arritmias y envío de alerta, basado en la detección de los intervalos que contengan los picos R. Con esto se realiza el cálculo de la duración del intervalo RR y se clasifica su valor dentro de los rangos establecidos para las arritmias bradicardia y taquicardia ventricular o ritmo cardíaco normal.

Utilizando una señal de entrada de PWM, se logra comprobar el funcionamiento del algoritmo en la detección de los picos R y el cálculo del tiempo de duración de los intervalos RR, considerándose capaz de realizar una detección eficiente en el cálculo de LPM y en la clasificación de arritmias de bradicardia, taquicardia ventricular y el ritmo normal. (Los resultados de estas pruebas se detallan en la tabla 6.1.)

- Transmisión inalámbrica

La transmisión inalámbrica (envío de alarma) se lleva a cabo mediante módulos de transmisión y recepción de radiofrecuencia. Durante las pruebas de estos módulos se demostró una transmisión eficiente, ya que no se tiene errores en el envío y se recibe el mensaje. El rango de cobertura comprobado para el envío de la alarma fue aproximadamente de 20 metros con obstáculos, simulando el comportamiento real que tendría el dispositivo dentro de un edificio, por decir, una casa.

- Prototipo Final

Luego de la comprobación individual de las etapas del sistema propuesto se ejecutó la

implementación del prototipo final, el cual no presentó inconvenientes. En la siguiente tabla, 6.1, se muestran los resultados de las pruebas de validación discutidas anteriormente para el prototipo final. Para las pruebas realizadas con una entrada PWM se demostró que el algoritmo tiene una exactitud y precisión de 100%, ya que el resultado en cada prueba no mostró ningún error y las respuestas siempre fueron constantes.

Validación	Muestras	Detección de Intervalo RR Correctamente	Clasificación de Arritmia Correctamente	Cálculo de LPM Correctos	%Error	Precisión
<b>Detección del Intervalo RR (Entrada PWM)</b>	10	±10	N/A	N/A	0%	100%
<b>Clasificación de Arritmias y LPM (Entrada PWM)</b>	10	±10	10	10	0%	100%
<b>Prototipo Final:</b>						
<b>LPM</b>	100	N/A	N/A	N/A	1.44%	N/A
<b>Clasificación de Arritmia</b>		±95	95	N/A	5%	N/A

**Tabla 6.1. Resultados obtenidos en las pruebas de validación.**

En cuanto a las pruebas de validación realizadas con el prototipo final, se utilizaron señales de ECG reales. En la validación del ritmo cardíaco, se obtuvieron mediciones con un promedio de  $\pm 1.44$  de diferencia entre los valores experimentales y los valores del dispositivo Digit, de lo que se concluye, tiene una exactitud de 98.66% en el cálculo de LPM en relación con este dispositivo. En la clasificación de arritmias se obtuvo un error de 5%, ya que de las 100 muestras se activó la alarma de taquicardia ventricular en 5 ocasiones cuando el dispositivo comercial arrojaba un valor para LPM dentro del rango para un ritmo cardíaco normal en adultos.

Los componentes utilizados en el desarrollo de este trabajo se eligieron teniendo en cuenta, que el dispositivo final fuera pequeño, con el fin de hacerlo portátil, y a su vez tuviera un bajo costo

para hacerlo accesible a todo público. En la tabla 6.2 se muestran los costos aproximados en la implementación del dispositivo final, como se observa el costo final aproximado fue de \$734 MXN.

<b>Componentes</b>	<b>Costo Aproximado (MXN)</b>
<b><i>Buzzer</i></b>	\$13.00
<b>Circuitos Integrados</b>	\$15.00
<b>Componentes Pasivos</b>	\$25.00
<b>Módulos de RF</b>	\$30.00
<b>Tarjetas de desarrollo: Arduino Pro-Micro y Arduino Pro-Mini</b>	\$180.00
<b>Tarjeta de adquisición ECG Front End</b>	\$220.00
<b>Circuitos impresos (PCB's)</b>	\$250.00
<b>Total</b>	\$734.00

**Tabla 6.2. Costos aproximados para prototipo final.**

Al concluir este trabajo, se logra un prototipo para un dispositivo con la ventaja de ser móvil, brindando flexibilidad de instalación y la posibilidad de desplazarse dentro de un área sin perder conectividad. El método propuesto se clasifica como eficaz, tomando en cuenta su estructura, componentes y su error mínimo. Se sabe que existen métodos más complejos, con equipo e instrumentación más compleja, que por lo mismo detectarían arritmias mas específicas, pero dentro de lo estipulado para el enfoque en este proyecto se cumplió con el objetivo.

