



1.1

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE GUAYAQUIL**

**CARRERA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

Trabajo de titulación previo a la obtención del título de:

**INGENIERO ELECTRÓNICO**

**“PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE  
TAQUICARDIA Y BRADICARDIA SINUSAL USANDO  
COHERENCE FUNCTION, MSC Y CROSS SPECTRUM EN  
MATLAB”**

Autores:

Gissella Elizabeth Fernández Zambrano

Fátima de los Ángeles Gordillo Valarezo

Tutor:

Ing. Gino Alvarado Mejía

**GUAYAQUIL-ECUADOR**

## **CERTIFICADO DE RESPONSABILIDAD Y AUTORÍA**

Nosotras, GISSELLA ELIZABETH FERNÁNDEZ ZAMBRANO y FÁTIMA DE LOS ÁNGELES GORDILLO VALAREZO, estudiantes de la carrera de ingeniería electrónica de la Universidad Politécnica Salesiana, declaramos que todos los contenidos descritos en el trabajo de titulación “PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE TAQUICARDIA Y BRADICARDIA SINUSAL USANDO COHERENCE FUNCTION, MSC Y CROSS SPECTRUM EN MATLAB” son de exclusiva responsabilidad de las autoras.

Guayaquil, 2018

---

**Gissella Elizabeth Fernández Zambrano**  
**CI: 0951350123**

---

**Fátima de los Ángeles Gordillo Valarezo**  
**CI: 0921658597**

## **CERTIFICADO DE CESIÓN DE DERECHOS DE AUTOR**

Por medio de la presente declaración GISSELLA ELIZABETH FERNÁNDEZ ZAMBRANO con cedula de identidad 0951350123 y FÁTIMA DE LOS ÁNGELES GORDILLO VALAREZO con cedula de identidad 0921658597, manifestamos que cedemos libre y voluntariamente a la Universidad Politécnica Salesiana nuestros derechos de propiedad intelectual del trabajo de titulación “PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE TAQUICARDIA Y BRADICARDIA SINUSAL USANDO COHERENCE FUNCTION, MSC Y CROSS SPECTRUM EN MATLAB” según lo establecido por Ley de propiedad Intelectual y El Reglamento Institucional Vigente.

Guayaquil, 2018

---

**Gissella Elizabeth Fernández Zambrano**  
**CI: 0951350123**

---

**Fátima de los Ángeles Gordillo Valarezo**  
**CI: 0921658597**

## **CERTIFICADO DE DIRECCIÓN DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

En facultades de tutor del trabajo de titulación **“PROTOTIPO DE UN SISTEMA DE DETECCIÓN DE TAQUICARDIA Y BRADICARDIA SINUSAL USANDO COHERENCE FUNCTION, MSC Y CROSS SPECTRUM EN MATLAB”** desarrollado por las estudiantes Gissella Elizabeth Fernández Zambrano y Fátima de los Ángeles Gordillo Valarezo, certifico que el presente proyecto cumple con los requisitos necesarios y estipulados por la Universidad Politécnica Salesiana.

---

**Gino Adrián Alvarado Mejía**  
**Tutor**

## **DEDICATORIA**

*“Dedico este trabajo de titulación y logro alcanzado a quienes les debo todo en la vida, Manuel Fernández, Isabel Zambrano y Anthony Fernández, por acompañarme y alentarme en todo el proceso de mi formación profesional”*

*Gissella Fernández Zambrano*

## **DEDICATORIA**

*A Dios, por su infinita bondad y misericordia.  
Mi madre Margarita, mi tía Ana María, Ángel Vicente, María, Emilia, Camila y mi  
abuelito Caco, los pilares fundamentales en toda mi vida, por su incondicional  
apoyo y cariño, esto es por y para ustedes.*

*Fátima Gordillo Valarezo*

## AGRADECIMIENTO

*“Agradezco infinitamente a Dios mi creador por cada oportunidad que me ha brindado entre ellas alcanzar con éxito esta carrera universitaria, por la salud y el entendimiento que me da, a mi familia por su sacrificio y entrega cada día, a los docentes de la Universidad Politécnica Salesiana que supieron compartir su conocimiento y experiencia en las aulas, al Ing. Gino Alvarado por la confianza y apoyo durante el desarrollo de este proyecto y finalmente a mis amigos que formaron parte importante de este proceso.”*

*Gissella Fernández Zambrano*

## **AGRADECIMIENTO**

*A Dios por guiarme por el sendero correcto y permitirme terminar esta carrera universitaria. A mi familia por su amor, comprensión y apoyo durante todo este periodo, por darme aportes invaluableles que me servirán para toda la vida. Al Ing. Gino Alvarado, por la confianza, apoyo y dedicación durante el desarrollo de este proyecto, y a todos los docentes de la carrera por su generosidad y buena predisposición para aclarar cualquier inquietud. A Adrián, por tu apoyo incondicional en todo momento.*

*Fátima Gordillo Valarezo*

## RESUMEN

En la actualidad las afectaciones de salud de índole cardíaca tiene un alto impacto en la sociedad, y por ello especialistas en bioingeniería están en constante investigación sobre dispositivos electrónicos que optimicen los procesos de detección y prevención de enfermedades, en consecuencia y como contribución a la comunidad educativa y sociedad en general este proyecto toma el propósito el desarrollo de un prototipo que permita realizar la detección temprana y control de arritmias cardíacas mediante un dispositivo portable que emita un diagnóstico previo sobre el estado actual de la arritmia.

En la primera parte de este trabajo de investigación, en la introducción y problemática se plantea y explica el porqué de realizar este trabajo y la importancia que tiene para la comunidad.

En el marco teórico se realizó un estudio de las patologías cardíacas en materia de arritmias, fisiología del corazón, comportamiento eléctrico del corazón y electrocardiogramas, esta información nos ayuda a la comprensión teórica para el diseño del funcionamiento del prototipo.

En la metodología se expone el diseño software del prototipo y la interfaz gráfica del sistema de detección de arritmias cardíacas, el cual es capaz de adquirir, procesar, mostrar y almacenar el diagnóstico del estado del ritmo del corazón de la persona sometida a la prueba, el hardware de este prototipo conformado por una placa Olimex ECG Shield y la tarjeta Olimexino 328 que adquiere las señales electrocardiográficas por medio de un cable ECG con conectores para electrodos de gel adhesivos.

Para validar el funcionamiento y desempeño de este prototipo en el capítulo cuatro de pruebas y validación se realizaron mediciones simultáneas con equipos electrocardiógrafos comerciales, bajo supervisión y comentarios de profesionales especializados en el área médica, los cuales se muestran tabulados y en cuadros y figuras estadísticas de datos recopilados durante este proceso de investigación.

**Palabras clave:** Taquicardia, Bradicardia, Función de Coherencia, MSC, Cross Spectrum, Olimex, Olimexino 328.

## ÍNDICE GENERAL

<b>RESUMEN</b> .....	IX
<b>ÍNDICE GENERAL</b> .....	X
<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b> .....	XIII
<b>ÍNDICE DE TABLAS</b> .....	XV
<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	1
<b>1 EL PROBLEMA</b> .....	2
1.1 Antecedentes.....	2
1.2 Importancia y alcance.....	2
1.3 Delimitación del problema .....	4
1.3.1 Delimitación temporal. ....	4
1.3.2 Delimitación espacial.....	4
1.3.3 Delimitación académica.....	5
1.4 Objetivos .....	5
1.4.1 Objetivo general.....	5
1.4.2 Objetivos específicos .....	5
<b>2 ESTADO DEL ARTE</b> .....	7
2.1 Anatomía del corazón.....	7
2.1.1 El ciclo cardiaco.....	9
2.2 El Electrocardiograma .....	9
2.2.1 Conceptos básicos.....	9
2.2.1 Descripción de las ondas y complejos que componen el ECG.....	11
2.2.2 Derivaciones. ....	12
2.3 Instrumentación. ....	13
2.3.1 Electrocardiógrafo. ....	14
2.3.2 Electroodos. ....	15
2.4 Procesamiento de Señales del ECG.....	15
2.4.1 Perturbaciones de la señal ECG.....	16
2.5 Sistemas embebidos.....	17
2.5.1 Olimexino-328- open source hardware de tipo industrial. ....	17
2.5.2 Olimex ECG Shield. ....	18
2.6 Matlab.....	19
2.6.1 DSP System Toolbox.....	20

2.7 Análisis de Coherence Function, MSC y Cross Spectrum.....	21
2.7.1 Coherence Function .....	21
2.7.2 Magnitude Squared Coherence.....	21
2.7.3 Cross Spectrum.....	22
2.7.4 Correlación de Spearman.....	22
2.8 Enfermedades cardiovasculares.....	23
2.8.1 Factores de riesgo. ....	24
2.8.1 Arritmias. ....	27
2.8.2 Taquicardia. ....	30
2.8.3 Bradicardias. ....	32
<b>3 MARCO METODOLÓGICO</b> .....	<b>34</b>
3.1 Diseño del prototipo – Arquitectura del sistema. ....	34
3.1.1 Puntos de Conexión de las tarjetas electrónicas .....	34
3.1.2 Configuraciones físicas del Shield ECG.....	37
3.1.1 Diseño del case .....	41
3.2 Diseño del Software .....	43
3.2.1 Recepción de datos .....	44
3.2.2 Pre-Procesamiento y almacenamiento de las señales .....	45
3.2.3 Procesamiento y resultado final.....	45
3.3 Interfaz gráfica.....	46
3.3.1 Cabecera .....	46
3.3.2 Cuerpo.....	47
3.3.3 Pie de programa .....	49
<b>4 PRUEBAS Y VALIDACIÓN</b> .....	<b>52</b>
4.1 Protocolo de pruebas. ....	52
4.1.1 Despojarse de prendas metálicas .....	52
4.1.2 Limpiar de la piel del paciente.....	52
4.1.3 Colocar los electrodos.....	52
4.1.4 Colocar los cables a los electrodos .....	52
4.1.5 Preparación del equipo. ....	52
4.1.6 Tiempo de reposo y espera .....	53
4.2 Pruebas .....	53
4.3 Experimentos y resultados.....	54
4.4 Validación y comentarios de un especialista.....	70
4.4.1 Validación profesional.....	70

4.4.2 Comentario expreso de un especialista en Cardiología .....	77
4.5 Validación y prueba de satisfacción del usuario. ....	78
4.6 Discusión y análisis de los resultados .....	87
<b>CONCLUSIONES</b> .....	89
<b>RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS</b> .....	90
<b>BIBLIOGRAFÍA</b> .....	91
<b>ANEXOS</b> .....	94
1. Codificación del software. ....	94
2. Base de datos de pruebas. ....	100
3. Diagrama esquemático de Shield ECG .....	102
5. Medidas de la carcasa del prototipo. ....	104
6. Formato de encuesta a profesionales.....	105
7. Formato de encuesta a usuarios.....	107
8. Electrocardiogramas de verificación de resultados.....	109

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Delimitación espacial del proyecto – Universidad Politécnica Salesiana. ...	4
Figura 2. Delimitación espacial del proyecto – Guasmo Sur.....	5
Figura 3. Representación esquemática de la anatomía del corazón.....	7
Figura 4. Válvulas del corazón.....	8
Figura 5. Ciclo cardiaco completo. ....	9
Figura 6. Señal típica de una electrocardiográfica.....	10
Figura 7. Calibración para papel para electrocardiograma.....	10
Figura 8. Ondas, complejos y segmentos de electrocardiograma.....	11
Figura 9. Derivaciones Bipolares y unipolares.....	13
Figura 10. Diagrama de bloques de un electrocardiógrafo digital.....	14
Figura 11. Electrocardiógrafo y electrodos.....	15
Figura 12. Señales ECG con interferencia.....	16
Figura 13. Vista superior de la tarjeta Olimexino 328.....	18
Figura 14. Medidas de la tarjeta electrónica Olimexino 328.....	18
Figura 15. Vista Frontal y posterior de la tarjeta Olimex Shield ECG.....	19
Figura 16. Ambiente editor de Matlab.....	20
Figura 17. El iceberg de la enfermedad cardiovascular.....	23
Figura 18. Arteria con colesterol.....	24
Figura 19. El estrés factor de riesgo de enfermedades cardiovasculares.....	26
Figura 20. Clasificación general de las arritmias.....	28
Figura 21. Medición de la frecuencia 75 latidos por minuto de acuerdo a 300/4.....	28
Figura 22. Medición de la frecuencia 65 latidos por minuto de acuerdo a 300/4.6... ..	29
Figura 23. Método alternativo de medición de frecuencia cardiaca.....	29
Figura 24. Diagnóstico general según la frecuencia cardiaca.....	30
Figura 25. Taquicardia sinusal.....	31
Figura 26. Fibrilación auricular.....	31
Figura 27. Flutter auricular.....	31
Figura 28. Gráfico de onda ECG con extrasístole ventricular.....	32
Figura 29. Fibrilación ventricular.....	32
Figura 30. Bradicardia sinusal.....	33
Figura 31. Puntos de conexión de la tarjeta Olimexino 328.....	34
Figura 32. CON1.....	35
Figura 33. CON2.....	35
Figura 34. CON3.....	36
Figura 35. CON4.....	36
Figura 36. Mini puerto USB.....	37
Figura 37. Montaje de las tarjetas electrónicas.....	38
Figura 38. Cable conector de electrodos.....	38
Figura 39. Pin del cable conector de electrodos ECG.....	39
Figura 40. Entrada de pin de cable de electrodo en la tarjeta shield ECG.....	39
Figura 41. Electrodo de gel para ECG.....	39
Figura 42. Ubicación de los electrodos.....	40
Figura 43. Integración tarjetas electrónicas y sensores.....	41

Figura 44. Vista frontal .....	41
Figura 45. Tapa posterior vista interior.....	42
Figura 46. Tapa superior vista interior.....	42
Figura 47. Vista lateral.....	42
Figura 48. Diagrama del proceso del programa.....	43
Figura 49. Interfaz gráfica del programa.....	46
Figura 50. Cabecera de la interfaz gráfica. ....	46
Figura 51. Cuerpo de la interfaz gráfica. ....	47
Figura 52. Señal ECG ideal de arritmia Bradicardia generada en la base de datos. ..	48
Figura 53. Señal ECG ideal normal. ....	48
Figura 54. Señal ECG ideal de arritmia generada en la base de datos.....	49
Figura 55. Pie de la interfaz gráfica. ....	49
Figura 56. Programa en Funcionamiento.....	50
Figura 57. Prueba aplicando interferencia de 60 Hz de red eléctrica pública.....	50
Figura 58. Ambiente visual de prueba completa.....	51
Figura 59. Electrocardiógrafo comercial.....	53
Figura 60. Pruebas funcionales. ....	54
Figura 61. Gráfico estadístico – Personal de salud encuestado. ....	71
Figura 62. Gráfico estadístico de la pregunta número 1. ....	72
Figura 63. Gráfico estadístico de la pregunta número 2. ....	73
Figura 64. Gráfico estadístico de la pregunta número 3. ....	74
Figura 65. Gráfico estadístico de la pregunta número 4. ....	75
Figura 66. Gráfico estadístico de la pregunta número 5. ....	76
Figura 67. Gráfico estadístico del género de los encuestados.....	79
Figura 68. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 1 .....	80
Figura 69. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 2.....	81
Figura 70. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 3.....	82
Figura 71. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 4.....	83
Figura 72. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 5.....	84
Figura 73. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 6.....	85
Figura 74. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 7.....	86
Figura 75. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 8.....	87
Figura 76. Creación de aplicación GUI.....	94
Figura 77. Codificación de base de datos de señales ideales .....	95
Figura 78. Codificación de Conexión con el software arduino.....	96
Figura 79. Declaración de Variables.....	96
Figura 80. Datos de señales para correlación de señales. ....	97
Figura 81. Codificación de correlación y sus resultados. ....	100
Figura 82. Esquemático de la tarjeta Olimex Shield EKG-EMG .....	102
Figura 83. Esquemático de tarjeta Olimexino 328.....	103
Figura 84. Medidas de carcasa.....	104

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Relación entre el ritmo cardiaco y la duración del intervalo QT .....	12
Tabla 2. Amplitud y rango frecuencial de señales bioeléctricas típicas .....	16
Tabla 3. Clasificación de las arritmias según la forma electrocardiográfica .....	27
Tabla 4. Diagnóstico general según la frecuencia cardiaca. ....	29
Tabla 5. CON1-Alimentación .....	35
Tabla 6. CON2-Análogo .....	35
Tabla 7. CON3-Digitales .....	36
Tabla 8. CON4-Digitales .....	36
Tabla 9. Configuración USB conector .....	37
Tabla 10. Prueba realizada número 1 .....	54
Tabla 11. Prueba realizada número 2 .....	55
Tabla 12. Prueba realizada número 3 .....	56
Tabla 13. Prueba realizada número 4 .....	56
Tabla 14. Prueba realizada número 5 .....	57
Tabla 15. Prueba realizada número 6 .....	58
Tabla 16. Prueba realizada número 7 .....	59
Tabla 17. Prueba realizada número 8 .....	59
Tabla 18. Prueba realizada número 9 .....	60
Tabla 19. Prueba realizada número 10 .....	61
Tabla 20. Prueba realizada número 11 .....	62
Tabla 21. Prueba realizada número 12 .....	62
Tabla 22. Prueba realizada número 13 .....	63
Tabla 23. Prueba realizada número 14 .....	64
Tabla 24. Prueba realizada número 15 .....	65
Tabla 25. Prueba realizada número 16 .....	65
Tabla 26. Prueba realizada número 17 .....	66
Tabla 27. Prueba realizada número 18 .....	67
Tabla 28. Prueba realizada número 19 .....	68
Tabla 29. Prueba realizada número 20 .....	68
Tabla 30. Prueba realizada número 21 .....	69
Tabla 31. Perfil profesional de los encuestados .....	70
Tabla 32. Tabulación de datos de la pregunta número 1 .....	71
Tabla 33. Tabulación de datos de la pregunta número 2 .....	72
Tabla 35. Tabulación de datos de la pregunta número 3 .....	74
Tabla 36. Tabulación de datos de la pregunta numero 4 .....	75
Tabla 37. Equivalencia de respuestas de la pregunta 5 .....	76
Tabla 38. Tabulación de datos de la pregunta numero 5 .....	76
Tabla 39. Género de los encuestados .....	78
Tabla 40. Tabulación de datos de la pregunta número 1 .....	79
Tabla 41. Tabulación de datos de la pregunta número 2 .....	80
Tabla 42. Tabulación de datos de la pregunta número 3 .....	81
Tabla 43. Tabulación de datos de la pregunta número 4 .....	82
Tabla 44. Tabulación de datos de la pregunta número 5 .....	83

Tabla 45. Tabulación de datos de la pregunta número 6.....	84
Tabla 46. Tabulación de datos de la pregunta número 7.....	85
Tabla 47. Tabulación de datos de la pregunta número 8.....	86

## INTRODUCCIÓN

En la actualidad la salud de las personas se va deteriorando día con día por varios factores, como cambios climático bruscos, ritmo acelerado de vida, estrés, tipo de alimentación, entre otros, siendo el corazón de los órganos del cuerpo más afectados, reportándose miles de pérdidas humanas anuales por enfermedades cardiacas, entre las que resaltan las arritmias a la cual pertenecen la taquicardia y bradicardia sinusal, estas cifras poseen tendencia al incremento al no llevar el correcto control y prevención de las cardiopatías en base a estos aspectos surge la idea de desarrollar este proyecto.

Bajo la premisa de la conservación de la salud y la vida, se desarrolla un prototipo capaz de analizar una señal de ECG y compararla con una base de datos que mediante el uso de los algoritmos de correlación de señales pueda identificar en la condición patológica de arritmia se encuentra la persona.

Los algoritmos que se utilizan son la función de coherencia que es la función normalizada entre dos señales discretas de tiempo, y MSC, Cross Spectrum muestran cómo dos señales están relacionadas linealmente en cada frecuencia dada. Este método se utiliza en estudios de estructura de salud y tiene muy buenos resultados en el desarrollo de la estructura de salud de WSN. Los métodos Coherence, MSC y Cross Spectrum dan un resultado unitario para todas las frecuencias cuando dos señales son iguales.

## **2 EL PROBLEMA**

### **2.1 Antecedentes**

La carrera de Ingeniería Electrónica inspirada por la vocación de servicio a la sociedad y al bien común que caracteriza a las Universidades Salesianas, incentiva a los estudiantes a desarrollar proyectos que promuevan mejoras a la calidad de vida de las personas. Es por esto que surge la idea de implementar un prototipo de sistema de detección de Taquicardia y Bradicardia Sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab. En la actualidad no se cuenta con una herramienta de tipo preventiva en materia de cardiología que permita obtener mediante la comparación de una señal real con una base de datos y el uso de algoritmos de coherencia, que emita un diagnóstico para saber en qué posible patología cardíaca se encuentra una persona.

En la actualidad en el sector de la salud pública y privada existen gran variedad de equipos electro-médicos que sirven para proporcionar las lecturas acerca de la actividad eléctrica del corazón uno de ellos conocido como electrocardiógrafo que emite el llamado ECG o electrocardiograma, que es un método eficaz para el diagnóstico de patologías propias de este órgano del cuerpo, el electrocardiograma proporciona una representación gráfica de las corrientes eléctricas que genera el corazón, bajo la consulta y diagnóstico de un médico especializado que pueda valorar la capacidad de la transmisión del impulso eléctrico y, en consecuencia, su capacidad para contraerse de manera efectiva. (Laura Moreno Ochoa, 2000)

### **2.2 Importancia y alcance**

El desarrollo del presente proyecto técnico se enfoca en destacar la importancia de los cuidados preventivos de una persona con posibles problemas del corazón, debido a que al sufrir malestares momentáneos de tipo cardíaco, el tiempo de respuesta ante un evento de taquicardia o bradicardia es de vital importancia para tomar decisiones de revisión médica, en la totalidad de las ocasiones los electrocardiogramas deben ser revisados por un especialista en cardiología para emitir un diagnóstico veraz, pero en emergencias o circunstancias del día a día del

paciente es poco probable contar con un médico especialista. Pensando en lo importante que es preservar la salud y la vida, se desarrollará un demo que a primera instancia podrá analizar una señal real de ECG y compararla con una base de datos a través de algoritmos de correlación de señales para notificarnos la arritmia cardíaca que se está presentando en la persona.

Según datos referenciales de la Organización mundial de la salud (OMS) las enfermedades y patologías cardíacas son la principal causa de defunción en el mundo y puede representarse en un 31% de causas de todas las muertes registradas de las cuales las tres cuartas partes ocurren en países de bajos y medios ingresos. (Organización Mundial de la Salud, 2017)

En el Ecuador, según el Instituto Nacional de Estadísticas y Censos del Ecuador (INEC) se reportaron 4430 muertes por enfermedades del corazón de las cuales 1316 fueron por arritmias en donde se ubica la taquicardia y bradicardia sinusal, en el 2016 la Organización Panamericana De La Salud (OPS) realizó un estudio sobre el riesgo de sufrir enfermedades del corazón en donde los resultados demostraron que el 30% de la población adulta se encuentra en riesgo de sufrir alguna enfermedad relacionada al mal funcionamiento del corazón por ello la importancia del uso de dispositivos médicos de tipo preventivo que ayuden a un diagnóstico oportuno y veraz. (El Comercio, 2017)

La Organización mundial de la salud (Organización Mundial de la Salud, 2017) en su Publicación Dispositivos Médicos: La Gestión de la Discordancia, menciona la importancia que tiene el uso de dispositivos médicos para la atención y mejora de la salud de las poblaciones.

En este caso la implementación de este prototipo para el monitoreo y adquisición de señales electrocardiográficas con la finalidad de tener una comparación y respuesta rápida ante eventualidades o emergencias causadas por arritmias cardíacas. En la actualidad, este procedimiento no se ha realizado mediante la comparación de señales discretas que pueden demostrar cómo las señales están relacionadas linealmente en cada frecuencia dada. Este método es usado mayormente en estudios de estructura de salud y ha tenido muy buenos resultados en puentes WSN de desarrollo de la estructura de la salud.

Basados en estos métodos es que se desarrollará el prototipo de sistema de detección de arritmias cardiacas, contando con un almacenamiento digital de los resultados obtenidos para una posterior visualización de los datos.

## 2.3 Delimitación del problema

### 2.3.1 Delimitación temporal.

La implementación de este proyecto se realizó entre octubre del 2017 y junio del 2018.

### 2.3.2 Delimitación espacial.

El proyecto fue desarrollado en dos instalaciones que se detallan a continuación: La primera parte del proyecto, que fue la implementación del prototipo y el desarrollo de la codificación, se realizó en las instalaciones de la Universidad Politécnica Salesiana Sede Guayaquil, bloque B, su ubicación se muestra en la Figura 1.

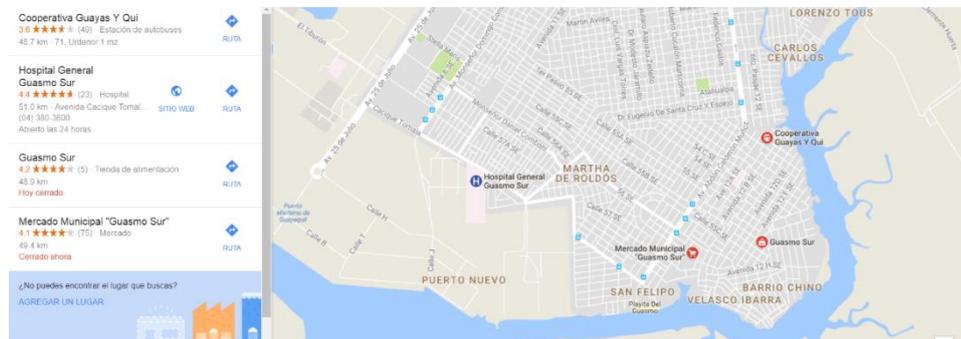


Figura 1. Delimitación espacial del proyecto – Universidad Politécnica Salesiana.

La segunda parte del proyecto, que consiste en la realización de pruebas funcionales del prototipo se realizó en un sector de acción de la Fundación Lenin Cali Nájera, el centro diurno de atención a adultos mayores de escasos recursos llamado Canitas alegres 2 ubicado en el Guasmo Sur cooperativa 18 de octubre, se muestra a continuación la ubicación en la Figura 2.

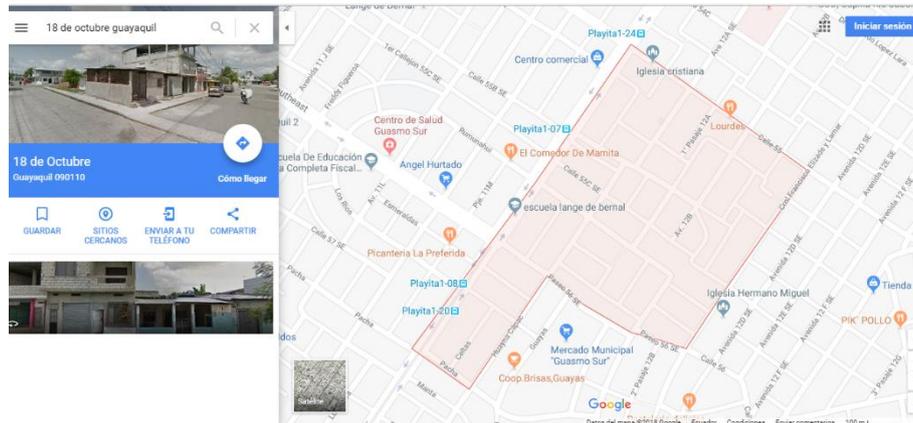


Figura 2. Delimitación espacial del proyecto – Guasmo Sur.

### 2.3.3 Delimitación académica

El presente proyecto consiste en la comparación de una señal de entrada de ECG real y una base datos que contiene simulaciones posibles de las señales ECG con patologías arrítmicas, mediante algoritmos de Coherence, MSC y Cross Spectrum generare un diagnóstico para conocer la patología cardiaca de arritmia que se presenta, Se utiliza como hardware la tarjeta Olimexino 328 y la tarjeta de adquisición de señales cardiacas Olimex en conjunto el software Matlab para la aplicación de los algoritmos. Se incluye un total de 20 pruebas para la demostración de la funcionalidad del proyecto, las mismas que serán evaluadas por un personal especializado en el área de cardiología.

## 2.4 Objetivos

### 2.4.1 Objetivo general

Diseñar el prototipo de un sistema de detección de taquicardia y bradicardia sinusal usando los métodos de coherencia, MSC y Cross Spectrum en Matlab.

### 2.4.2 Objetivos específicos

- Diseñar e implementar un prototipo de dispositivo de adquisición de señales de electrocardiograma a base de hardware libre.

- Desarrollar código en Matlab para simular señales de ECG normal, taquicardia y bradicardia sinusal.
- Utilizar un código de análisis de la señal de entrada de ECG usando un algoritmo de comparación con la función de coherencia, MSC y Cross Spectrum.
- Comparar las señales de entrada del ECG con las señales simuladas de ECG con patologías arrítmicas para generar un diagnóstico de señal de ECG normal o con patología de taquicardia o bradicardia.
- Hacer un registro de los datos y resultados obtenidos en el sistema para su almacenamiento virtual que ayuden a posteriores análisis profesionales.
- Realizar la comparación de los resultados del prototipo con el diagnóstico de un profesional con un electrocardiograma comercial para la validación de los resultados presentados.

### 3 ESTADO DEL ARTE

#### 3.1 Anatomía del corazón.

El corazón es el órgano que bombea la sangre y oxigena los órganos, tejidos y células del cuerpo humano, el corazón se encuentra en el centro de la cavidad torácica, pesa entre 320 gramos en los hombres y 280 gramos en las mujeres, puede contener cerca de 0,6 a 1 litro de sangre y traslada 70 mililitros de sangre en cada ciclo de encogimiento del musculo sin movimiento.

El corazón tiene cuatro cámaras conformada por paredes musculares divididas en 2 aurículas y dos ventrículos, las concavidades superiores se denominan aurículas y las concavidades inferiores se denominan ventrículos ubicados al lado derecho e izquierdo del musculo cardiaco. (Iaizzo, 2005)

El corazón está conformado por varias capas desde su exterior se encuentra la capa fibrosa y resistente llamada pericardio que recubre al corazón y lo separa de otros órganos. Hacia adentro se encuentra el epicardio que es una capa lisa y serosa que cubre el saco fibroso de textura fina que se une al pericardio unida internamente a la capa más fina llamada miocardio. Dentro de la cavidad del pericardio que es el espacio entre la capa fibrosa y la superficie del musculo cardiaco esta cavidad está limitada por la superficie de las grandes arterias, posteriormente está limitado por la arteria pulmonar derecha y el techo de la aurícula izquierda. (Robert Anderson, 2013)

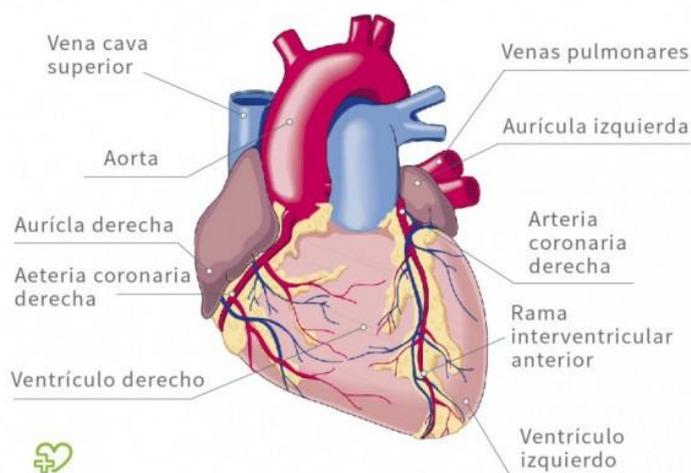


Figura 3. Representación esquemática de la anatomía del corazón. (Onmeda, 2016)

El corazón posee válvulas que controlan el flujo de sangre:

- La válvula tricúspide regula el flujo sanguíneo entre la aurícula derecha y el ventrículo derecho.
- La válvula pulmonar controla el flujo sanguíneo del ventrículo derecho a las arterias pulmonares, las cuales llevan la sangre a los pulmones para oxigenarla.
- La válvula mitral permite que la sangre rica en oxígeno que proviene de los pulmones llegue de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.
- La válvula aórtica permite que la sangre rica en oxígeno pase del ventrículo izquierdo a la aorta, la arteria más grande del cuerpo, la cual transporta la sangre a todo el organismo.

El miocardio genera impulsos eléctricos que estimulan los latidos del corazón, la señal eléctrica se origina en el nódulo sinoauricular lo que lleva a la estimulación y contracción auricular. Más adelante la señal recorre por el nódulo auriculoventricular, este nódulo tiene la señal en un breve instante y la envía por las fibras del musculo de los ventrículos lo que origina la contracción, aunque la velocidad a la que se mandan los impulsos es una específica, la frecuencia cardiaca varía según las demandas físicas, estrés o factores hormonales. (Onmeda, 2016)

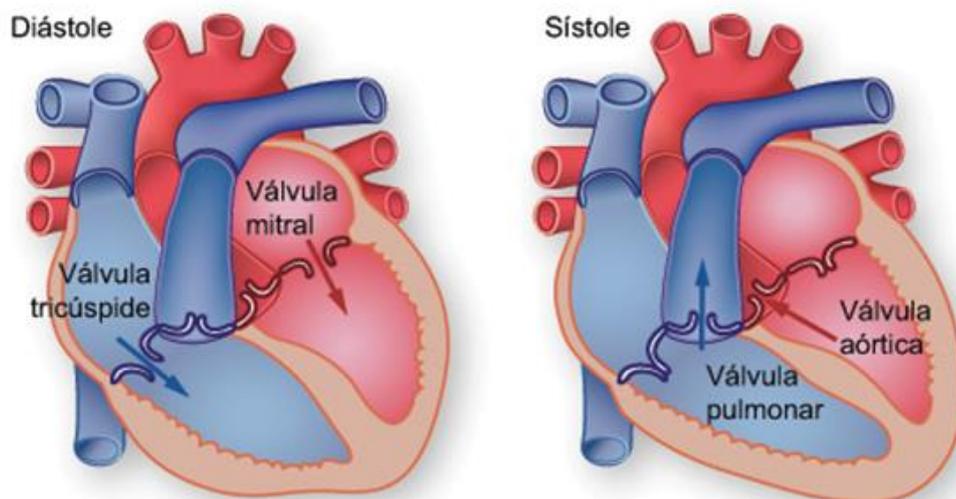


Figura 4. Válvulas del corazón. (texas heart, 2016)

### 3.1.1 El ciclo cardiaco

La sucesión de acontecimientos eléctricos se denominan ciclo cardiaco y se compone de eventos móviles y sonantes que suceden durante un latido completo del corazón, en este evento existen dos fases básicas la diástole y sístole.

En el ciclo de diástole es el ciclo en el cual los ventrículos están en fase de relajación y la sangre pasa fluidamente de las aurículas derecha e izquierda hacia los ventrículos, al final del ciclo las aurículas se contraen y se da paso al ciclo en el que los ventrículos se contraen y envían la sangre hacia la arteria pulmonar y vena aorta que se denomina fase sístole. (Klabunde, 2016)

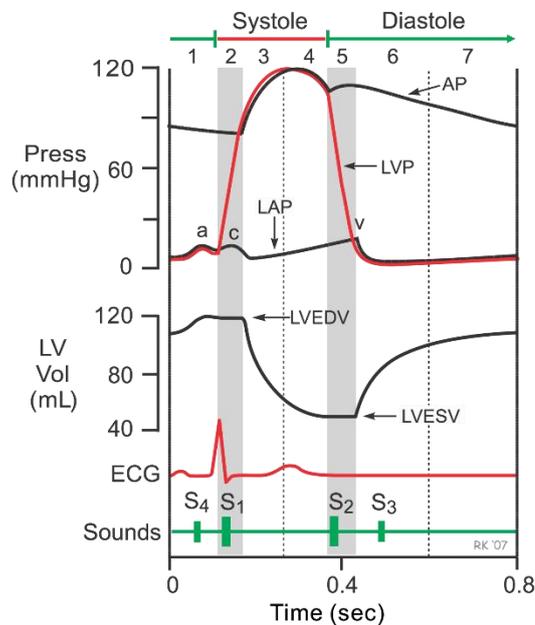


Figura 5. Ciclo cardiaco completo. (Klabunde, 2016)

## 3.2 El Electrocardiograma

### 3.2.1 Conceptos básicos.

El electrocardiograma es un documento para la recolección de los datos del comportamiento eléctrico de corazón que se produce durante cada ciclo cardiaco en función del tiempo, las muestras de la señal se capturan desde la superficie del cuerpo del paciente y se muestran gráficamente en un papel cuadrículado donde se observan las ondas que representan la actividad eléctrica de los ventrículos y aurículas, la información que se puede obtener de la gráfica electrocardiográficas

puede determinar parámetros como ritmo cardiaco y estado del funcionamiento de cavidades lo cual está asociado al diagnóstico de numerosos problemas cardiacos. (Vega , 2012)

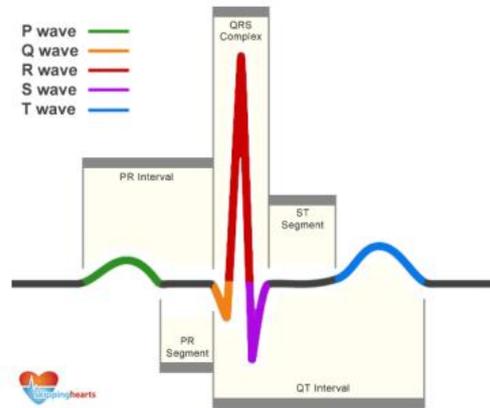


Figura 6. Señal típica de una electrocardiográfica. ( Martínez Duncker R, 2015)

El electrocardiograma se registra sobre un papel de medición de acuerdo con la figura 7 en cuadrículas que hacen referencia al tiempo y a la frecuencia cardiaca. En donde 5 cuadros grandes descritos por líneas gruesas equivalen a 1 segundo, 1 cuadro grande equivale a 0.2 segundos y un cuadro pequeño a 0.04 segundos. (Villarreal Ábrego , 2006)

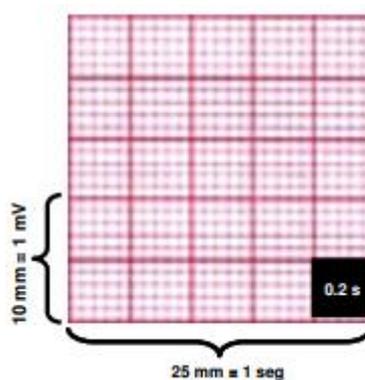


Figura 7. Calibración para papel para electrocardiograma. (Villarreal Ábrego , 2006)

### 3.2.1 Descripción de las ondas y complejos que componen el ECG.

Una señal ECG está conformada por segmentos e intervalos, los segmentos están dados por las deflexiones que muestra la forma de onda, e intervalos se denominan a las distancias entre las ondas.

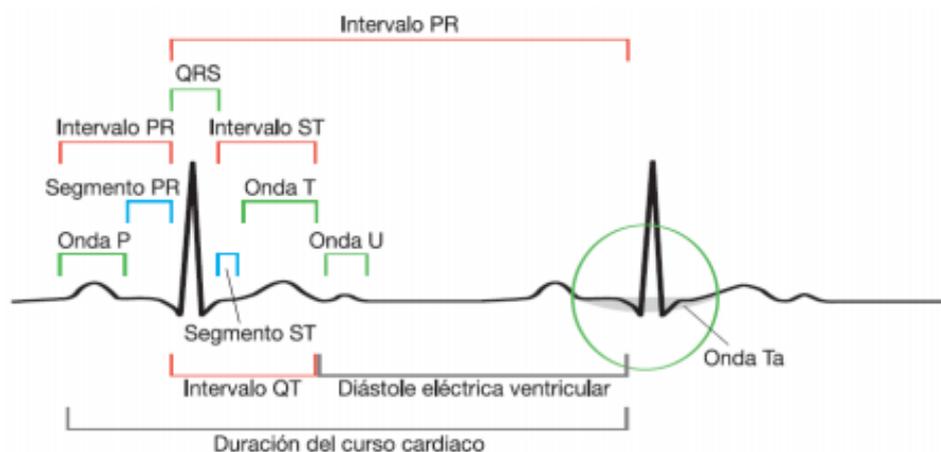


Figura 8. Ondas, complejos y segmentos de electrocardiograma. ( Martínez Duncker R, 2015)

#### 3.2.1.1 Ondas electrocardiográficas

##### Onda P

Es de forma redondeada con una duración máxima de 0.11 s y un voltaje de 0.25 mv o 25mm y representa la despolarización de las aurículas.

##### Onda T

De forma asimétrica y redonda en su vértice representa la despolarización de los ventrículos y posee una amplitud de 0.1 a 0.5 mV.

##### Onda U

Posiblemente proveniente de la repolarización del sistema conductor es asiduamente positiva y tiene un voltaje muy bajo y se muestra posterior a la onda T.

##### Complejo QRS

Se forma por las ondas Q, R y S aproximadamente en 0.09 s y representa la marca más significativa del ECG, grafica la activación ambos ventrículos.

## Segmento ST

Es la porción de grafica que va desde el final del complejo QRS hasta donde inicia la onda T, dura aproximadamente 0.05 s hasta 0.15 s, es el periodo de inactividad donde ocurre la despolarización ventricular y se separa de la repolarización ventricular. (Shital L. Pingale, 2014)

### 3.2.1.1 Intervalos.

**Intervalo PR:** Se desarrolla desde el inicio de la onda P hasta el inicio del complejo QRS.

**Intervalo QT:** Va desde el comienzo del complejo QRS hasta el final de la onda T.

Tabla 1. Relación entre el ritmo cardiaco y la duración del intervalo QT

Ritmo cardiaco	Duración QT (s)
60	0.33 - 0.43
70	0.31 - 0.41
80	0.29 - 0.38
90	0.28 - 0.36
100	0.27 - 0.53
120	0.25 - 0.32

*Nota: Tomada de electrocardiografías (s.f)*

**Intervalo QRS:** Se desarrolla al mismo tiempo que el complejo QRS.

### 3.2.2 Derivaciones.

Existen derivaciones del plano frontal las cuales se dividen en bipolares y monopolares y plano horizontal.

#### 3.2.2.1 Plano frontal.

**Bipolares:** detectan las variaciones de potencial entre dos puntos y se sitúan entre el brazo derecho, brazo izquierdo y pierna izquierda.

Derivación I: el electrodo es conectado entre brazo izquierdo (polo positivo) y brazo derecho (polo negativo).

Derivación II: el electrodo es conectado entre pierna izquierda (polo positivo) y brazo derecho (polo negativo)

Derivación III: el electrodo es conectado entre pierna izquierda (polo positivo) y brazo izquierdo (polo negativo).

**Mono polares:** son las que sitúan el potencial total de un punto determinado en el cuerpo en el cual se asocian tres derivaciones de dos polos por medio de una resistencia o polo con un potencial cercano a cero. ( Martínez Duncker R, 2015)

- aVR: Brazo derecho.
- aVL: Brazo izquierdo.
- aVF: Pierna izquierda.

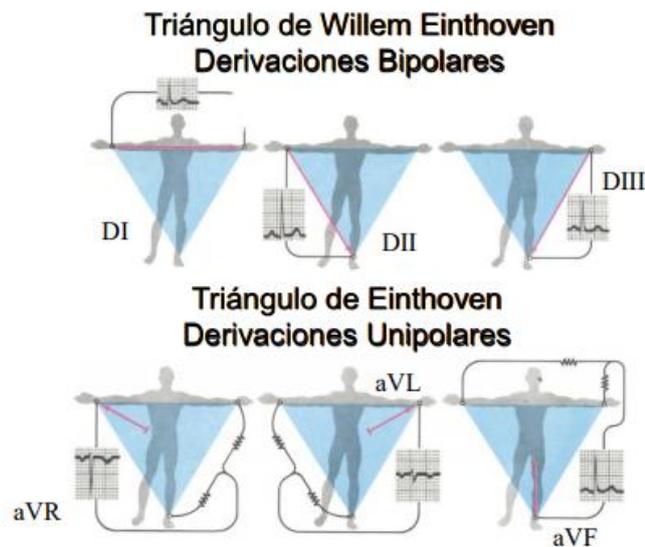


Figura 9. Derivaciones Bipolares y unipolares. ( Martínez Duncker R, 2015)

### 3.3 Instrumentación.

En la rama de la bioingeniería se integra la ingeniería, instrumentación, tecnología y principios de medicina que mediante el uso de instrumentos electrónicos realizan el registro, procesamiento transmisión y obtención de resultados de variables físicas provenientes de seres vivos.