## 6.2. TRABAJO FUTURO

---

Aunque se logró cumplir con el objetivo, se entiende que todavía hay espacio para mejoras que garanticen un mejor desempeño del sistema propuesto. Es por esto que en un futuro se espera:

- Comprobar mejor la cobertura de los módulos de RF, ya que solo se comprobó un 20% del alcance que se establece en sus características.
- Validar el algoritmo desarrollado con la base de datos de MIT-BIH, ya que al momento de realizar esta validación se encontraron limitaciones para convertir estas señales digitales a análogas.
- Pensando en el tamaño final del dispositivo, se puede contemplar la idea de utilizar componentes de montaje superficial y de valores exactos, ya que así se desarrolla un dispositivo más compacto y con una menor cantidad de componentes.
- Aunque el costo final de este dispositivo fue bastante bajo en comparación con dispositivos portátiles enfocados en la adquisición de la señal de ECG disponibles comercialmente, se considera que este costo fue un poco más elevado del que se tenía pensado. Sin embargo, este trabajo sigue siendo la primera fase de lo que pudiera ser un dispositivo comercial y este costo se puede reducir si el dispositivo se llegara a producir en masa y/o tomando en cuenta algunas mejoras al diseño, como lo sería el cambio de los filtros análogos a filtros digitales, lo que eliminaría parte de los componentes utilizados en la adquisición y a su vez el filtrado sería más preciso.

---

---

# Anexos

---

---

---

## ANEXO 1: Pruebas Realizadas

- Pruebas realizadas en la validación del prototipo final

DIGIT	Prototipo	Clasificación Arritmia
79	81	Normal
79	76	Normal
81	78	Normal
82	86	Normal
83	84	Normal
84	84	Normal
89	86	Normal
83	84	Normal
92	92	Normal
92	92	Normal
92	92	Normal
97	96	Normal
89	89	Normal
95	95	Normal
95	96	Normal
95	92	Normal
99	100	Normal
99	101	Taquicardia Ventricular
101	101	Taquicardia Ventricular
102	101	Taquicardia Ventricular
102	101	Taquicardia Ventricular
99	98	Normal
92	92	Normal
90	90	Normal
91	90	Normal
91	92	Normal
91	90	Normal
90	90	Normal
90	92	Normal
90	93	Normal
93	95	Normal
95	96	Normal
95	96	Normal
93	93	Normal
95	93	Normal

95	98	Normal
96	100	Normal
98	100	Normal
98	95	Normal
97	96	Normal
97	100	Normal
97	100	Normal
98	100	Normal
98	98	Normal
98	100	Normal
98	98	Normal
98	96	Normal
97	96	Normal
97	98	Normal
96	98	Normal
97	96	Normal
89	88	Normal
89	93	Normal
90	96	Normal
93	96	Normal
91	92	Normal
91	93	Normal
98	3000	Taquicardia Ventricular
96	95	Normal
93	93	Normal
94	96	Normal
93	98	Normal
95	98	Normal
96	96	Normal
96	95	Normal
96	96	Normal
95	98	Normal
96	98	Normal
96	96	Normal
96	96	Normal
97	98	Normal

97	100	Normal
98	100	Normal
99	100	Normal
101	101	Taquicardia V.
100	100	Normal
100	103	Taquicardia V.
100	100	Taquicardia V.
99	100	Normal
99	98	Normal
106	105	Taquicardia V.
106	103	Taquicardia V.
108	107	Taquicardia V.
107	107	Taquicardia V.
107	109	Taquicardia V.
102	101	Taquicardia V.
101	101	Taquicardia V.
100	103	Taquicardia V.
111	111	Taquicardia V.
110	107	Taquicardia V.
109	105	Taquicardia V.
105	107	Taquicardia V.
104	103	Taquicardia V.
105	103	Taquicardia V.
105	103	Taquicardia V.
100	6000	Taquicardia V.