La bioingeniería nace de la aplicación de la relación entre la ingeniería y la biología con el fin utilizar los beneficios en bien del hombre y la conservación de su vida. Una de las aplicaciones más importantes hacia el beneficio del ser humano es la ingeniería biomédica rama que ha desarrollado muchos instrumentos íntimamente

relacionados con la salud. Los instrumentos biomédicos son aquellos que sirven para obtener información al aplicar estímulos a los seres vivos y ayudar a los profesionales a diagnosticar regularidades e irregularidades de las mediciones. Se puede encontrar mejores diagnósticos y gracias a ello un tratamiento más efectivo para enfermedades, con el solo acondicionamiento de las señales bien sea por medios analógicos o digitales contribuyendo a la mejora de la salud. (Fazel-Rezai, 2011)

### 3.3.1 Electrocardiógrafo.

El electrocardiógrafo es un dispositivo electrónico que reconoce la función eléctrica del musculo cardiaco, este equipo localiza las señales eléctricas que causa el bombeo de sangre alrededor del cuerpo, se utiliza para el diagnóstico de patologías cardiacas mediante la adquisición amplificación y procesamiento de la señal del corazón. (Heart Foundation, 2018)

Las principales funciones del ECG son:

- Contribuye con la detección de las causas que originan palpitaciones, dolores torácicos, mareos u otras afectaciones causadas por la afectación del corazón.
- Ayuda a comprobar el funcionamiento de las partes que conforman el corazón y el impacto de medicamentos sobre él.
- Permite verificar el funcionamiento normal o anormal del corazón que tiene instalados dispositivos mecánicos como marca pasos.
- Es una prueba que se realiza como rutina antes de una intervención quirúrgica para descartar eventualidades cardiacas.

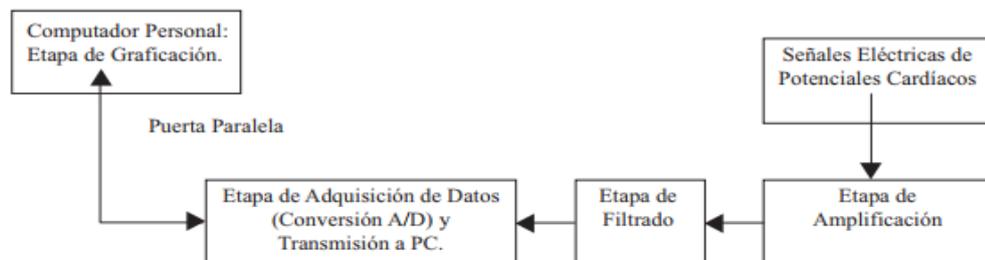


Figura 10. Diagrama de bloques de un electrocardiógrafo digital (Vidal Silva & Pavesi Farriol, 2005).

### 3.3.2 Electroodos.

El electrodo es un elemento sensor entre la señal física del corazón, el ser humano y el equipo de medida o electrocardiógrafo. Los electrodos convierten la señal eléctrica y las corrientes iónicas dando reacciones de óxido-reducción para la distribución de cargas (Vega , 2012).

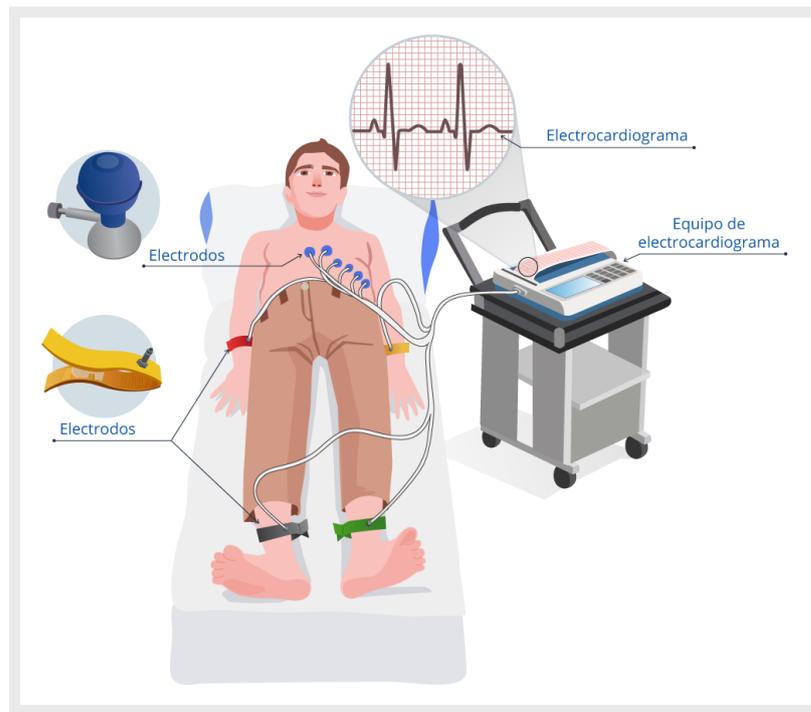


Figura 11. Electrocardiógrafo y electrodos. (Doktuz, 2017)

### 3.4 Procesamiento de Señales del ECG.

En todos los sistemas de tipo biomédico involucran señales en las cuales se lleva a cabo el proceso de adquisición, tratamiento y procesamiento de los diferentes tipos de señales para adquirir sus características físicas y extraer la información que requiere el sistema para su funcionamiento. (Almedida Lino, 2014)

Existen dos sentidos que facultan la adquisición de la información en cuanto a la adquisición de señales que involucra el dominio en el cual se encuentren. Uno es el dominio del tiempo que es análisis de la señal con respecto al tiempo, y el dominio de la frecuencia que es el análisis de los componentes de su frecuencia. En un ECG es apreciable una gráfica con 5 formas de onda, estas formas de onda que forman una señal completa medible con electrodos que son circuitos eléctricos simples que ayudan a digitalizar la forma de onda. (Vidal Silva & Pavesi Farriol, 2005)

La duración del ciclo cardiaco en el ECG sirve para determinar la frecuencia cardiaca que desde el enfoque del dominio de la frecuencia de la señal Vidal Silva & Pavesi Farriol (2005) afirma que “la señal electrocardiográfica tiene un espectro frecuencial que va desde los 0 Hz hasta los 100 Hz” (p. 40)

Tabla 2. Amplitud y rango frecuencial de señales bioeléctricas típicas

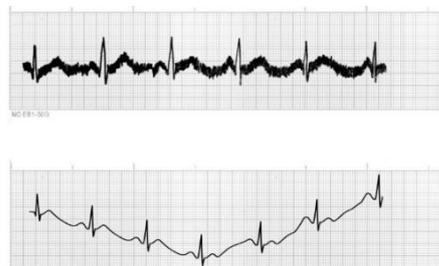
Señal	Amplitud (mV)	Rango frecuencial
ECG	0.02 - 5.0	0.005 - 100
EEG	0.0002 - 0.3	DC - 150
EMG	0.2 - 5.0	DC - 10000

*Nota:* Tomada de Vidal & Pavesi (2005)

### 3.4.1 Perturbaciones de la señal ECG

Las perturbaciones en una electrocardiografía son las señales no deseadas que hacen interferencia con otras señales ruidosas y que varían las señales únicas que produce el corazón.

La interferencia de la línea de suministro de energía se conoce como la perturbación que actúa en la amplitud del ECG con la señal de onda sinusoidal de 60 Hz y sus armónicos.



*Figura 12.* Señales ECG con interferencia. (Vega , 2012)

Otras perturbaciones conocidas son los ruidos ocasionados por el contacto de electrodos como la desconexión o desunión a la piel lo cual ocasiona perdida de datos en el sistema de medición y los artefactos en movimiento que es la interferencia causada por los cambios de impedancia entre el electrodo y la piel debido al movimiento del sujeto y el electrodo. (Shital L. Pingale, 2014)

Las perturbaciones tienen que ser eliminadas o atenuadas antes de que se utilice para el procesamiento de datos como detección de la frecuencia cardiaca o determinación de una arritmia.

Actualmente existen técnicas o algoritmos que se utilizan para la detección del complejo QRS que es la base para la detección de arritmias, algunos de estos algoritmos son los basados en redes neuronales, algoritmos híbridos, algoritmos basados en correlación de señales, y algoritmos heurísticos basados en transformaciones no lineales. (Raúl Aquino, 2013)

### **3.5 Sistemas embebidos.**

Los sistemas embebidos son sistemas electrónicos que tienen integrada la unidad de control, para desempeñar funciones específicas en una unidad compacta, estas son unidades capaces de procesar datos digitales mediante el uso de microcontroladores, FPGAs o DSPs siendo su principal característica el bajo costo, tamaño y consumo de potencia. A un sistema embebido lo componen el microprocesador, el software que se ejecuta sobre el micro y la memoria en donde se almacena este software. (Cruz & Lutenberg, 2012)

#### **3.5.1 Olimexino-328- open source hardware de tipo industrial.**

Olimexino 328 es una tarjeta de desarrollo hardware libre basado en la plataforma de arduino, de bajo consumo amperímetro aproximadamente 20mA para uso en aplicaciones con baterías o portables, este hardware fue diseñado para uso de proyectos electrónicos precisos de tipo industrial. La placa Olimexino 328 opera normalmente en un rango de temperatura de  $-25^{\circ}\text{C}$  a  $+85^{\circ}\text{C}$  con fuentes de 3.3 v o 5 VDC seleccionable mediante interruptor o fuentes externas de 9 a 30 VDC. Se basa en un microcontrolador ATMEGA 328 compatible con Arduino uno, contiene Leds y botones integrados a los costados para fácil acceso, el diseño electrónico incorpora un regulador de voltaje independiente para el ADC lo que permite la adquisición de señales analógicas se realiza sin interferencias de ruidos. (Olimex Ltd, 2018)



Figura 13. Vista superior de tarjeta Olimexino 328. (Olimex Ltd, 2018)

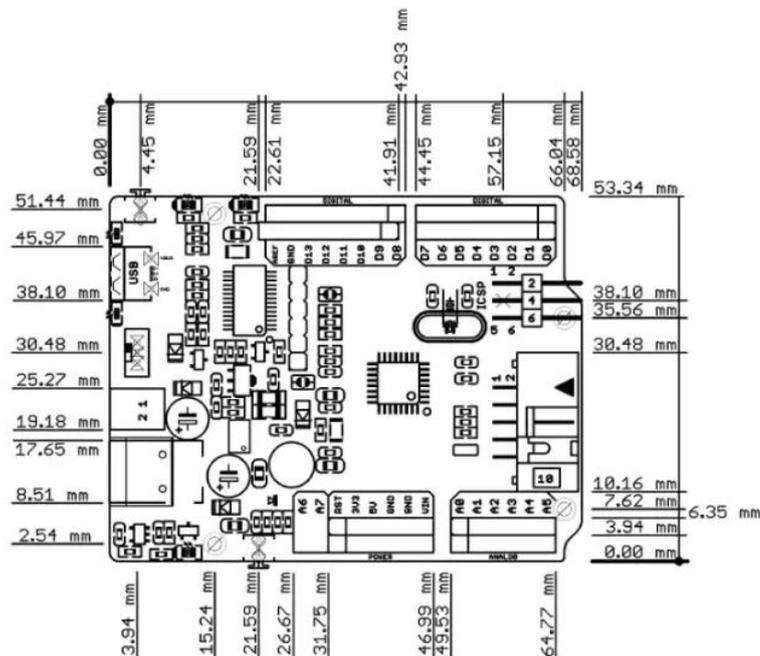


Figura 14. Medidas de la tarjeta electrónica Olimexino 328. (Olimex Ltd, 2018)

### 3.5.2 Olimex ECG Shield.

La tarjeta Olimex ECG Shield es una extensión de Arduino que se monta sobre el Arduino seleccionado de acuerdo a la aplicación. La tarjeta Olimex es considerada open hardware actualmente fabricada por la marca OLIMEX. Esta tarjeta permite a la placa Arduino capturar señales electrocardiográficas, medir el pulso cardiaco y analizar la actividad muscular mediante la integración de un cable profesional EKG/EMG con conector para electrodos de gel adhesivos. (OLIMEX Ltd, 2018)

Características generales:

- 6 canales de entrada analógica A0-A5.
- Señal de calibración mediante salida digital D4/D9.
- Potenciómetro de precisión.
- Conector de entrada para electrodos normales o activos.
- Compatible con placas Arduino de 3.3 v y 5 v.

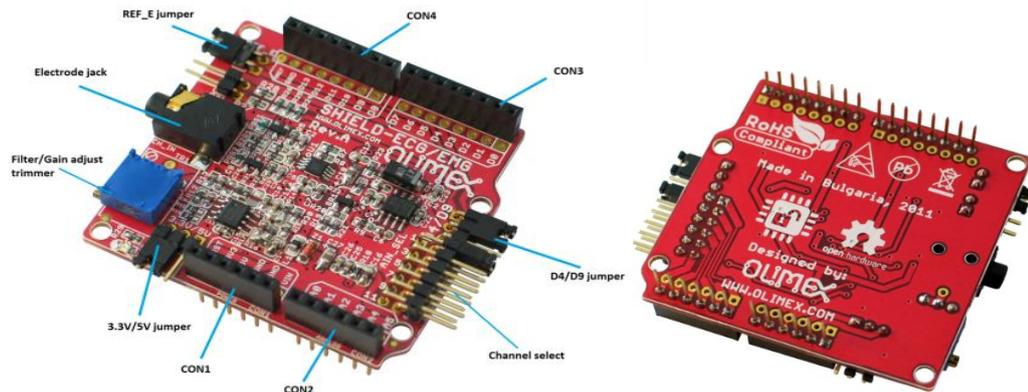


Figura 15. Vista Frontal y posterior de la tarjeta Olimex Shield ECG. (OLIMEX Ltd, 2018)

### 3.6 Matlab.

Matlab es un software interactivo usado a nivel mundial por profesionales de ciencia e ingeniería, su principal utilidad radica en la resolución de problemas numéricos complejos a través de un lenguaje de programación de alto nivel combinado con un entorno de escritorio que incentiva al descubrimiento e investigación.

Matlab es un sistema basado en matrices que permite la extenderse y crear de manera rápida nuevos comandos y funciones no obstante cuenta con una amplia gama de herramientas o paquetes integrados. Actualmente es disponible para todos los sistemas operativos ejecutables en una Pc.

Este lenguaje programación íntimamente relacionado con la ciencia y la ingeniería ofrece características de control de flujo, programación orientada a objetos, integración de control, gestión de errores, simulación de procesos y diagramas de flujo de sistemas.

Adicional a las herramientas pre integradas en el software existen los toolboxes que son paquetes complementarios diseñados para trabajar en aplicaciones específicas relacionándose unas con otras. (Vinay K Ingle, 2017)

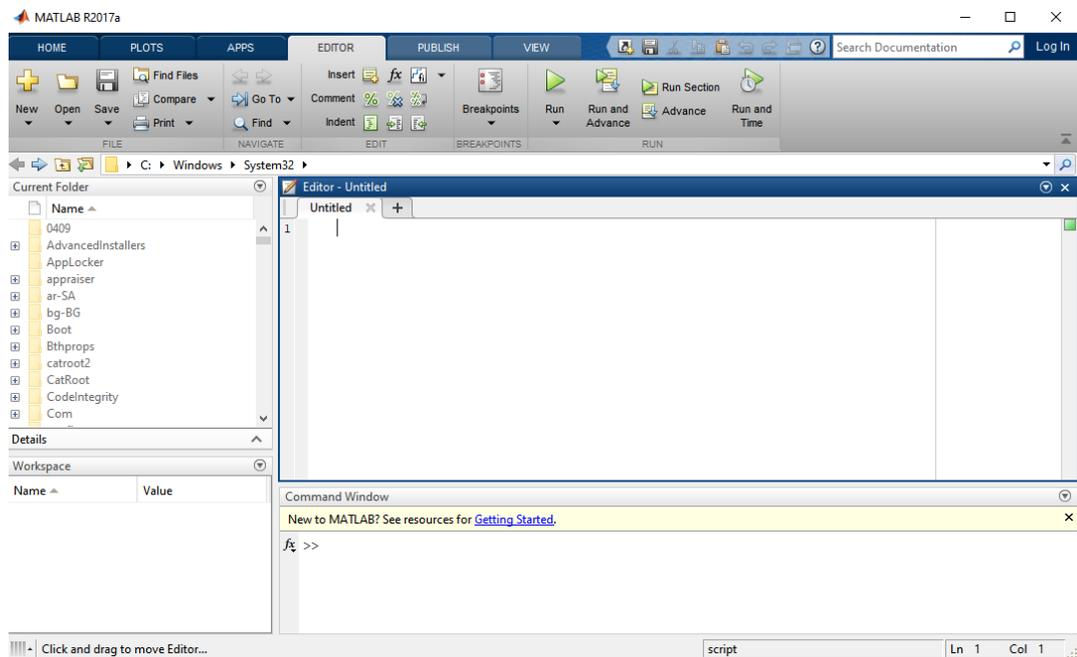


Figura 16. Ambiente editor de Matlab. (Vinay K Ingle, 2017)

### 3.6.1 DSP System Toolbox.

DSP System Toolbox se utiliza para simular y analizar sistemas donde se involucren señales y su procesamiento, Matlab DSP System Toolbox proporciona algoritmos, aplicaciones, scopes, analizadores de espectro y analizadores lógicos que contribuyen y facilitan el diseño y análisis de filtros, transmisión de señales y modelado en tiempo real de los sistemas. (Vinay K Ingle, 2017).

Características principales:

- Procesamiento y filtro de señales.
- Simulación y medición de características y datos para análisis de señales.
- Diseño de filtros mono frecuencia, multifrecuencia, FIR, IIR y adaptativos.
- Modelizado y simulación en punto fijo de algoritmos de procesamiento de señales.

### 3.7 Análisis de Coherence Function, MSC y Cross Spectrum

#### 3.7.1 Coherence Function

Este método es muy eficiente en la estructura de la salud por lo que realiza un análisis de la señal, este consiste en medir señales y determinar en qué extensión se relacionan linealmente entre sí en frecuencia. Coherence es una función frecuencial adimensional que tiene solo parte real y entrega valores en el rango de 0 a 1.

Lo ideal es que Coherence debería ser 1 en todas las frecuencias, esto indica que las señales están linealmente relacionadas, sin embargo, existen perturbaciones que pueden afectar a la señal provocándole un descenso a 0 lo cual significa que las señales no están correlacionadas.

La función normalizada de frecuencia derivada del Cross Spectrum de las dos señales viene dada por la siguiente expresión: (Dargie & Poellabauer, 2010)

$$C_{xy}(\omega) = \frac{S_{xy}}{S_{xx}S_{yy}} \quad (1)$$

Estos métodos han sido ampliamente analizados por lo que se ha encontrado su excelente funcionalidad en aplicaciones de procesos biomédicos, como son la neurología con el estudio de las señales de los hemisferios, cardiología en investigaciones de variabilidad de la frecuencia cardiaca, y ginecología en estudios de contractilidad uterina, entre otros (Golinska, 2011).

#### 3.7.2 Magnitude Squared Coherence

Magnitude Squared Coherence es una herramienta de procesamiento de señales que indica el nivel de coincidencia de dos señales de dominio de tiempos diferentes al rastrear las dependencias lineales en su descomposición espectral. Para estimar el valor de similitud, las dependencias lineales en el espectro la descomposición de  $x(t)$  y  $y(t)$  son rastreados por el método de  $MSC(\omega)$  con valores a diferentes frecuencias según:

$$MSC_{xy}(\omega) = \frac{|P_{xy}(\omega)|^2}{P_{xx}(\omega) * P_{yy}(\omega)} \quad (2)$$

En el cual,  $P_{xy}$  es la densidad espectral de potencia cruzada de  $x(t)$  y  $y(t)$  y,  $P_{xx}$  y  $P_{yy}$  las densidades espectrales de potencia relacionadas.

Para calcular la potencia y las densidades espectrales de potencia cruzada entre  $x(t)$  y  $y(t)$ , se utiliza típicamente el método de periodo grama estimador de Welch que consiste en el promedio de las diversas estimaciones de coincidencia de las señales. Consiste en dividir primero las dos señales en  $w$  ventanas de tiempo de la misma longitud (es decir, con el mismo número de muestras) y luego calcular las densidades espectrales de potencia de cada ventana antes de promediarlas para obtener los valores finales de  $MSC(\omega)$  a diferentes frecuencias (Tiran, Dehbaoui, & Maurine, 2017).

### 3.7.3 Cross Spectrum

El análisis Cross Spectrum puede determinar la relación estadística lineal entre dos series de tiempo. Comúnmente se supone que en dos series temporales se han mostrado picos estadísticamente significativos en la misma frecuencia el objetivo del análisis cross Spectrum es determinar si estas periodicidades están relacionadas entre sí analizar cuál es la relación de fase entre ellas. (Hartmann, 2017)

Para describir la correlación en el dominio de la frecuencia se usa la cross-correlation, dada por la siguiente expresión.

$$r_{xy}[k] = E\{x[n]y^*[n - k]\} \quad (3)$$

$$S_{xy}(\omega) = \sum_{k=-\infty}^{\infty} r_{xy}[k]e^{-j\omega k} \quad (4)$$

### 3.7.4 Correlación de Spearman

El método de correlación de Spearman se desarrolló para medir la fuerza y dirección de la relación entre dos variables que no se pueden medir cuantitativamente, esta relación se establece a medida que el valor de una variable aumenta también lo hace el valor de la otra variable, o a medida que el valor de una variable aumenta el otro valor de la variable disminuye. Esta correlación oscila entre -1 y +1, donde se tiene una correlación lineal inversa si el valor de  $r = -1$ , y una correlación lineal directa se obtiene cuando el valor de  $r = 1$ . (Statistics Laerd, 2018)

Para calcular la correlación de Spearman se identifica si los datos poseen o no rangos vinculados.

Cuando sus datos no tienen rangos vinculados se calcula a través de la siguiente expresión:

$$\rho = 1 - \frac{6 \sum d_i^2}{n(n^2 - 1)} \quad (5)$$

Donde  $d_i$  = diferencia en rangos apareados y  $n$  = número de casos.

Cuando sus datos tienen rangos vinculados se calcula a través de la siguiente expresión

$$\rho = \frac{\sum_i (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_i (x_i - \bar{x})^2 \sum_i (y_i - \bar{y})^2}} \quad (6)$$

Donde  $i$  = son los puntajes apareados.

### 3.8 Enfermedades cardiovasculares.

Se denomina enfermedades cardiovasculares a aquellas que afectan al órgano del corazón y los vasos sanguíneos, en donde se clasifican un extenso grupo de enfermedades que tienen diferentes causas, síntomas y tratamientos.

Entre las enfermedades que afectan al corazón se encuentran las patologías de arterias coronarias o arritmias, hipertensión, accidente cardiovascular o derrame entre otras todas estas relacionadas a factores de riesgos que pueden ser principales o secundarios de acuerdo con los antecedentes y o hábitos del paciente (Texas Heart, 2016)

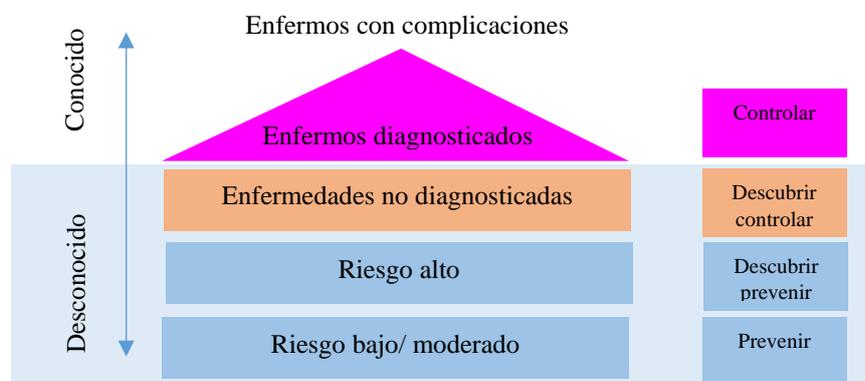


Figura 17. El iceberg de la enfermedad cardiovascular.  
(López Farré & Macaya Miguel, 2009)

### **3.8.1 Factores de riesgo.**

Se denomina factores de riesgo a las diversas condiciones o hábitos que hacen que una persona sea más propensa a desarrollar una enfermedad cardíaca.

#### **3.8.1.1 Factores de riesgo principales.**

##### **Presión arterial alta.**

La presión arterial alta se debe a la fuerza que se ejerce contra las paredes de los vasos sanguíneos por parte del corazón al bombear la sangre, la presión máxima por latido se mide en cada contracción del músculo cardíaco y la presión mínima en la distensión.

##### **Colesterol.**

El colesterol es un lípido de producción natural en el cuerpo humano transportado en la sangre que ayuda al buen funcionamiento del organismo se convierte en un factor de riesgo cuando sus niveles en la sangre se elevan y las células son incapaces de absorber toda la sustancia el sobrante se deposita en las paredes arteriales lo que ayuda al estrechamiento de las arterias aumentando el riesgo de sufrir un infarto de miocardio.



*Figura 18. Arteria con colesterol (Plaza Celemín & et all, 2013)*

##### **Diabetes.**

Se describe como un grupo de enfermedades metabólicas en donde la excesiva producción de glucosa puede acumularse en la sangre, ya sea por baja producción de insulina o debido a que las células del cuerpo no responden adecuadamente a la insulina, esta es la causa del daño progresivo a los vasos sanguíneos arterias y venas del corazón lo que contribuye a incrementar el padecimiento de una enfermedad cardiovascular o de sufrir un evento de afección cardiovascular.

##### **Obesidad y sobrepeso.**

La obesidad y/o sobrepeso es la condición de acumulación anormal o excesiva de grasa en el tejido adiposo, lo que causa el aumento de colesterol y riesgo de padecer enfermedades asociadas al riesgo cardiovascular como diabetes e hipertensión arterial.

### **Tabaquismo.**

El tabaquismo es la adicción a una sustancia llamada nicotina causante de la liberación desencadenada de adrenalina y noradrenalina lo cual puede causar una isquemia coronaria por el daño causado a las paredes internas de las arterias debido al aumento de coagulación de la sangre e incremento de niveles de colesterol. El tabaquismo también disminuye el aporte de oxígeno al miocardio y labilidad de plaquetas en la sangre.

### **Inactividad física.**

Las personas físicamente inactivas son mayormente propensas a sufrir de un accidente cardiovascular o paro cardíaco, la actividad física regular ayuda con la quema de calorías ya que contribuye con el control del peso, colesterol y diabetes, además ayuda fortaleciendo el musculo cardíaco y dando flexibilidad a las arterias por ello las personas en inactividad física tienen un mayor riesgo de padecer una enfermedad cardiovascular.

### **Genero.**

El sexo masculino tiene un riesgo mayor de sufrir enfermedades del corazón ya que las mujeres debido a que ciertas hormonas femeninas (el estrógeno) ejercen un efecto protector, lo cual disminuye en la etapa de la menopausia. (texas heart, 2016)

### **Herencia.**

El factor hereditario puede ser un factor riesgo importante para el padecimiento de enfermos del corazón, si un familiar de primer grado ha sufrido de problemas cardiovasculares antes de los 55 o 65 años es importante disponer de un historial familiar que ayude a determinar la incidencia de hipertensión, hipercolesterolemia, y diabetes que son enfermedades que conllevan al desarrollo de enfermedades cardiovasculares.

### **Edad.**

Con el paso de los años la actividad cardiaca se deteriora debido al aumento del grosor, endurecimiento y pérdida de flexibilidad en las paredes arteriales lo que dificulta el bombeo de la sangre de manera eficiente y puede al sujeto a sufrir enfermedades del corazón.

#### **3.8.1.2 Factores de riesgo secundarios.**

### **Estrés.**

El estrés es la tensión por situaciones que provocan reacciones de tensión en el ser humano. En momentos de estrés se aumenta la frecuencia cardiaca, presión arterial y la necesidad de oxígeno en el corazón además el sistema nervioso libera adrenalina, estos eventos causan daños a las arteriales que al curarse se endurecen y aumentan su grosor facilitándose el riesgo cardiovascular.



*Figura 19. El estrés factor de riesgo de enfermedades cardiovasculares. (Plaza Celemín & et all, 2013)*

### **Anticonceptivos orales.**

El alto contenido de estrógeno y progestágeno presentes en las píldoras anticonceptivas influyen en la coagulación de la sangre y esto aumenta el riesgo de sufrir de un infarto de miocardio, derrame cerebral, embolismo pulmonar y trombosis venosa. (Plaza Celemín & et all, 2013)

### **Alcohol.**

Según López Farré & Macaya Miguel (2009) afirma que el porcentaje de consumo de alcohol en una persona está directamente relacionado con su presión arterial una bebida típica de alcohol tiene entre 100 y 200 calorías lo cual aumenta la grasa corporal, esto puede afectar los impulsos eléctricos del corazón aumentar las posibilidades de una fibrilación auricular.

### 3.8.1 Arritmias.

Una arritmia se considera al ritmo cardiaco anormal que inicia en el nodo sinusal debido a la variación anormal de la actividad eléctrica del corazón que se traduce en que los latidos del corazón son irregulares, demasiado lentos o demasiado rápidos, y que son reconocidos fundamentalmente en la observación del ECG.

Existen parámetros normales de ritmo sinusal que se caracterizan en las ondas reconocidas del ECG. (Galván Pérez, 2006)

- Onda P: positiva en DI, DII y negativa en aVR.
- Intervalo P-R: entre 120-200msg.
- El complejo QRS mide entre 0,1 y 0,12 seg
- Todas las ondas P son continuación de QRS.
- El ritmo cardiaco oscila entre 60- 100 latidos por minutos.

Tabla 3. Clasificación de las arritmias según la forma electrocardiográfica

Arritmias hiperactivas	Arritmias hipo activas
Supra ventriculares: <ul style="list-style-type: none"><li>• Impulsos prematuros</li><li>• Distintos tipos de taquicardias</li><li>• Fibrilación auricular.</li><li>• Flutter auricular.</li></ul>	Impulso y ritmo de escape Bradicardia sinusal Bloqueo AV. Asistolia
Ventriculares: <ul style="list-style-type: none"><li>• Impulsos prematuros.</li><li>• Distintos tipos de taquicardias</li><li>• Fibrilación ventricular.</li></ul>	

*Nota:* tomada de Galván Pérez (2006)

El ECG ayuda a determinar los trastornos de la actividad eléctrica del corazón de acuerdo con las siguientes características:

- Frecuencia cardiaca: normal o acelerada.
- Anchura de complejo QRS: tiempo normal.

- Presencia o ausencia de Ondas P de acuerdo con el complejo QRS.

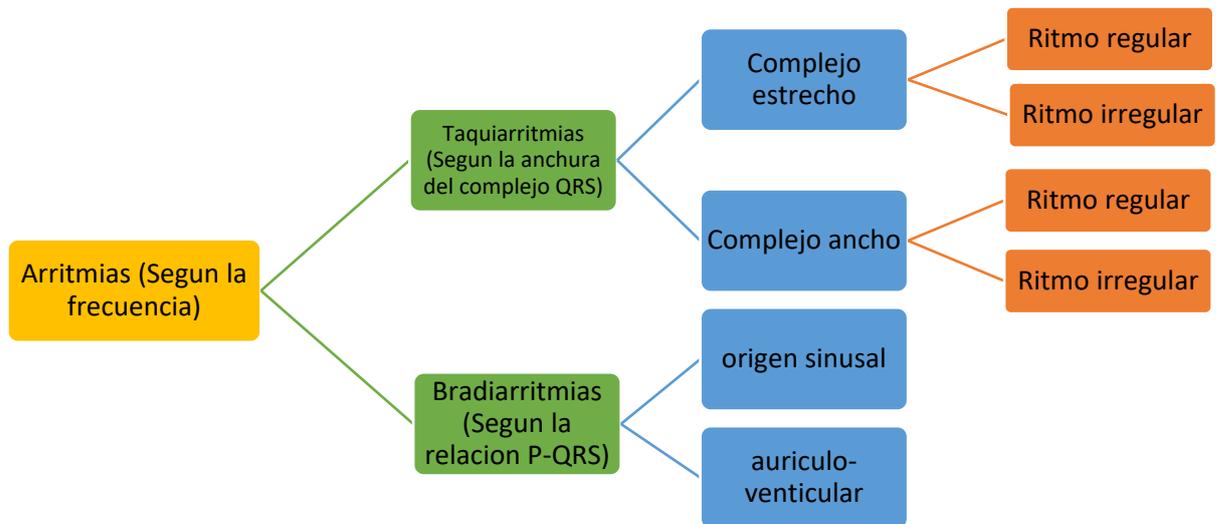


Figura 20. Clasificación general de las arritmias. ( Muñoz Gimeno & García Alberola, s.f)

### Determinación de la frecuencia cardiaca.

Para determinar la frecuencia cardiaca es necesario que un punto de referencia se sitúe en una onda R y coincida con una línea gruesa del papel de medición con respecto a la próxima onda R.

En un electrocardiograma normal existen 5 cuadros grandes por segundo y 300 cuadros pequeños por minuto para obtener el valor de latidos por minutos se divide 300 entre el número de cuadros grandes en el que coincida la siguiente onda R. (my-ekg, 2017)



Figura 21. Medición de la frecuencia 75 latidos por minuto de acuerdo a  $300/4$ . (my-ekg, 2017)

Si no coincide la siguiente onda R con el inicio de otro cuadro grande se divide 300 entre el número de cuadros grandes y sumados el número de cuadros pequeños. (my-ekg, 2017)



Figura 22. Medición de la frecuencia 65 latidos por minuto de acuerdo a  $300/4.6$ . (my-ekg, 2017)

Otra forma de medir la frecuencia cardiaca es contar el número de complejos QRS que hay en 3 segundos y multiplicar por 20. (Villarrol Ábrego , 2006)

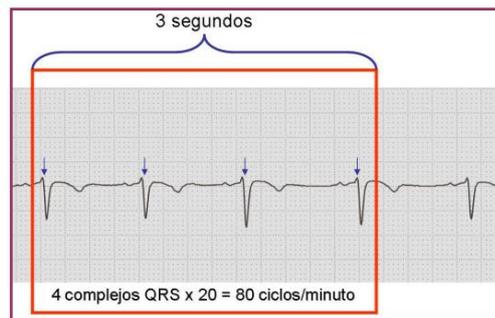


Figura 23. Método alternativo de medición de frecuencia cardíaca. (Villarrol Ábrego , 2006)

Tabla 4. Diagnóstico general según la frecuencia cardiaca.

Señal ECG	Frecuencial cardiaca (lmp)
Normal	60 - 100
Tachycardia	100 – 200
Bradycardia	20 - 60

Nota: tomada de Villarrol Ábrego (2006)

### Determinación del ritmo cardiaco.

La determinación del ritmo cardiaco depende la regularidad de aparición de las ondas R en un electrocardiograma, en la figura 24 se observa las líneas verticales en el orden de aparición de las ondas R es decir el intervalo R-R. (Villarrol Ábrego , 2006)

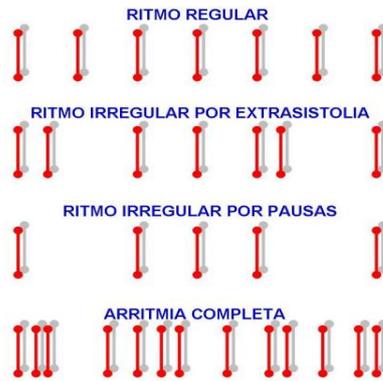


Figura 24. Diagnóstico general según la frecuencia cardiaca (Villarrol Ábrego , 2006).

### **Anchura del complejo QRS.**

Cuando la Anchura del complejo QRS es menor de 0.12 segundos se denomina una arritmia de anchura QRS y si la anchura del complejo QRS es igual o mayor a 0.12 segundos se considera arritmia de QRS ancho. (Villarrol Ábrego , 2006)

### **3.8.2 Taquicardia.**

La taquicardia es la arritmia en donde las frecuencias cardiacas son mayores de 100 latidos por minuto, esto se debe al latido acelerado del corazón en las cámaras superiores, inferiores o ambas cámaras del corazón mientras se está en reposo, las taquicardias se subdividen en supraventriculares y ventriculares.

Las taquicardias Supraventriculares se ubican por en la parte superior de los ventrículos en el nodo auriculoventricular. (Morera, 2002)

**Taquicardia sinusal:** Se origina en el nodo sinusal con un ritmo cardiaco acelerado, para la determinación de esta arritmia se observa en la electrocardiografía una frecuencia cardiaca de 100 a 160 latidos por minuto, Ritmo cardiaco regular, Onda P normal y cada onda P se sigue del QRS. (Galván Pérez, 2006)

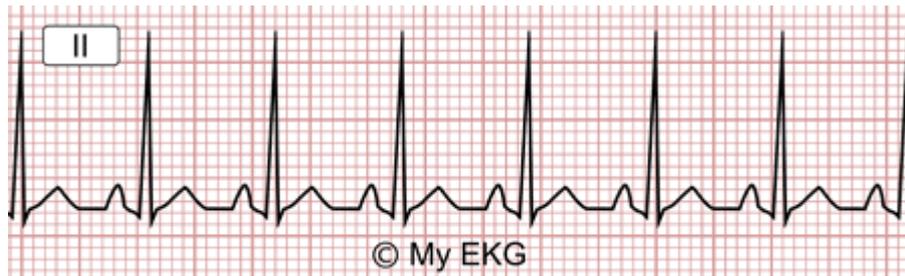


Figura 25. Taquicardia sinusal (my-ekg, 2017).

**Taquicardias supraventriculares:** se origina arriba de los ventrículos, se puede identificar su frecuencia entre los 150- 250 latidos por minuto con ritmo y complejo QRS normal y pueden clasificarse en taquicardias supraventriculares de tipo auricular y ventricular.

Las taquicardias auriculares se originan en las aurículas y se clasifican en:

**Fibrilación auricular:** relacionada con el ritmo cardiaco más frecuente y sostenido.

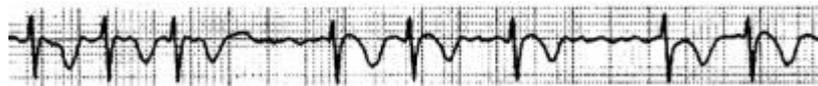


Figura 26. Fibrilación auricular. (Galván Pérez, 2006)

**Aleteo o Flutter auricular:** Con ritmo y frecuencia normal con poca presencia onda P es decir con ondas casi continuas.

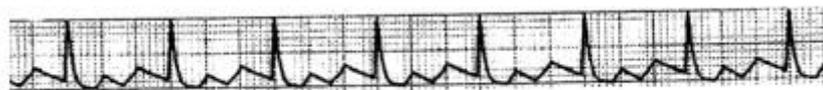


Figura 27. Flutter auricular. (Galván Pérez, 2006)

Las taquicardias ventriculares con aquellas que tienen origen en los ventrículos y se clasifican en:

**Extrasístoles ventriculares:** es una contracción prematura en las cámaras inferiores del corazón seguida de una pausa, se identifica porque no está precedido de la onda P o presenta una onda P retardada.

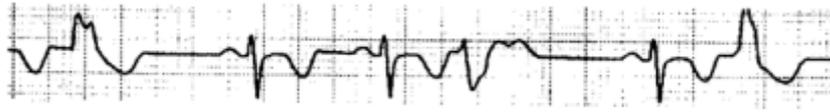


Figura 28. Gráfico de onda ECG con extrasístole ventricular (Galván Pérez, 2006).

**Taquicardia ventricular:** se identifica por la frecuencia cardiaca extremadamente alta en el rango de 150 y 150 latidos por minuto y ritmo cardiaco irregular.

**Fibrilación ventricular:** se identifica mediante la observación del ritmo cardiaco rápido y repetitivamente específicamente observando la irregularidad de los impulsos ventriculares u ondas P y QRS. (Galván Pérez, 2006)

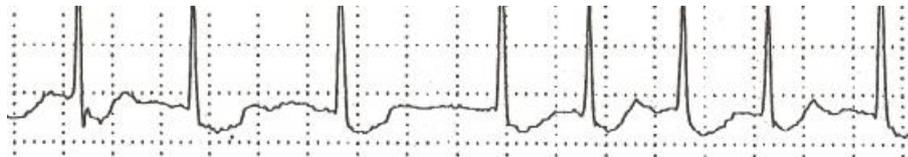


Figura 29. Fibrilación ventricular. (Villarreal Ábrego, 2006)

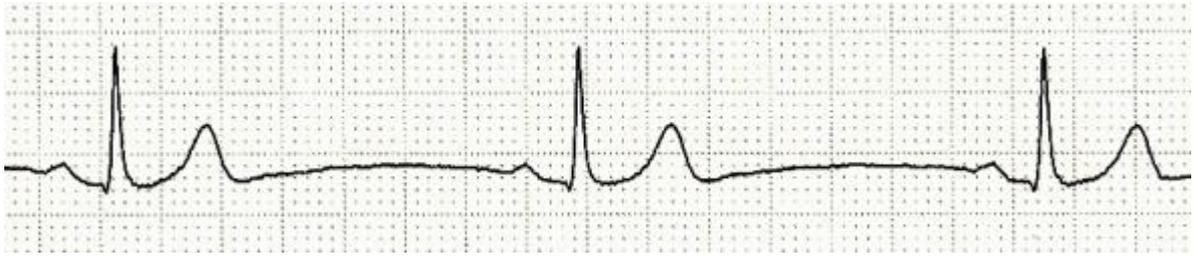
### 3.8.3 Bradicardias.

La bradicardia es la condición en la que una persona tiene trastornos de ritmo que se caracterizan por tener una frecuencia cardiaca menor a 60 latidos por minutos y se originan por fallas en impulsos eléctricos. (Plaza Celemín & et all, 2013)

#### **Bradicardia sinusal**

La bradicardia sinusal es una patología arrítmica originada por irregularidades que perjudican la formación de impulsos en el nodo sinusal y la transmisión de impulsos eléctricos en las aurículas. Se detecta bradicardia sinusal cuando el individuo registra una frecuencia cardiaca inferior a 60 latidos por minuto cuando el nódulo sinusal trabaja como marcapasos principal. (Vogler, Breithardt, & Eckardt, 2012)

Este tipo de arritmia requiere tratamiento médico cuando se detecta frecuencias cardiacas inferiores a 40 latidos por minutos. (Villarroel Ábrego , 2006)



*Figura 30. Bradicardia sinusal. (Villarroel Ábrego , 2006)*

### **Enfermedad de nodo sinusal**

Según Vogler, Breithardt , & Eckardt (2012) “La disfunción o enfermedad del nodo sinusal puede ser consecuencia de diversos trastornos que causan una depresión del automatismo del nódulo sinusal y de la conducción eléctrica a partir de este nódulo y en el tejido peri nodular y auricular”. (p. 657)

## 4 MARCO METODOLÓGICO

### 4.1 Diseño del prototipo – Arquitectura del sistema.

En el desarrollo del prototipo de detección de taquicardia y bradicardia sinusal se utilizan las siguientes tarjetas electrónicas.

- Tarjeta Olimexino 328.
- Olimex ECG Shield.

El Shield es la tarjeta que permite a la placa Olimexino 328 capturar señales electrocardiográficas mediante la integración de un cable profesional EKG/EMG con conector para electrodos de gel adhesivos.

#### 4.1.1 Puntos de Conexión de las tarjetas electrónicas

El Shield Olimex ECG es la tarjeta de captación y procesamiento de los datos que recepta la placa de desarrollo Olimexino 328 para su amplificación y tratamiento en el software de desarrollo de este proyecto.

Para la transmisión de data que recepta el sensor se realiza mediante los puntos de conexión de las tarjetas superpuestas una sobre la otra. A continuación, se detalla la función de cada uno de los puertos.

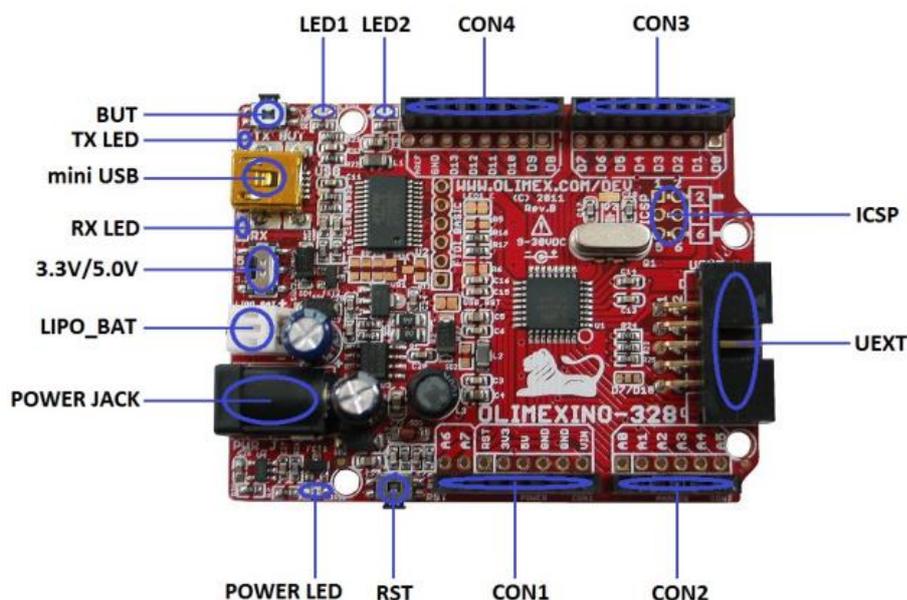


Figura 31. Puntos de conexión de la tarjeta Olimexino 328 (Olimex Ltd, 2018).

Los pines que se detallan a continuación relacionan a las tarjetas que se encuentran montadas una encima de la otra.