- ANEXO 2: Equipo de Utilizado en Pruebas

---

- Osciloscopio: GW Instek 1062-A



- Fuente de alimentación: GW Instek GPC 3030D



- Generador de señales: GW Instek SPG-2004



---

---

# Referencias

---

---

---

## REFERENCIAS

---

- [1] "WHO | Cardiovascular diseases (CVDs)," World Health Organization. [Online]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>. [Accessado: 10-Jul-2013].
- [2] "Instituto de Fisica UNAM | Egresada de Física Médica preverá arritmias con brazaletes". [Online]. Available: [http://www.fisica.unam.mx/noticias\\_arritmiasbrazaletes2013.php](http://www.fisica.unam.mx/noticias_arritmiasbrazaletes2013.php) [Accessed 10-Jul-2013].
- [3] Gabriela Díaz Cartas, Nicté Mandujano Mayoral, "Detección de Arritmias Basada en la Transformada Wavelet", Tesis, Facultad de Ingeniería, UNAM, 2012.
- [4] Nerlich, Andreas; Zink, A;Szeimies, U;Hagedorn, H (23). «Ancient Egyptian prosthesis of the big toe». *The Lancet* 356 (9248): pp. 2176-2179
- [5]"Electrocardiógrafo a Cuerda de Einthoven". [Online]. Available: [http://www.medicinabuenosaires.com/revistas/vol60-00/6/v60\\_n6\\_p982.pdf](http://www.medicinabuenosaires.com/revistas/vol60-00/6/v60_n6_p982.pdf). [Accessado: 12-Jul-2013].
- [6] "Técnico en Electrocardiograma en Centro Médico Escuela | Historia del desarrollo del Electrocardiograma" [Online]. Available: <http://www.electrocardiograma.org/historia-del-electrocardiograma.html>. [Accessado: 12-Jul-2013].
- [7] J. Pan and W. J. Tompkins, "A Real-Time QRS Detection Algorithm," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-32, no. 3, pp. 230–236, Mar. 1985.
- [8] Myoung-Ho Lee, Hyung-Ro Yoon, and Hyang-Bong Song, "A real-time automated arrhythmia detection system," 1988, pp. 1470–1471 vol.3.
- [9] "NIH| Marcapasos Cardíaco" National Institute of Health. [Online]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007369.htm> [Accessado: 12-Jul-2013].
- [10] "NIH| Desfibrilador-Cardioversor Implantable" National Institute of Health. [Online]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/007370.htm> [Accessado: 12-Jul-2013].
- [11] "NIH| Holter Monitor (24h)" National Institute of Health. [Online]. Available: <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/ency/article/003877.htm> [Accessado: 12-Jul-2013].
- [12] "John Hopkins Medicine| Holter Monitor" John Hopkins Health Systems. [Online]. Available:[http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test\\_procedures/cardiovascular/holter\\_monitor\\_92,P07976/](http://www.hopkinsmedicine.org/healthlibrary/test_procedures/cardiovascular/holter_monitor_92,P07976/). [Accessado: 13-Jul-2013].