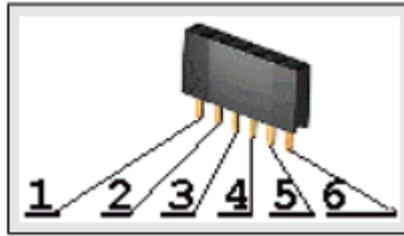


Figura 32. CON1 (Olimex Ltd, 2018)

Tabla 5. CON1-Alimentación

PIN #	Nombre de la señal
1	Reset
2	+3.3V
3	+5V
4	GND
5	GND
6	V <sub>in</sub>

*Nota:* tomada de Olimex (2018)

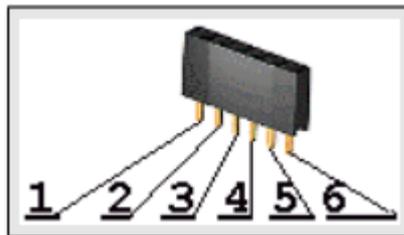


Figura 33. CON2 (Olimex Ltd, 2018)

Tabla 6. CON2-Análogo

PIN #	Nombre de la señal
1	A0
2	A1
3	A2
4	A3
5	A4 (SDA)
6	A5(SCL)

*Nota:* tomada de Olimex (2018)

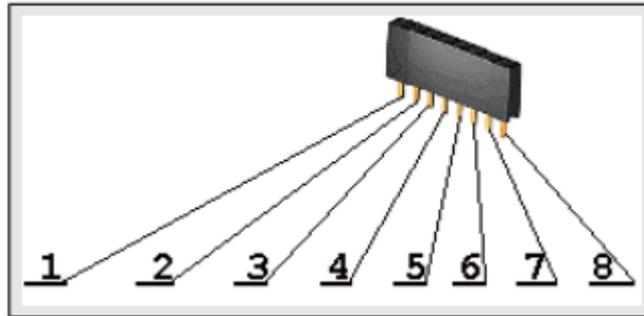


Figura 34. CON3 (Olimex Ltd, 2018).

Tabla 7. CON3-Digitales

PIN #	Nombre de la señal
1	D0(RXD)
2	D1(TXD)
3	D2(BUT)
4	D3
5	D4
6	D5
7	D6
8	D7

Nota: tomada de Olimex (2018)

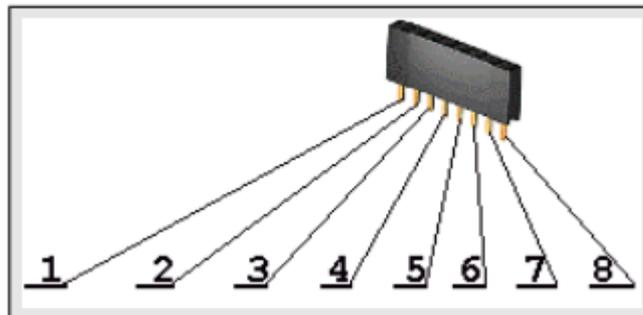


Figura 35. CON4 (Olimex Ltd, 2018)

Tabla 8. CON4-Digitales

PIN #	Nombre de la señal
1	D8
2	D9
3	D10(#SS)
4	D11(MOSI)
5	D12(MISO)
6	D13(CSK/LED1)
7	GND
8	AREFF

Nota: tomada de Olimex (2018)

La tarjeta Olimexino 328 cuenta con la comunicación serial a través del puerto descrito a continuación:

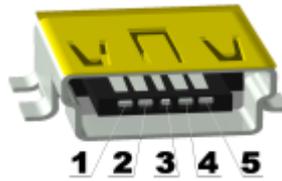


Figura 36. Minipuerto USB (Olimex Ltd, 2018)

Tabla 9. Configuración USB conector

PIN #	Nombre de la señal
1	+5 V Bus Vccin
2	USBDM
3	USBDP
4	No conectado
5	GND

Nota: tomada de Olimex (2018)

#### 4.1.2 Configuraciones físicas del Shield ECG

##### Jumpers

##### REF\_E:

La posición del Jumper REF\_E depende de la placa principal que en este caso es la placa Olimexino 328.

- En caso de que la tarjeta Olimexino 328 proporciona voltaje en el pin AREF el conector digital REF\_E tiene que estar abierto caso contrario cerrado

En este el caso de este proyecto la tarjeta Olimexino 328 se alimenta exclusivamente por el pin 3 del COM 1 con +5 Vdc por esta razón el Jumper del puente REF\_E se encuentra en posición cerrada.

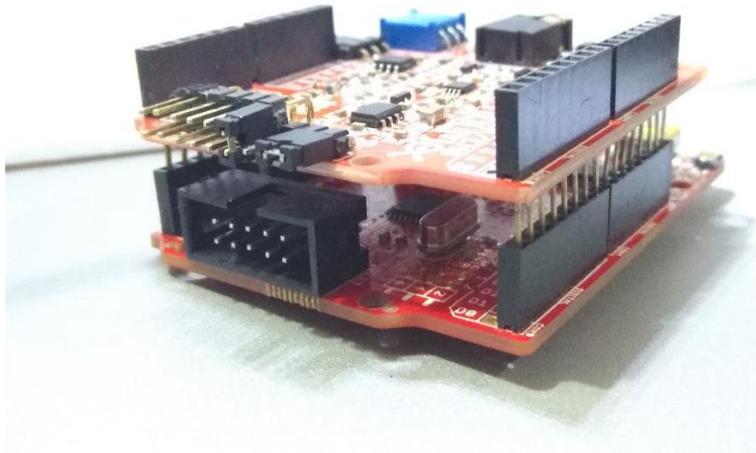
##### D4/D9

El procesador de la tarjeta hace uso del pin D9 de manera predeterminada.

##### AIN\_SEL

La conexión de estos pines a través del jumper es el encargado de direccionar el canal que utiliza el Shield, si se está utilizando más de un Shield apilado es necesario cambiar del 1 al 3.

En este caso particular que se requiere el uso de un solo Shield Olimex ECG el jumper se ubica en la posición 1.



*Figura 37. Montaje de las tarjetas electrónicas.*

Foto de Gissella Fernández y Fátima Gordillo (2018)

Fuente: Datos de la Investigación.

### **Características técnicas de los sensores**

Los sensores de este de proyecto son Electrodo de gel y un cable con conector snap para ubicar los electrodos

Los electrodos ECG son dispositivos simples que poseen aproximadamente un 5% de gel sólido y un 75% de material adhesivo. El gel solido es una composición de sales que reacciona al contacto con la piel.



*Figura 38. Cable conector de electrodos. (Olimex Ltd, 2018)*

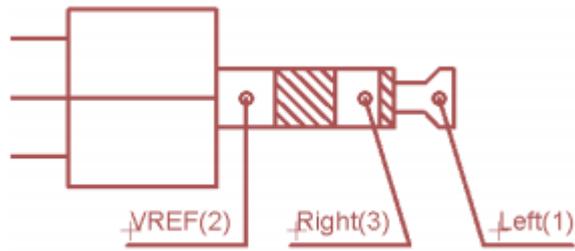


Figura 39. Pin del cable conector de electrodos ECG. (Olimex Ltd, 2018)

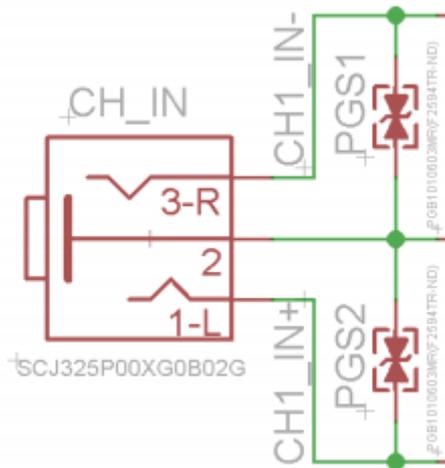


Figura 40. Entrada de pin de cable de electrodo en la tarjeta Shield ECG. (Olimex Ltd, 2018)

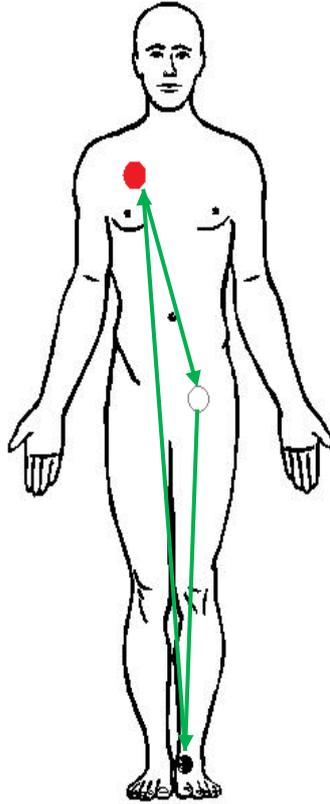


Figura 41. Electrodo de gel para ECG.

Foto de Gissella Fernández y Fátima Gordillo (2018)  
Fuente: Datos de la Investigación.

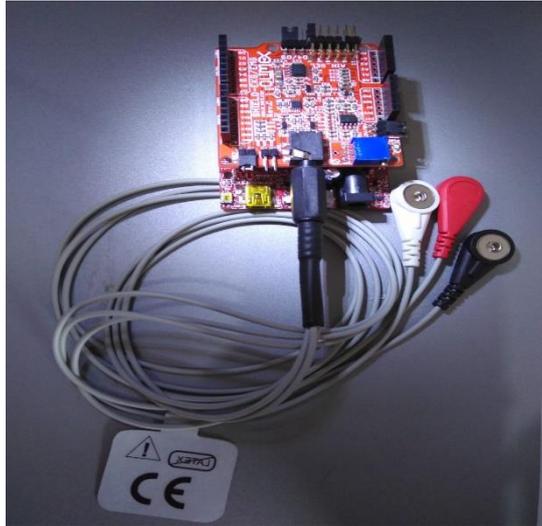
## Conexión de los sensores

Durante el desarrollo de la investigación de este proyecto se pudo determinar que existen diferentes zonas del cuerpo en las cuales se puede aplicar el triángulo de Einthoven para la detección de la actividad eléctrica del corazón.



*Figura 42.* Ubicación de los electrodos.

El conector de color rojo se ubica en la parte baja del hombro derecho como se muestra en la figura 42, el conector blanco en la parte baja izquierda de la cadera y finalmente el conector que da la referencia en la parte interior del tobillo.

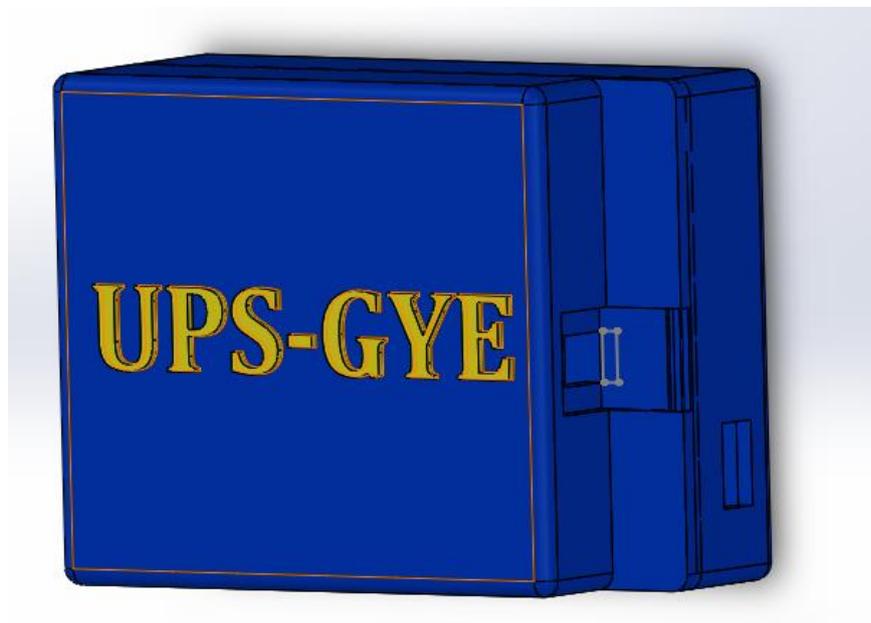


*Figura 43.* Integración tarjetas electrónicas y sensores.

Foto de Gissella Fernández y Fátima Gordillo (2018)  
Fuente: Datos de la Investigación.

#### **4.1.1 Diseño del case**

Este diseño mecánico es la carcasa del prototipo elaborado con las medidas de las tarjetas para proteger los componentes electrónicos de cada una. Este diseño fue realizado en el software SolidWorks e impreso con tecnología 3D en material ABS color azul con detalles en relieve alto de color amarillo.



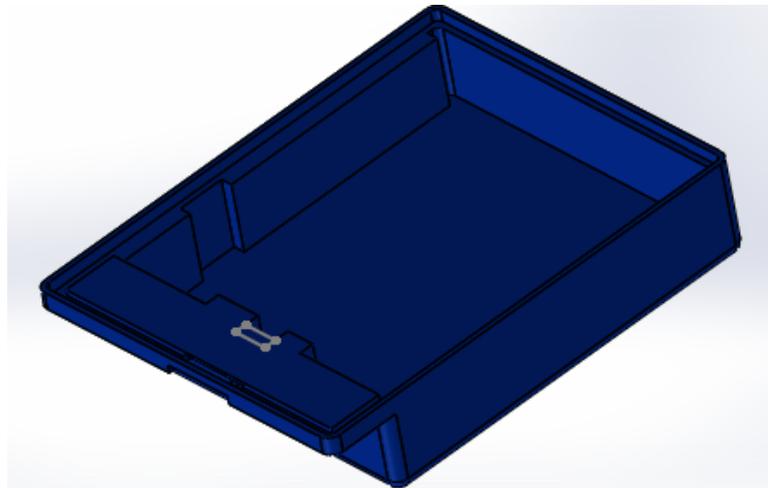
*Figura 44.* Vista frontal

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



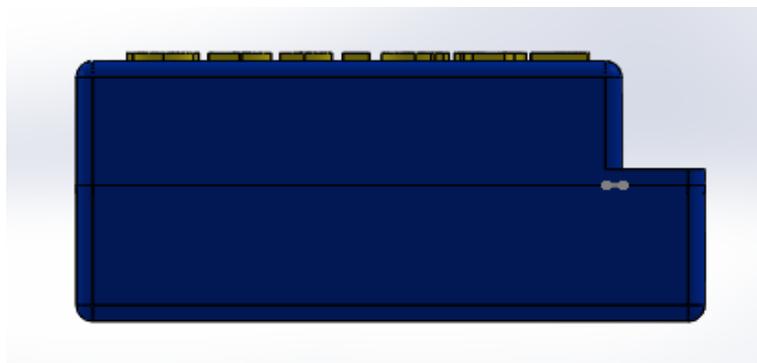
*Figura 45.* Tapa posterior vista interior.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 46.* Tapa superior vista interior

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 47.* Vista lateral.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

## 4.2 Diseño del Software

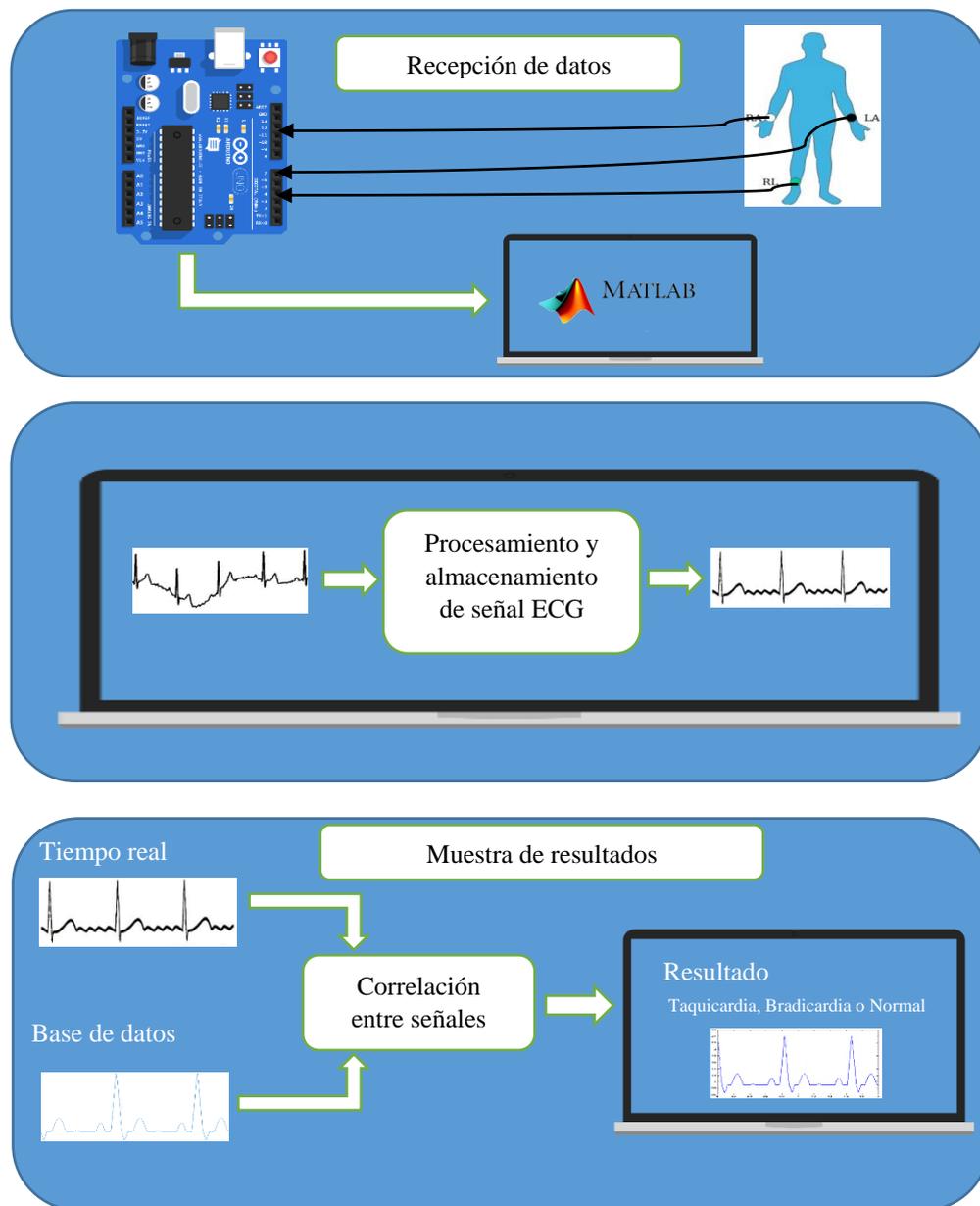


Figura 48. Diagrama del proceso del programa.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

Como se muestra en la figura 48, el programa se divide en tres grupos:

- Recepción de datos
- Procesamiento y almacenamiento de las señales
- Correlación y resultado final

### 4.2.1 Recepción de datos

Para la recepción de datos se carga el programa de captación e interpretación en la placa Olimexino 328, este programa obtiene la información recibida de los electrodos, tomando una muestra cada 0.004 segundos con la ayuda de la librería “FlexiTimer2” la cual facilita la implementación de funciones repitiendo su ejecución exactamente en el tiempo configurado, los pines análogos utilizados son A0 y A1, los valores de estos son sumados y enviados mediante la comunicación serial a una velocidad de 57600 bit por segundo.

Al iniciar el programa en Matlab, en primera instancia se crea la base de datos que contendrá todas las posibles señales con una duración de 2 segundos correspondientes a bradicardia, taquicardia o normal, las mismas que son generadas mediante funciones en Matlab que puede simular la señal ECG que crea por separado cada parte de la señal( P, QRS, T, U) para luego reconstruirla y replicarla dependiendo de la duración seleccionada, la ventaja de esta simulación es que se puede obtener cualquier tipo de señal con tan solo modificar su heart beat, la muestras para la generación de estas señales son tomadas cada 0.004 segundos, una vez generada cada una de las señales se las normaliza para que tengan valores entre 1 y -1, con esto logramos tener nuestro centro de la señal en el origen.

Seguidamente se crea la conexión serial entre la placa base Olimexino 328 y Matlab obteniendo así las muestras del individuo de prueba en tiempo real, se toma el primer grupo de muestras del cual se espera obtener dos señales ECG con una duración de 2 segundos con muestras cada 0.004 segundos, cada muestra se tomara desde el comienzo de la onda R, para saber en qué momento se considera que es el inicio de la onda R se configura un threshold el cual será el límite superior, si la señal pasa ese límite es considerado una onda R y se comenzara a captar la señal con una duración de 2 segundos al igual que la base de datos. De la misma manera de tomarán las siguientes muestras tantas veces como se haya configurado, la configuración por defecto es de obtener 4 señales ECG, estas muestras son guardadas en una matriz de datos para luego procesarlas.

#### **4.2.2 Pre-Procesamiento y almacenamiento de las señales**

Luego de obtener las señales de duración de 2 segundos en tiempo real captadas por el Olimexino 328 comienza la etapa de preprocesamiento, la cual consiste inicialmente en el preparado de las señales, eliminando las frecuencias altas generadas por interferencias causadas por el entorno, estas frecuencias, que por lo general se encuentran dentro del rango de 50 Hz a 60 Hz, son consideradas ruidos para el sistema, pudiendo afectar su resultado final y fiabilidad. Para realizar esta eliminación es necesario el uso de un filtro pasa bajo, en este proyecto se utilizó un filtro con respuesta de impulso de duración finita (FIR) de tipo de orden mínimo.

Una vez eliminado el ruido es necesario normalizar las señales para eliminar tendencias no lineales, obteniendo así una señal con valores entre 1 y -1 con su centro en el cero, esta se logra mediante las funciones Polyfit y Polyval, fácilmente accesibles en Matlab.

#### **4.2.3 Procesamiento y resultado final**

Se compara cada señal obtenida con toda la base de datos generada al inicio del programa, inicialmente se comparan las longitudes de las señales (señal de tiempo real y señal de base de datos) y se toma el número de muestras menor, para de esta forma realizar la correlación entre ambas señales, la correlación utilizada es la de Spearman debido a que se especializa en señales monótonas entregando así una mayor fiabilidad en el resultado. Esta correlación devolverá un valor entre 1 y -1, lo que significa que mientras más alejado esté de 0 mayor correlación existen entre las señales comparadas.