- [13] "The Implantable Loop Recorder: Current Uses,Future Directions." *The Journal of Innovations in Cardiac Rhythm Management*, 215–222, Feb. 2011.
- [14] "Cardionet| Event & Holter Monitoring" Cardionet. [Online]. Available: [https://www.cardionet.com/government\\_05.htm](https://www.cardionet.com/government_05.htm). [Accessado: 13-Jul-2013].
- [15] "Mednet | Arrhythmia Monitors" Mednet Health Technologies Inc. [Online]. Available: [http://www.mednethealth.net/products\\_arrhythmia.shtml](http://www.mednethealth.net/products_arrhythmia.shtml). [Accessado: 13-Jul-2013].
- [16] "ESC | Indications and Utility of External Loop Recorders" European Society of Cardiology. [Online]. Available: [http://www.escardio.org/communities/councils/ccp/e-journal/volume7/Pages/vol7n5.aspx#.U1n8o\\_ldWSo](http://www.escardio.org/communities/councils/ccp/e-journal/volume7/Pages/vol7n5.aspx#.U1n8o_ldWSo). [Accessado: 13-Jul-2013].
- [17] Elena, M.; Quero, J. M.; Tarrida, C.L.; Franquelo, L.G., "Design of a mobile telecardiology system using GPRS/GSM technology," *Engineering in Medicine and Biology, 2002. 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society EMBS/BMES Conference, 2002. Proceedings of the Second Joint* , vol.3, no., pp.1859,1860 vol.3, 23-26 Oct. 2002
- [18] Jubadi, W.M.; Mohd Sahak, S.F.A., "Heartbeat monitoring alert via SMS," *Industrial Electronics & Applications, 2009. ISIEA 2009. IEEE Symposium on* , vol.1, no., pp.1,5, 4-6 Oct. 2009
- [19] "AliveCor". [Online]. Available: <http://www.alivecor.com> [Accessed: 20-March-2013].
- [20] F. Bouaziz, D. Boutana, and M. Benidir, "Automatic detection method of R-wave positions in electrocardiographic signals," 2012, pp. 1–4.
- [21]L. Zhong, X. Guo, and L. Chen, "Smart-Phone Based Automatic Arrhythmia Detection and Diagnosis," 2011, pp. 1–4.
- [22] F. Jager, R. G. Mark, and G. B. Moody, "Analysis of transient ST segment changes during ambulatory monitoring," pp. 453–456.
- [23] Y. Goyal and A. Jain, "Study of HRV Dynamics and Comparison Using Wavelet Analysis and Pan Tompkins Algorithm," 2012, pp. 43–49. Study of HRV dynamics and comparison using wavelet analysis and Pan Tompkins algorithm"
- [24] I. L. binti Ahmad, M. binti Mohamed, and N. A. binti Ab Ghani, "Development of a concept demonstrator for QRS complex detection using combined algorithms," 2012, pp. 689–693.
- [25]Y. Wang, C. J. Deepu, and Y. Lian, "A computationally efficient QRS detection algorithm for wearable ECG sensors," 2011, pp. 5641–5644.

- [26] Szi-Wen Chen; Clarkson, P., "Detection of cardiac arrhythmias using a damped exponential modeling algorithm," *Acoustics, Speech, and Signal Processing, 1996. ICASSP-96. Conference Proceedings., 1996 IEEE International Conference on*, vol.3, no., pp.1775,1778 vol. 3, 7-10 May 1996
- [27] I. L. binti Ahmad, M. binti Mohamed, and N. A. binti Ab Ghani, "Development of a concept demonstrator for QRS complex detection using combined algorithms," 2012, pp. 689–693.
- [28] S.-R. Yang, S.-C. Hsu, S.-W. Lu, L.-W. Ko, and C.-T. Lin, "Development of adaptive QRS detection rules based on center differentiation method for clinical application," 2012, pp. 2071–2074.
- [29] C. Choi, Y. Kim, and K. Shin, "A PD control-based QRS detection algorithm for wearable ECG applications," 2012, pp. 5638–5641.
- [30] C. Dong, C. I. Jeong, M. I. Vai, P. U. Mak, P. I. Mak, and F. Wan, "A real-time heart beat detector and quantitative investigation based on FPGA," 2011, pp. 65–69.
- [31] N. S. V. K. Chaitanya, A. Radhakrishnan, G. R. Reddy, and M. S. Manikandan, "A simple and robust QRS detection algorithm for wireless medical body area network," 2011, pp. 153–158.
- [32] "Centro de Información Cardiovascular | Anatomía del Corazón," *Texas Heart Institute*. [Online]. Available: [http://texasheart.org/HIC/Anatomy\\_Esp/anato\\_sp.cfm](http://texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/anato_sp.cfm). [Accessed: 20-Dic-2013].
- [33] "Morfología y Fisiología del Corazón,". [Online]. Available: <https://sites.google.com/site/enfermedadescardiovasculares/morfologia-y-fisiologia-del-corazon>. [Accessed: 20-Dic-2013].
- [34] "When Your Child Has a Ventricular Septal Defect," *Krames Patient Education*. [Online]. Available: <http://dellchildrens.kramesonline.com/HealthSheets/3,S,89100>. [Accessed: 20-Dic-2013].
- [35] "Centro de Información Cardiovascular | El latido cardíaco," *Texas Heart Institute*. [Online]. Available: [http://texasheart.org/HIC/Anatomy\\_Esp/systole\\_sp.cfm](http://texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/systole_sp.cfm). [Accessed: 20-Dic-2013].
- [36] "Ritmo Cardíaco," *Salud180*. [Online]. Available: <http://www.salud180.com/salud-z/ritmo-cardiaco#nav0>. [Accessed: 20-Dic-2013].
- [37] "Mide la frecuencia cardíaca de tu corazón usando un Android o un iPhone," *RevistaRD.com*. [Online]. Available: <http://www.revistard.com/noticias/principales/329-mide-la-frecuencia-cardiaca-de-tu-corazon-usando-un-android-o-un-iphone.html> [Accessed: 20-Dic-2013].
- [38] "Signos Vitales," *Brigada: Centro De La Construcción*. [Online]. Available: [http://brigadacentroconstruccion.blogspot.com/2010\\_06\\_01\\_archive.html](http://brigadacentroconstruccion.blogspot.com/2010_06_01_archive.html) [Accessed: 20-Dic-2013].