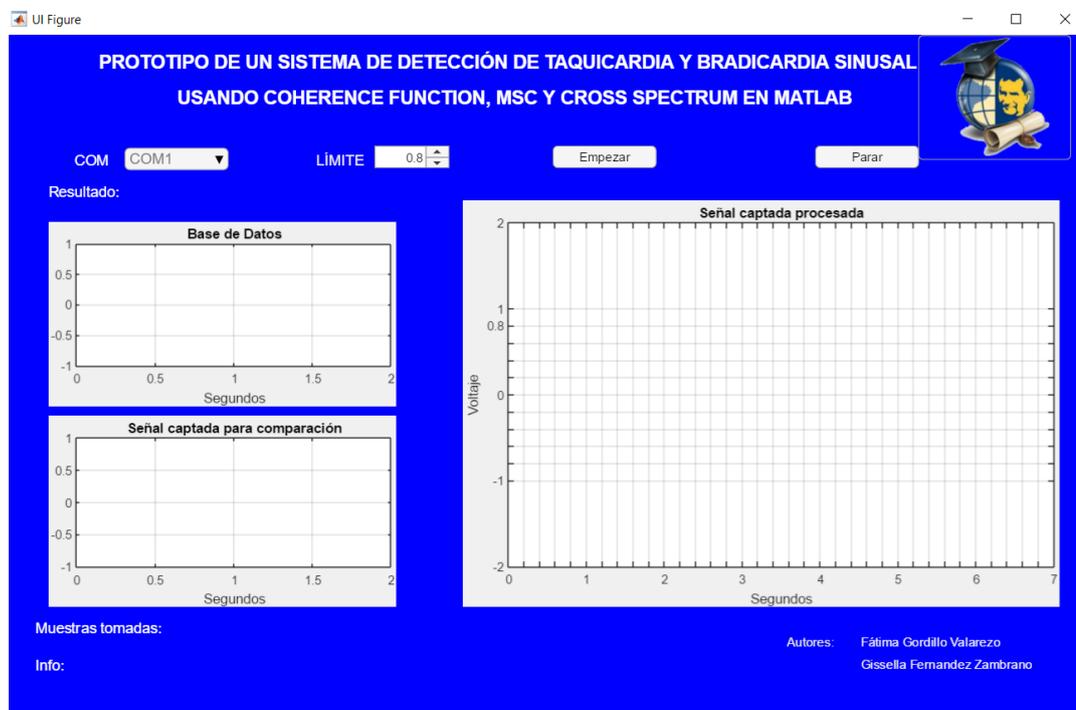
Por cada señal captada en tiempo real, se obtendrá un valor de correlación máximo, que corresponderá a la comparación de todas las correlaciones realizadas de la señal con la base de datos, debido a que en la base de datos se tiene relacionado las señales con su correspondiente grupo(taquicardia, bradicardia o normal) se puede identificar fácilmente a que grupo corresponde dicha correlación máxima, guardando estos valores en una lista de resultados(se guardaran las descripciones, si son bradicardia, normal o taquicardia con sus respectivos valores de correlación)

Al final se comparará el número de bradicardias, taquicardia y normales obtenidas de las correlaciones, seleccionando el de mayor frecuencia como resultado final.

Para corroborar estos resultados también se aplica Cross Spectrum entre la señal de la base y las señales captadas en tiempo real, estas comparaciones se realizan en el dominio del tiempo y es por eso por lo que fue necesario la normalización de las señales, como resultado de esa función se devuelve una nueva señal con valores entre 0 y 1, donde 1 significa que existe una alta coherencia entre las señales comparadas.

### 4.3 Interfaz gráfica

La interfaz gráfica se la realizo de manera sencilla y amigable para el usuario final, el mismo que no necesariamente debe estar familiarizado con el programa, pero le debe ser intuitivo como se muestra en la figura 49. La interfaz está dividida en 3 partes principales:



*Figura 49.* Interfaz gráfica del programa.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

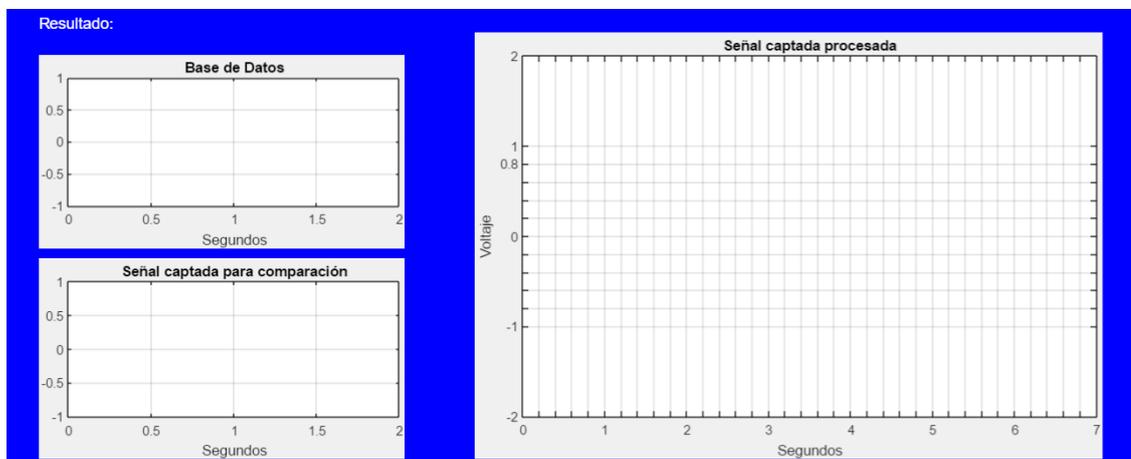
#### 4.3.1 Cabecera



*Figura 50* Cabecera de la interfaz gráfica.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

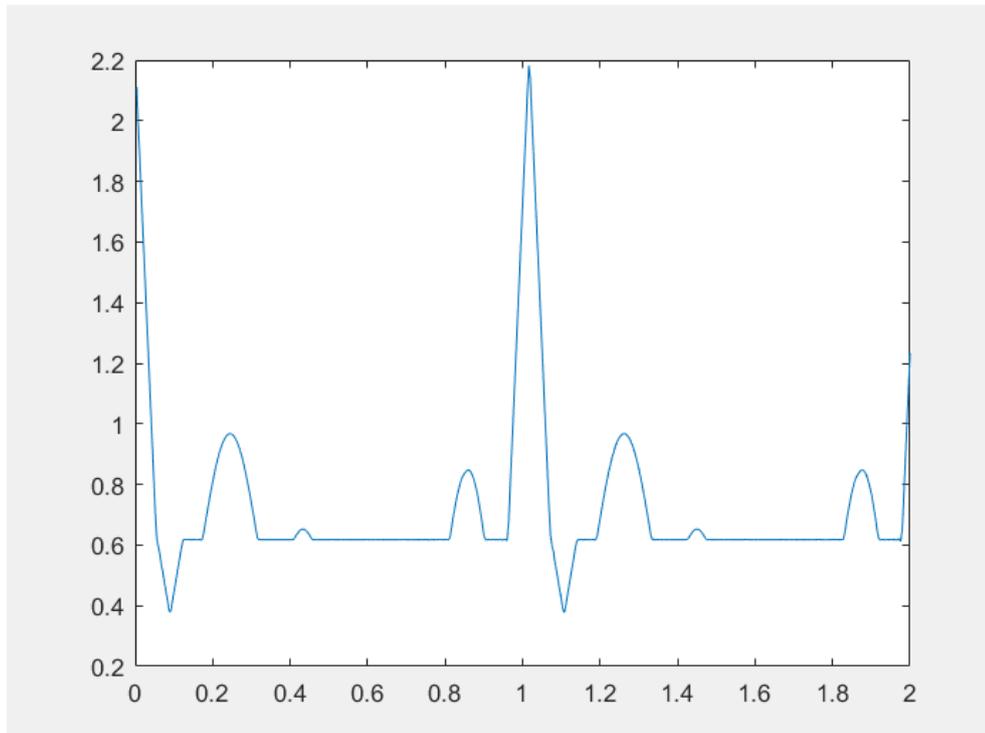
La figura 50 muestra la cabecera del programa donde aparece el tema del proyecto implementado, un SelectBox donde se podrá seleccionar el puerto de comunicación serie con el que se conecta la placa base Olimexino 328, una caja de texto para ingresar el threshold o límite superior de la onda del cual dependerá el punto de partida o referencia para que el programa inicie el muestreo después de dos segundos, el botón iniciar pone en marcha el programa y la captura de datos, el botón parar interrumpe el programa y la captación de datos.

### 4.3.2 Cuerpo

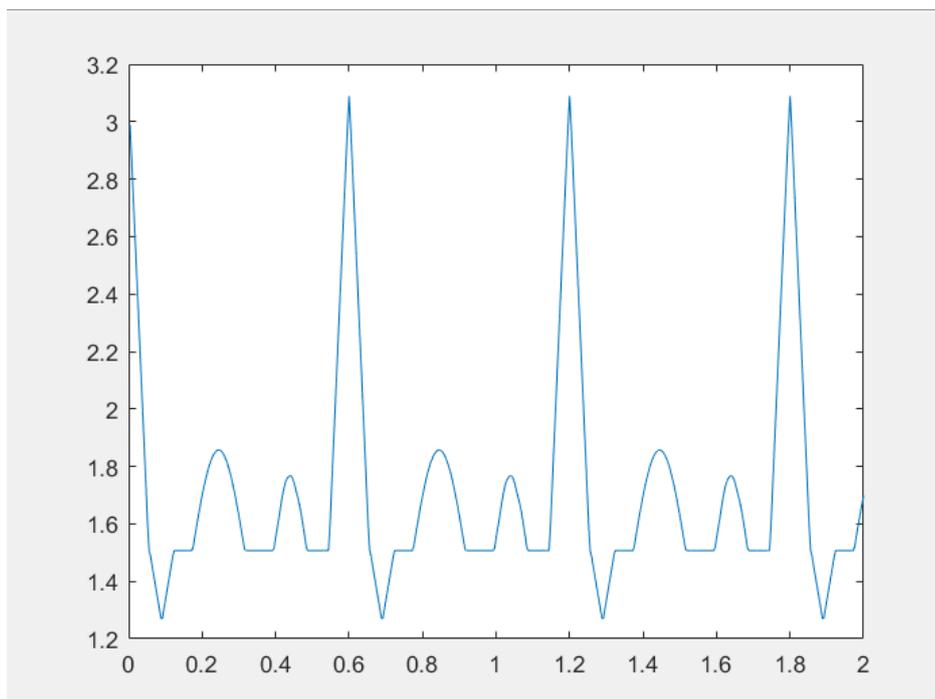


*Figura 51.* Cuerpo de la interfaz gráfica.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

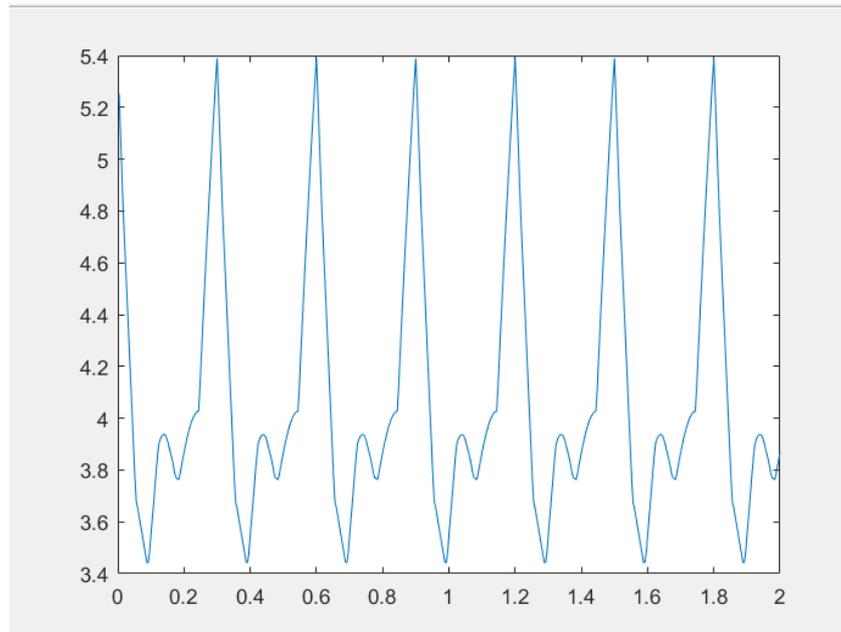
De acuerdo con la figura 51, el gráfico superior del lado izquierdo corresponde a las señales generadas en la base de datos, el cual muestra progresivamente todas las posibles señales generadas en la simulación al iniciar el programa, el grafico del lado derecho muestra las señales captadas en tiempo real por el sensor que están siendo graficados con un retardo de 0.004 segundos cada una, correspondiente a la señal de la persona tratada en ese momento. Al finalizar el análisis el programa muestra resultado de forma gráfica mostrando la señal ideal de la patología o la señal ideal normal de la señal de la base de datos con la que obtuvo una mayor correlación en el procesamiento en la parte inferior del lado izquierdo se muestra la gráfica de la señal real con mayor porcentaje de similitud con la que se correlaciona la base de datos, adicional se muestra en dos texLabel con diagnóstico final y el porcentaje de similitud respectivamente.



*Figura 52.* Señal ECG ideal de arritmia Bradicardia generada en la base de datos.  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 53.* Señal ECG ideal normal.  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 54.* Señal ECG ideal de arritmia generada en la base de datos.  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

### 4.3.3 Pie de programa



*Figura 55.* Pie de la interfaz gráfica.  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

La figura 55 muestra el área de estados de la aplicación, el cual informa sobre la actividad está realizando el programa. (Conectando al dispositivo, obteniendo datos, procesando señales, etc.)

Generando base de datos: Se compilan las funciones que generan las ondas ideales, generando la base de datos de las señales ideales de las diferentes patologías y normales.

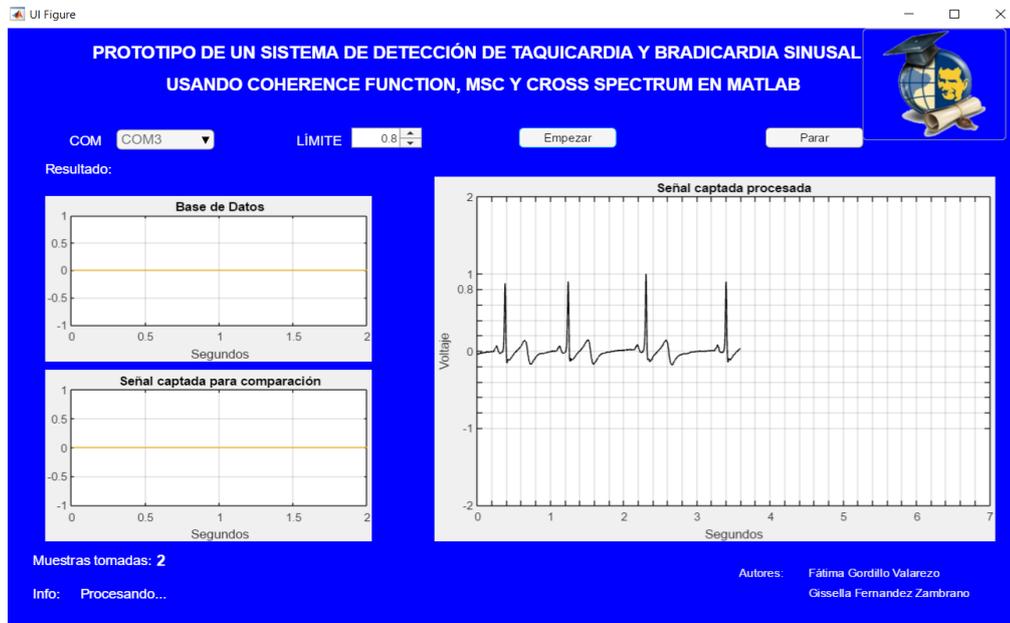
Conectando dispositivo: Se establece la conexión serie entre la placa base y Matlab.

Obteniendo datos: Este estado representa la fase en donde los sensores están captando la información que es receptada por la placa base y almacenados en el programa.

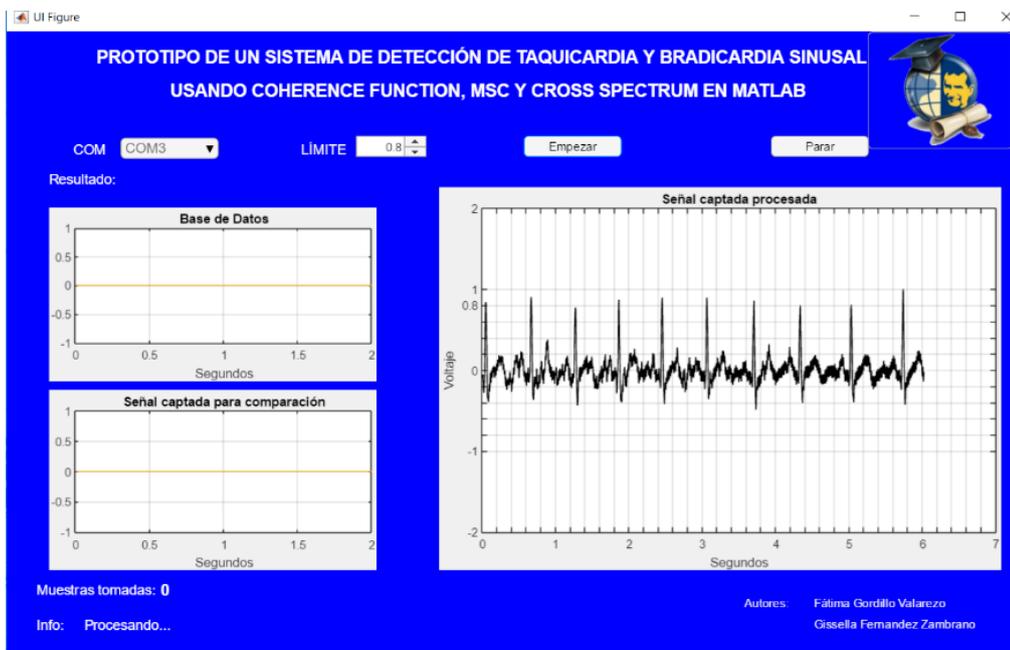
Numero de muestras: El programa está muestreando las señales para la correlación.

Procesando Señales: La correlación de señales se ejecuta en este estado del programa, en este momento las señales formadas por la base de datos y las señales captadas por los sensores son procesada por los algoritmos de correlación.

Finalizado: El programa está mostrando el resultado en la pantalla.



*Figura 56.* Programa en Funcionamiento.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 57.* Prueba aplicando interferencia de 60 Hz de red eléctrica pública.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación

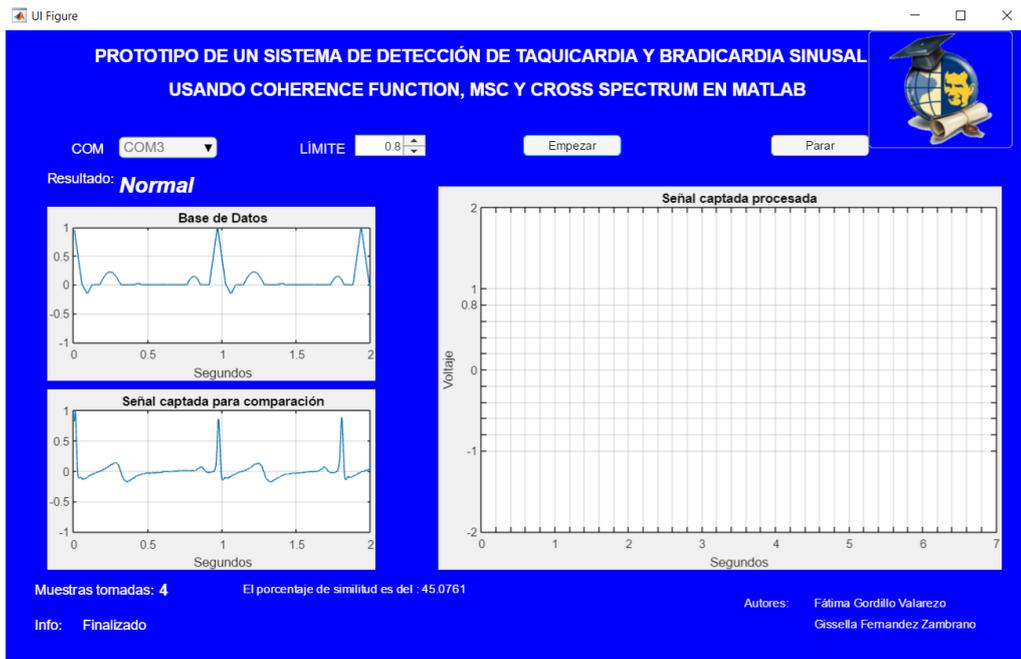


Figura 58. Ambiente visual de prueba completa.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

## **5 PRUEBAS Y VALIDACIÓN**

### **5.1 Protocolo de pruebas.**

Para la realización de las pruebas de funcionamiento del prototipo se implementa un protocolo de pruebas que permite tomar las muestras de manera correcta y sin interferencias que dificulten la toma de las señales electrocardiográficas

#### **5.1.1 Despojarse de prendas metálicas**

El primer paso consiste en quitarse de las vestiduras cinturones que contenga metal, monedas anillos o dentaduras postizas esto evita que los elementos metálicos hagan interferencia eléctrica

#### **5.1.2 Limpiar de la piel del paciente.**

Se procede a verificar que el paciente no contenga exceso de grasa o sudor en la piel para evitar el desprendimiento del electrodo y así garantizar que la señal sea tomada de manera correcta.

#### **5.1.3 Colocar los electrodos**

Una vez que se sabe que la piel está óptima para colocar los sensores se detecta la zona del cuerpo en donde se va a pegar el electrodo.

#### **5.1.4 Colocar los cables a los electrodos**

Después de ubicar en el cuerpo los tres electrodos necesarios se colocan los cables electrocardiográficos ordenados de acuerdo con la polaridad correcta de la derivación a tomar.

#### **5.1.5 Preparación del equipo.**

Se conecta el cable de datos del prototipo al computador y se escoge el puerto de transmisión y recepción de datos.

### 5.1.6 Tiempo de reposo y espera

En esta etapa el paciente espera hasta que el prototipo tome el número de las muestras para realizar la evaluación y emitir el resultado.

## 5.2 Pruebas

Las pruebas de funcionalidad y aceptación de este prototipo se llevaron a cabo en distintos escenarios de evaluación.

En el primer escenario se realizaron las pruebas de funcionamiento en las instalaciones de la Universidad Politécnica Salesiana en el laboratorio de diseño electrónico en presencia del tutor de este proyecto.

Para la realización de las pruebas de funcionamiento de la siguiente etapa se pone en práctica el protocolo implementado y sugerido por el médico cardiólogo Dr. Marlon Ruiz Segovia medico principal del consultorio de cardiología “Mater Dai”

20 de los 50 adultos mayores de la Fundación Lenin Cali Nájera se realizaron las pruebas médicas en primer lugar con el equipo médico marca EDAN modelo SE 1200 Express que se muestra en la figura 59 este es un equipo médico de 12 derivaciones con pantalla táctil y teclado alfanumérico e impresora integrada y cables electrocardiógrafos con sensor tipo pinza y tipo pera. (Edan Instruments, Inc., 2005)



Figura 59. Electrocardiógrafo comercial. (Edan Instruments, Inc., 2005)

Luego de que los pacientes se realizaban el electrocardiograma comercial se verificaba si el resultado contenía alguna cardiopatía relacionada con el proyecto y

se procedía posteriormente a realizar las pruebas con el prototipo para realizar la comparación con el resultado del prototipo.