- [39] “Enfermedades Cardiovascular | Arritmia Cardíaca,” Mapfre Salud. [Online]. Available: <http://www.mapfre.com/salud/es/cinformativo/arritmias-cardiacas.shtml> [Accessed: 20-Dic-2013].
- [40] “Arritmias y Trastornos de Conducción,” Daniel Charría, MD-Cardiólogo. Instituto de Cardiología. [Online]. Available: <http://www.aibarra.org/Guias/3-2.htm> [Accessed: 20-Dic-2013].
- [41] Dr. Boris E. Vesga Angarita, Dra. Claudia L. Sanabria Peña, Dr.Mauricio Cabrales Neira. Arritmias.[Online].Available:<http://www.colelectrofisiologia.com/Libros/tabid/409/Default.aspx>
- [42] “Centro de Información Cardiovascular | Arritmia,” Texas Heart Institute. [Online]. Available: [http://texasheart.org/HIC/Topics\\_Esp/Cond/arrhy\\_sp.cfm](http://texasheart.org/HIC/Topics_Esp/Cond/arrhy_sp.cfm). [Accessed: 20-Dic-2013].
- [43] “ECG” Glenn Gandelman, MD. UCLA Health System. [Online]. Available: [http://lungcancer.ucla.edu/adm\\_tests\\_electro.html](http://lungcancer.ucla.edu/adm_tests_electro.html) [Accessed: 20-Dic-2013].
- [44] John R. Hampton. The ECG Made Easy. Elsevier Imprint, 2009.
- [45] “Hilo de Electrocardiografía (ECG)” [Online] Available: <http://m.forocoches.com/foro/showthread.php?t=3230947> [Accessed: 20-Dic-2013].
- [46] Mauricio Duque R., MD.Boris E. Vesga A., MD. *Electrocardiografía*. Sociedad Colombiana de Cardiología y Cirugía Cardiovascular. 2008.
- [47] William Uribe A., MD. Mauricio Duque R., MD. Eduardo Medina D., MD. *Electrocardiografía y Arritmias*. Export Editores Ltda. 2005.
- [48] “Cardiology Teaching Package | Bipolar Leads” The University of Nottingham. [Online] Available: [http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/bipolar\\_leads.php](http://www.nottingham.ac.uk/nursing/practice/resources/cardiology/function/bipolar_leads.php) [Accessed: 17-Feb-2013].
- [49] “Electrocardiografía (ECG)” DALCAME Grupo de Investigación Biomedica. [Online] Available: [http://www.dalcame.com/ecg.html#.Ut9XFhDD\\_IX](http://www.dalcame.com/ecg.html#.Ut9XFhDD_IX) [Accessed: 17-Feb-2013].
- [50] “Derivaciones Precordiales” [Online] Available: <http://idd00c5r.eresmas.net/edepre.html>
- [51] “Anatomía Cardiovascular” [Online] Available: <http://verodurancruz.wordpress.com/2013/02/03/reporte-de-las-clases-de-anatomia-cardiovascular/> [Accessed: 27-Jan-2013].
- [52] “Ondas componentes del ECG” Electrocardiografía.es [Online] Available: [http://www.electrocardiografia.es/ondas\\_ecg.html](http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html).
- [53] “Intervalos y Segmentos del Electrocardiograma” MyEKG.com. [Online] Available: <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/intervalos-segmentos-ekg.html> [Accessed: 20-Dic-2013].