Con los datos obtenidos en estas pruebas se elaboró una base de datos en Excel (ver anexo 2) que recoge la información recopilada durante los días de pruebas del prototipo.



*Figura 60.* Pruebas funcionales.

Foto de Gissella Fernández y Fátima Gordillo (2018)  
Fuente: Datos de la Investigación.

### 5.3 Experimentos y resultados

Tabla 10. Prueba realizada número 1

Prueba N.	Criterio por evaluar
1	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
Caso de Uso	Fecha:
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
Responsables	

Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
BRADICARDIA	BRADICARDIA
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta desaceleración de su actividad cardiaca y por tanto bradicardia sinusal.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 11. Prueba realizada número 2

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
2	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>

BRADICARDIA	BRADICARDIA
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta desaceleración de su actividad cardiaca y por tanto bradicardia sinusal.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 12. Prueba realizada número 3

Prueba N.	Criterio por evaluar
3	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 13. Prueba realizada número 4

Prueba N.	Criterio por evaluar
4	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos grafica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> </ul>

	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 14. Prueba realizada número 5

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
5	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	

Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 15. Prueba realizada número 6

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
6	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 16. Prueba realizada número 7

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
7	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 17. Prueba realizada número 8

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
8	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	31/05/2018

<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 18. Prueba realizada número 9

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
9	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	10/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>

PULSO NORMAL CON OTRA PATOLOGÍA	TAQUICARDIA
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el ECG no menciona taquicardia debido a la forma de onda que presenta el paciente, esta forma de onda corresponde a otras cardiopatías no relacionadas a arritmias.	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 19. Prueba realizada número 10.

Prueba N.	Criterio por evaluar
10	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 20. Prueba realizada número 11

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
11	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	19/03/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
BRADICARDIA	BRADICARDIA
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta desaceleración de su actividad cardiaca y por tanto bradicardia sinusal.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 21. Prueba realizada número 12

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
12	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>

Pacientes sanos y con cardiopatías varias	30/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
BRADICARDIA	BRADICARDIA
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta desaceleración de su actividad cardiaca y por tanto bradicardia sinusal.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 22. Prueba realizada número 13

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
13	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	30/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	

Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
TAQUICARDIA	TAQUICARDIA
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta cardiopatía arrítmica de tipo taquicardia de manera transitoria por días.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 23. Prueba realizada número 14

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
14	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	30/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 24. Prueba realizada número 15

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
15	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	30/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 25. Prueba realizada número 16

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
16	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	30/05/2016

<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NO SE PUEDE DETERMINAR
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el ECG no menciona taquicardia debido a la forma de onda que presenta el paciente, esta forma de onda corresponde a otras cardiopatías no relacionadas a arritmias.	100% El prototipo no puede determinar el resultado debido a que la comparación de las funciones no pudo establecer una correlación mayor.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 26. Prueba realizada número 17

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
17	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	31/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	

<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 27. Prueba realizada número 18.

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
18	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	31/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 28. Prueba realizada número 19

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
19	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	31/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
TAQUICARDIA	TAQUICARDIA
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta cardiopatía arrítmica de tipo taquicardia de manera transitoria por días.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 29. Prueba realizada número 20

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
20	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>

Pacientes sanos y con cardiopatías varias	31/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	
<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 30. Prueba realizada número 21

<b>Prueba N.</b>	<b>Criterio por evaluar</b>
21	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Generaciones de la base de datos gráfica de señales ECG normales y arrítmicas.</li> <li>• Generación de señal ECG del paciente.</li> <li>• Emisión de resultados</li> <li>• Índices de fallas</li> </ul>
<b>Caso de Uso</b>	<b>Fecha:</b>
Pacientes sanos y con cardiopatías varias	31/05/2018
<b>Responsables</b>	
Gissella Fernández- Fátima Gordillo	
<b>Entrada de datos</b>	
Señal ECG mediante electrodos - Transmisión de datos mediante puerto serie	
<b>Resultados esperados</b>	
Obtener una gráfica ECG comparable con la base de datos generada para la obtención del diagnóstico real de cardiopatía arrítmica o normal.	

<b>Resultado ECG comercial</b>	<b>Resultado de Prototipo</b>
NORMAL	NORMAL
<b>Criterios de aprobación</b>	<b>Criterios de fallos</b>
El especialista indica que el paciente presenta o no presenta cardiopatías arrítmicas.	0%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

## 5.4 Validación y comentarios de un especialista

### 5.4.1 Validación profesional

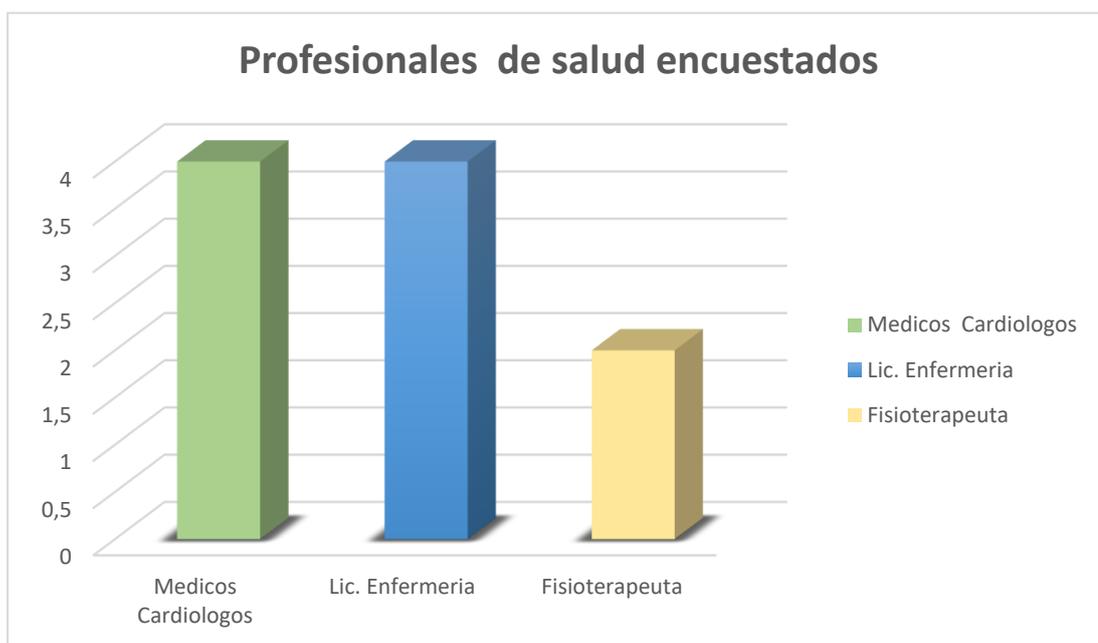
Para la validación profesional del prototipo del sistema de detección de taquicardia y bradicardia sinusal usando los métodos de coherencia, MSC y Cross Spectrum en Matlab se realizó una encuesta dirigida a profesionales del área de salud (ver anexo 6) en materia de cardiología, enfermería o cuidados del adulto mayor y fisioterapeutas.

Se escogió una población total de 10 profesionales que observaron el funcionamiento del prototipo.

Tabla 31. Perfil profesional de los encuestados.

<b>Profesionales de salud encuestados</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Médicos Cardiólogos	4	40%
Lic. Enfermería	4	40%
Físico-terapeuta	2	20%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 61.* Gráfico estadístico – Personal de salud encuestado.  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La tabla estadística numero 31 permite identificar a los 10 profesionales del área salud; el 40% son médicos con la especialidad de cardiología equivalente a 4 profesionales, 40% son licenciados en enfermería equivalente a 4 profesionales y 20% fueron fisioterapeutas.

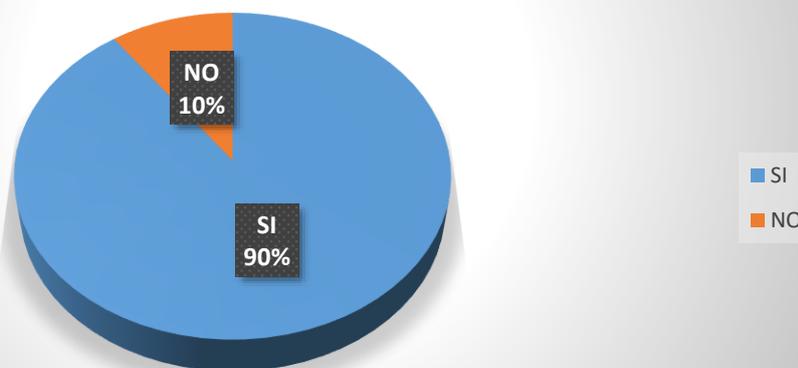
**1.** ¿Cree usted que el dispositivo es práctico, comprensible y amigable al usuario?

Tabla 32. Tabulación de datos de la pregunta número 1

	Frecuencia	Porcentaje (%)
<b>SI</b>	9	90%
<b>NO</b>	1	10%
<b>TOTAL</b>	10	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

## ¿Cree usted que el dispositivo es práctico, comprensible y amigable al usuario?



*Figura 62.* Gráfico estadístico de la pregunta número 1.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La tabla estadística 32 permite verificar que el 90% de los profesionales califica el prototipo implementado como un dispositivo práctico, fácil de usar y amigable al usuario, y el 10% equivalente a un profesional considera que el prototipo no es fácil de usar

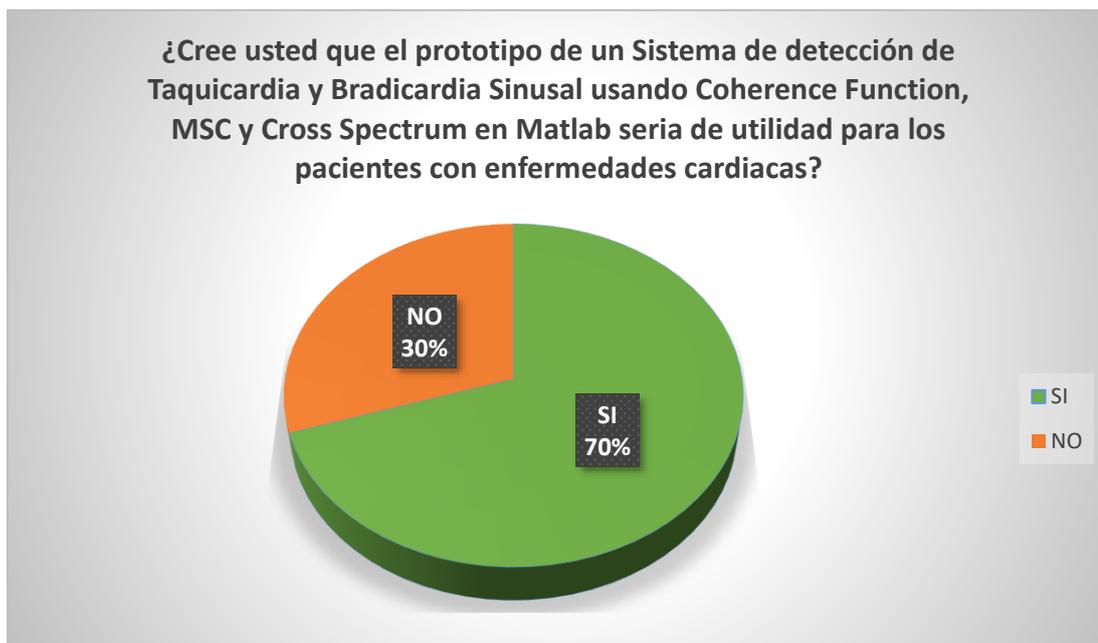
Dentro de esta pregunta dicotómica se incorporó una pregunta abierta para que el encuestado justifique su respuesta el 50% de los encuestados lo hicieron, de los cuales el 40 % respondió que le parecía un dispositivo portable, usable en cualquier ambiente que capaz de dar un diagnóstico preventivo a sus pacientes.

- ¿Cree usted que el prototipo de un Sistema de detección de Taquicardia y Bradicardia Sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab sería de utilidad para los pacientes con enfermedades cardíacas?

Tabla 33. Tabulación de datos de la pregunta número 2

	Frecuencia	Porcentaje (%)
<b>SI</b>	7	70%
<b>NO</b>	3	30%
<b>TOTAL</b>	10	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 63.* Gráfico estadístico de la pregunta número 2.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La tabla estadística 33 muestra que el 70% de los profesionales encuestados piensa que el prototipo sería de utilidad para las personas que padecen alguna patología cardíaca, el 30% de los encuestados equivalente a 3 personas considera que esta herramienta no sería de utilidad para personas con afectaciones cardíacas

Dentro de esta pregunta dicotómica se incorporó una pregunta abierta para que el encuestado justifique su respuesta el 100% de los encuestados lo hicieron, de los cuales el 70 % respondió que el dispositivo sería de utilidad para un paciente con patologías cardíacas debido a que permite obtener un diagnóstico previo rápidamente sobre el estado del corazón en ese instante que sirva que ayude al médico especializado a realizar pruebas especializadas.

El 30% restante justificó su respuesta indicando que el dispositivo sería de mayor ayuda como herramienta de tipo preventiva para personas no afectadas por enfermedades del corazón.

3. ¿Usted como personal médico confiaría en el diagnóstico previo que emite un dispositivo electrónico que detecta arritmias en pacientes con enfermedades del corazón?

Tabla 34. Tabulación de datos de la pregunta número 3

	Frecuencia	Porcentaje (%)
<b>SI</b>	10	100%
<b>NO</b>	0	0%
<b>TOTAL</b>	10	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

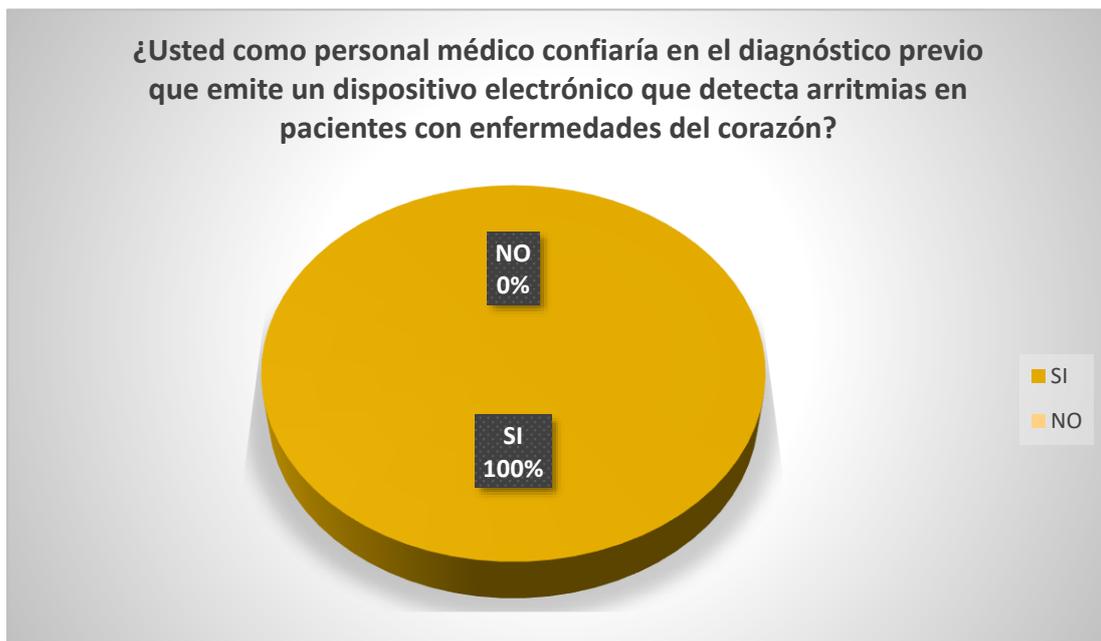


Figura 64. Gráfico estadístico de la pregunta número 3.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La tabla estadística 35 muestra los resultados estadísticos de la pregunta número 3 referente a la confiabilidad del sistema el 100% de los profesionales encuestados considera que el prototipo muestra una gráfica y diagnóstico real de los pacientes.

4. ¿Cree usted que los avances tecnológicos en materia de medicina son de vital importancia para el desarrollo de la sociedad en general?

Tabla 35. Tabulación de datos de la pregunta numero 4

	Frecuencia	Porcentaje (%)
<b>SI</b>	10	100%
<b>NO</b>	0	0%
<b>TOTAL</b>	10	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.



Figura 65. Gráfico estadístico de la pregunta número 4.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La tabla estadística 36 muestra los resultados estadísticos de la pregunta número 4 referente al impacto social del prototipo en donde se muestra que el 100% de los encuestados consideran importante este trabajo de investigación para la aplicación de las tecnologías en materia médica y así realizar mejoras que beneficien a la sociedad.

5. Del 1 al 4 siendo 1 deficiente y 4 suficiente ¿cómo calificaría usted el funcionamiento del prototipo de un Sistema de detección de Taquicardia y Bradicardia Sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab?

Tabla 36. Equivalencia de respuestas de la pregunta 5

<b>Equivalencia</b>	
<b>1</b>	No funciona
<b>2</b>	Contiene errores graves
<b>3</b>	Contiene errores leves
<b>4</b>	Funciona correctamente

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

Tabla 37. Tabulación de datos de la pregunta numero 5

	Frecuencia	Porcentaje (%)
<b>1</b>	0	0%
<b>2</b>	0	0%
<b>3</b>	2	20%
<b>4</b>	8	80%
<b>TOTAL</b>	10	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

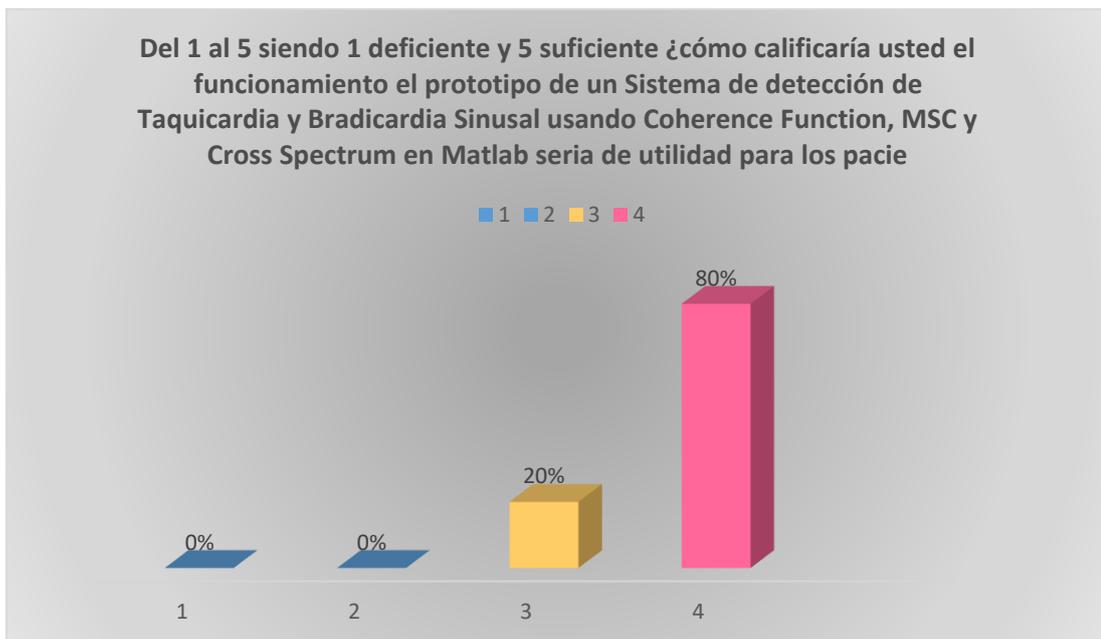


Figura 66. Gráfico estadístico de la pregunta número 5.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La figura 66 muestra que el 80% de los encuestados piensa que el prototipo funciona correctamente ante las pruebas expuestas, aunque el 20% de los encuestados opina que el sistema tiene leves errores.

En el justificativo de la respuesta el 20% de los encuestados que opina que hay errores leves se refirieron a las gráficas mostradas como base de datos ambos hicieron la sugerencia de ampliar la base de datos de graficas de patologías de arritmias como imágenes de todo tipo de tamaños de ondas.

**6. ¿Qué sugerencia haría usted para la mejora de este dispositivo electrónico?**

**Análisis:** La pregunta número 6 de la encuesta realizada es una pregunta abierta que permite medir los criterios a considerar para realizar mejoras a futuro de este proyecto a continuación se detalla la opinión de los encuestados que decidieron responder a esta pregunta abierta.

1. Medico Cardiólogo: “Este proyecto debería fusionarse con empresas desarrolladoras para integrarle herramientas que permitan usarlo con la portabilidad de un pulsioxímetro, sin cables y sin computadora”
2. Medico Cardiólogo: “Se debería agrandar la pantalla par la mejor visualización de la onda cardiaca, esta grafica es muy buena y puede ser aprovechada mucho mejor por los médicos”
3. Licenciada en enfermería: “Me parece excelente este dispositivo, y muy útil en el hogar no solo para pacientes sino también para personas que no tienen enfermedades, podría mejorarse únicamente el estilo de la pantalla para que se vea más comercial”
4. Licenciada en enfermería: “Los cables que se conectan al paciente deben ser más cómodos para aplicarlos correctamente”
5. Licenciada en enfermería: “Me parece que está correctamente creado, podrían hacerlo un poco más portable para dar comodidad de las personas que quieran trasladarlo y monitorearse en distintos momentos del día”

#### **5.4.2 Comentario expreso de un especialista en Cardiología**

Después de haber revisado las pruebas con pacientes de este prototipo, me parece que este equipo es bastante útil para la sociedad, al ser un dispositivo para la prevención de cardiopatías arrítmicas que son muy comunes actualmente en los pacientes.

Es bastante novedoso debido a que su resultado es bastante interesante, no existe dispositivo para el área de cardiología que sea de uso preventivo y doméstico, ya que todos los equipos que son utilizados por esta especialidad son costosos y requieren importación.

Durante las pruebas pude observar que el equipo presentado por las estudiantes muestra ondas muy similares a la que el equipo electrocardiógrafo EDAN SE 1200 entrega en la impresión del ECG, donde se puede observar la onda P, complejo QRS y onda T que son las requeridas para detectar una frecuencia cardiaca normal o arrítmica de taquicardia o bradicardia sinusal.