- [54] “ECG Basics” Life in the Fast Lane. [Online] Available: <http://lifeinthefastlane.com/ecg-library/basics/> [Accessed: 20-Dic-2013].
- [55] “El Electrocardiograma” Malixmail. [Online] Available: <http://www.mailxmail.com/cursos-electrocardiograma/factores-que-influyen-qrs>
- [56] “ECG Primer: ECG Calculations” Kansas City University of Medicine & Biosciences. [Online] Available: <http://courses.kcumb.edu/physio/ecg%20primer/normecgcalcs.htm> [Accessed: 20-Dic-2013].
- [57] “RR Intervals, Heart Rate, and HRV How to” Physionet.org. [Online] Available: <http://www.physionet.org/tutorials/hrv/>
- [58] David Prutchi, Michael Norris, Design And Development Of Medical Electronic Instrumentation: A Practical Perspective of the Design, Construction, and Test of Medical Devices, John Wiley & Sons, Inc., USA, 2005.
- [59] “ECG Filters,” Medical Device Tech Equipment Education Qualification (MEDTEQ). [Online]. Available: <http://www.medteq.info/med/ECGFilters>.
- [60] “ECG Front End,” 100RandomTasks. [Online]. Available: <http://www.100randomtasks.com/ecg-front-end>
- [61] Texas Instruments, MicroPower, Single-Supply, CMOS Instrumentation Amplifier, Technical Data Sheet INA321/INA2321, 2006.
- [62] “Arduino,” [Online]. Available: <http://www.arduino.cc/>
- [63] “MIT-BIH Arrhythmia Database Directory,” PhysioNet.org. [Online]. Available: <http://physionet.org/physiobank/database/html/mitdbdir/mitdbdir.htm>
- [64] M.G. Tsipourasa,c, D.I. Fotiadisa, D. Sideris, “An arrhythmia classification system based on the RR-interval signal”. Artificial Intelligence in Medicine (2005) 33, 237—250.
- [65] “433Mhz RF link kit,” Seedstudio. [Online]. Available: [http://www.seeedstudio.com/wiki/index.php?title=433Mhz\\_RF\\_link\\_kit#Introduction](http://www.seeedstudio.com/wiki/index.php?title=433Mhz_RF_link_kit#Introduction)
- [66] “433MHz RF Modules” [Online] Available: [http://www.pocketmagic.net/wp-content/uploads/2013/07/fa1000a\\_2\\_avr.jpg](http://www.pocketmagic.net/wp-content/uploads/2013/07/fa1000a_2_avr.jpg)
- [67] Kent Smith, “Antennas for Low Power Applications,” RFM Corp. [Online]. Available: <http://www.rfm.com/corp/appdata/antenna.pdf>
- [68] “ASK - Desplazamiento De Amplitud” [Online]. Available: <http://www.textoscientificos.com/redes/modulacion/ask>

- [69]“Estudio de una Modulación por Desplazamiento de Amplitud” [Online].  
[http://www.cossio.net/alumnos/curso\\_2012\\_2013/jesus/practicas/practica4/modulacion\\_ask.html](http://www.cossio.net/alumnos/curso_2012_2013/jesus/practicas/practica4/modulacion_ask.html)
- [70]RFM Corp., “ASH Transceiver Software: Designer’s Guide”, 2002.
- [71]“Piezo Buzzer(Self Drive Type) PP-3020S” [Online]. Changzhou Weishuo Electronic Co., Ltd.  
Available: [http://www.buzzer-china.com/product/piezo-buzzer\(self-drive-type\)-pp-3020s\\_6182.html](http://www.buzzer-china.com/product/piezo-buzzer(self-drive-type)-pp-3020s_6182.html)