Considero que este equipo es una herramienta que puede ser utilizada por pacientes en general y especialistas ya que es fácil de aplicar y da buenos resultados.

### **5.5 Validación y prueba de satisfacción del usuario.**

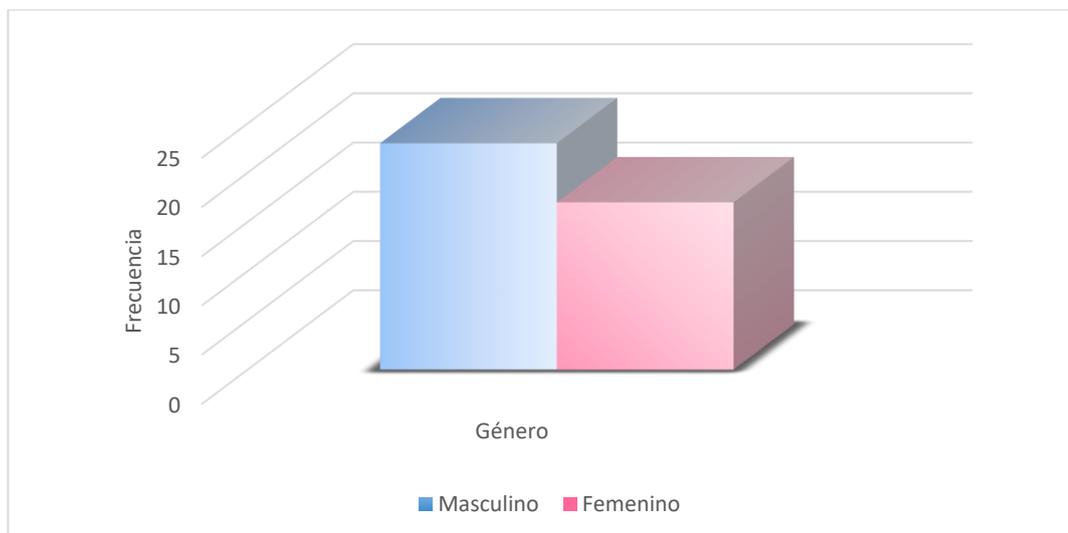
Para la validación y prueba de satisfacción del usuario del prototipo de un sistema de detección de taquicardia y bradicardia sinusal usando los métodos de coherencia, MSC y Cross Spectrum en Matlab se realizó una encuesta a usuarios (ver anexo 7), dirigida a las personas que observaron el funcionamiento del sistema.

La población escogida para la validación fueron 40 adultos mayores pertenecientes al centro diurno Canitas alegres 2 de la fundación Lenin Cali Nájera en el Guasmo Sur, quienes 20 de ellos participaron la fase de pruebas del proyecto.

Tabla 38. Género de los encuestados

<b>Género</b>	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Masculino	23	57%
Femenino	17	43%
<b>TOTAL</b>	40	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 67.* Gráfico estadístico del género de los encuestados  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La tabla estadística 39 permite visualizar el total de 40 adultos mayores fueron encuestados; del cual el 57% equivalente a 23 personas son de género masculino; mientras que el 23% equivalente a 17 personas son mujeres.

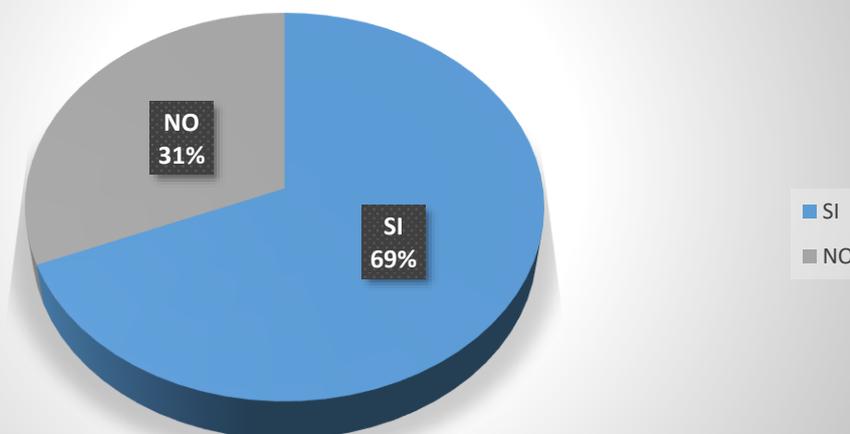
1. Cree usted que las enfermedades del corazón son principal causa de muerte en el Ecuador.

Tabla 39. Tabulación de datos de la pregunta número 1

	Frecuencia	Porcentaje (%)
SI	25	62%
NO	15	38%
<b>TOTAL</b>	40	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

**¿Cree usted que las enfermedades del corazón son principal causa de muerte en el Ecuador?**



*Figura 68.* Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 1  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

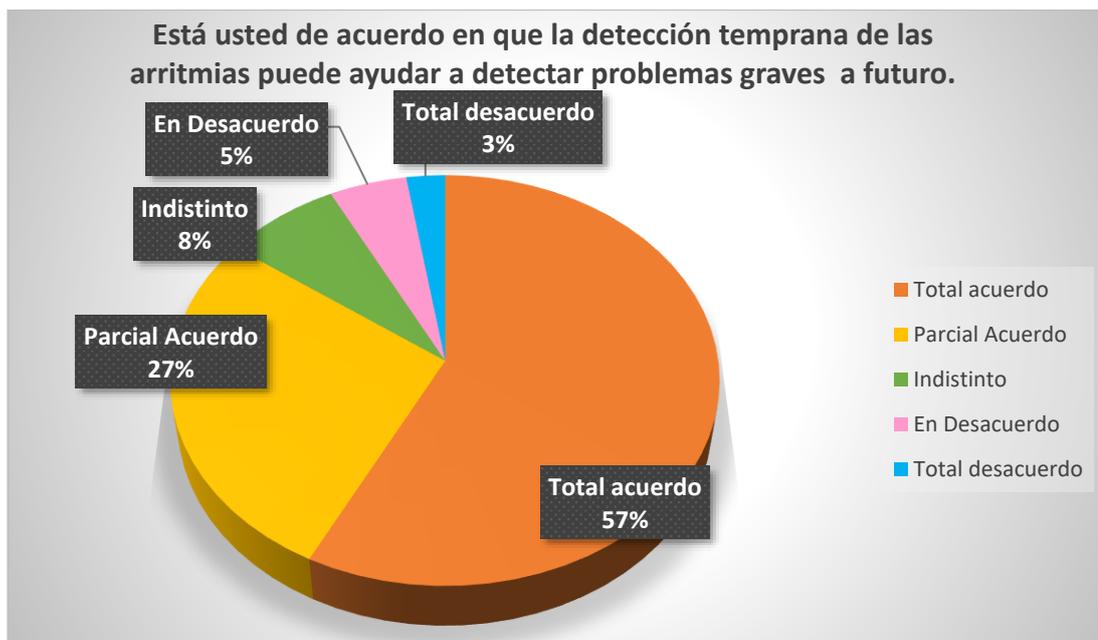
**Análisis:** Mediante los resultados obtenidos en la primera pregunta de la encuesta a los usuarios según la figura 68 se determina que el 62% de los encuestados piensa que las enfermedades cardíacas son un mal social grave que afecta a la sociedad, el 38% opina que las enfermedades cardíacas no son la principal causa de muerte en Ecuador.

2. Está usted de acuerdo en que la detección temprana de las arritmias puede ayudar a detectar problemas graves a futuro.

Tabla 40. Tabulación de datos de la pregunta número 2

	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Total acuerdo	23	57%
Parcial acuerdo	11	27%
Indistinto	3	8%
En desacuerdo	2	5%
Total desacuerdo	1	3%
<b>TOTAL</b>	<b>40</b>	<b>100%</b>

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 69.* Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 2.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

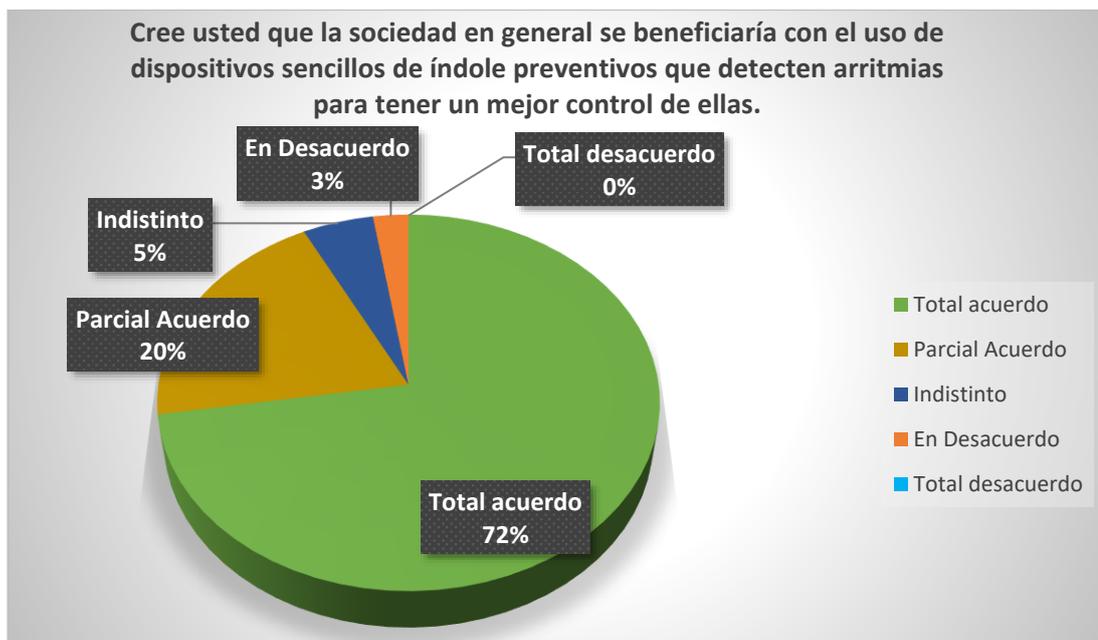
**Análisis:** La figura 69 muestra que el 57% de los encuestados está de acuerdo en que detectar a tiempo una arritmia puede ser ventajoso para un equivalente a 2 personas no está de acuerdo con esta afirmación y una persona considera totalmente errónea que la detención temprana de arritmias puede ayudar a las personas.

3. Cree usted que la sociedad en general se beneficiaría con el uso de dispositivos sencillos de índole preventivos que detecten arritmias para tener un mejor control de ellas.

Tabla 41. Tabulación de datos de la pregunta número 3

	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Total acuerdo	29	72%
Parcial acuerdo	8	20%
Indistinto	2	5%
En desacuerdo	1	3%
Total desacuerdo	0	0%
<b>TOTAL</b>	40	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 70.* Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 3  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

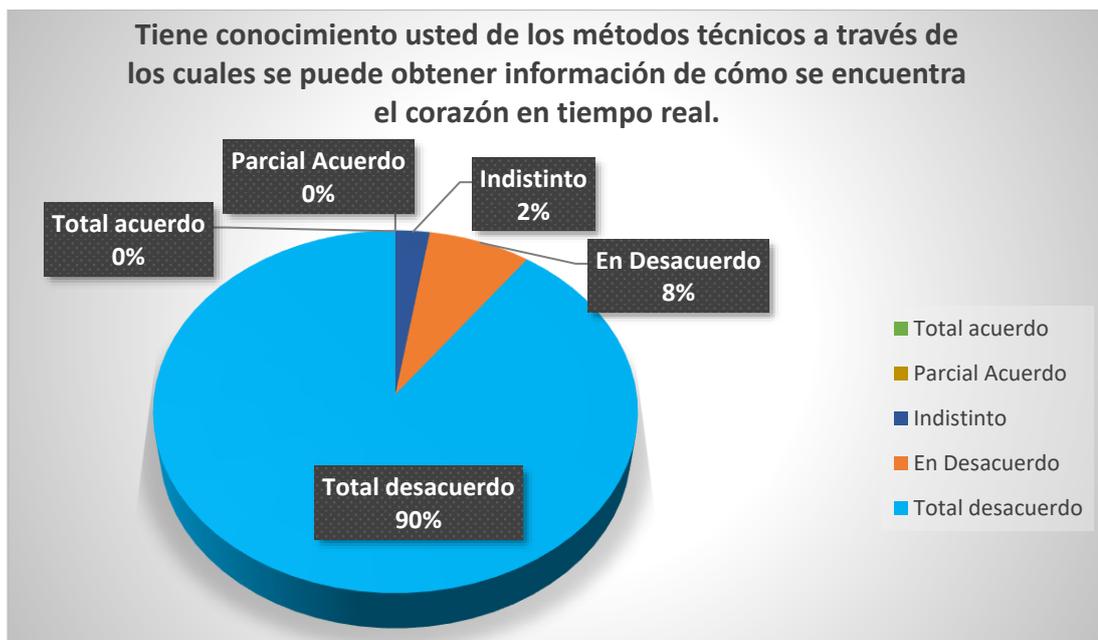
**Análisis:** La tabla estadística número 42 arroja como resultado que el 72% equivalente a 29 adultos mayores está de acuerdo en que el uso del prototipo ayuda al control y prevención de las enfermedades del corazón, el 20% equivalente a 8 personas está parcialmente de acuerdo, el 5% equivalente a 2 personas considera que es indistinto el uso de herramientas preventivas para el control de enfermedades cardíacas, el 3% equivalente a 1 persona está en desacuerdo y el 0% está en total desacuerdo.

4. Tiene conocimiento usted de los métodos técnicos a través de los cuales se puede obtener información de cómo se encuentra el corazón en tiempo real.

Tabla 42. Tabulación de datos de la pregunta número 4

	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Total acuerdo	0	0%
Parcial acuerdo	0	0%
Indistinto	1	2%
En desacuerdo	3	8%
Total desacuerdo	36	90%
<b>TOTAL</b>	<b>40</b>	<b>100%</b>

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 71.* Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 4  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

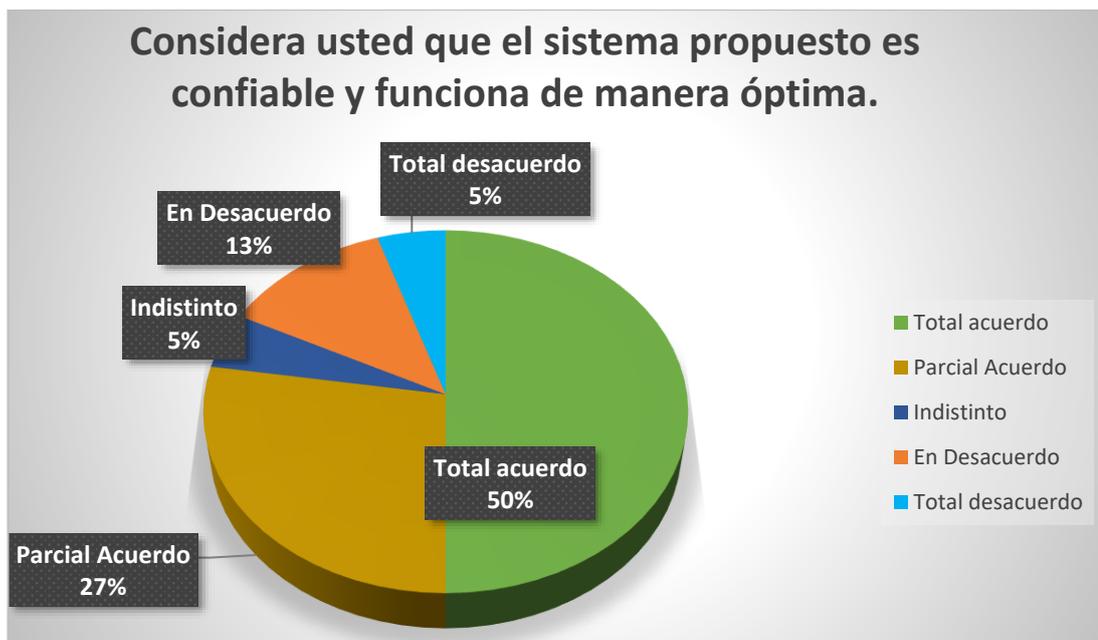
**Análisis:** La figura 71 muestra la representación del cuadro estadístico de la pregunta número 4 en la cual se determina la medida en que la población conoce sobre los dispositivos electrónicos que monitorean el corazón; el 90% de los encuestados desconoce por completo del tema, el 8% tiene una pequeña noción y el 2% se muestra indistinto, 0% de los encuestados aseguro conocer sobre la parte técnica de los dispositivos que usan los cardiólogos.

**5.** Considera usted que el sistema propuesto es confiable y funciona de manera óptima.

Tabla 43. Tabulación de datos de la pregunta número 5

	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Total acuerdo	20	50%
Parcial acuerdo	11	27%
Indistinto	2	5%
En desacuerdo	5	13%
Total desacuerdo	2	5%
<b>TOTAL</b>	40	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 72.* Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 5  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

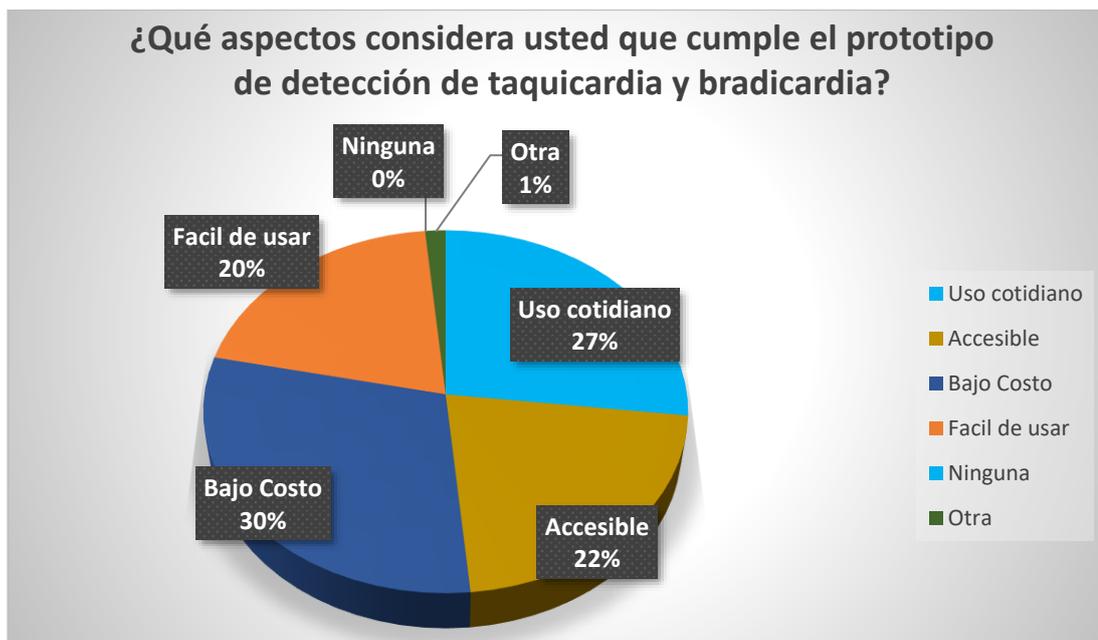
**Análisis:** Los resultados obtenidos de la tabla 44 muestra que el 50% equivalente a 20 personas está de acuerdo en que el sistema funciona correctamente y los resultados son confiables el 27 % está en parcial acuerdo y el 5 % se muestra indistinto; mientras 13% equivalente no considera confiable y funcional el prototipo y el 5% está en total desacuerdo con respecto a la confiabilidad y funcionabilidad del prototipo como se muestra en la figura 72.

**6.** ¿Qué aspectos considera usted que cumple el prototipo de detección de taquicardia y bradicardia?

Tabla 44. Tabulación de datos de la pregunta número 6

	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje (%)</b>
Uso cotidiano	36	27%
Accesible	29	22%
Bajo costo	40	30%
Fácil de usar	27	20%
Ninguna	0	0%
Otra	2	1%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.



*Figura 73.* Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 6  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** Los resultados obtenidos de la tabla 45 muestran el nivel de aceptación de las características del prototipo, el bajo costo como la característica con mayor aceptación, luego se ubica uso cotidiano con el 27% como muestra la figura 50; el 22% lo considera accesible para el usuario y el 20% piensa que el prototipo es fácil de usar, el 1% equivalente a 2 personas expresaron que otras características que el sistema posee son la portabilidad y el tamaño reducido.

7. Considera usted que las funciones que ofrece el sistema propuesto permitirían recomendar su uso a personas propensas o con arritmias cardíacas.

Tabla 45. Tabulación de datos de la pregunta número 7

	Frecuencia	Porcentaje (%)
SI	37	92%
NO	3	8%
<b>TOTAL</b>	40	100%

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

Considera usted que las funciones que ofrece el sistema propuesto permitirían recomendar su uso a personas propensas o con arritmias cardíacas.

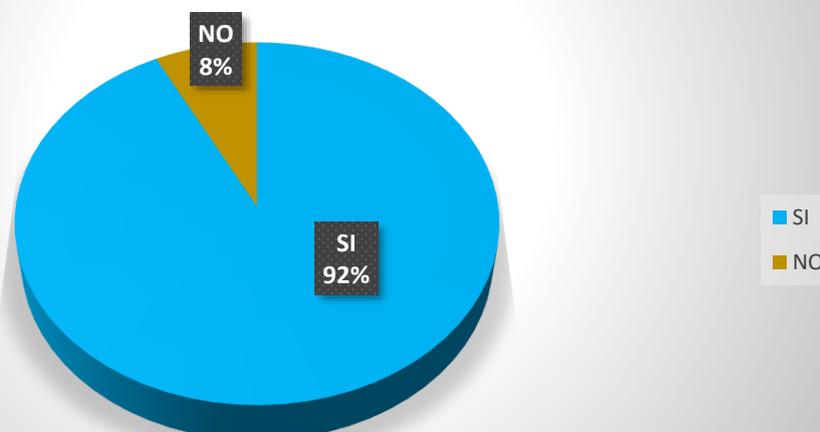


Figura 74. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 7  
 Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** Los resultados obtenidos de la tabla 46 muestra que el 92% de los encuestados recomiendan el uso del prototipo de detección de bradicardia y taquicardia a personas propensas o con enfermedades del corazón esto equivale a 37 adultos mayores; mientras que el 8% equivalente a 3 adultos mayores no lo recomiendan.

8. Estaría usted dispuesto a adquirir un dispositivo de detección de taquicardia y bradicardia.

Tabla 46. Tabulación de datos de la pregunta número 8

	Frecuencia	Porcentaje (%)
SI	26	65%
NO	14	35%
<b>TOTAL</b>	<b>40</b>	<b>100%</b>

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
 Fuente: Datos de la Investigación.

## Estaría usted dispuesto a adquirir un dispositivo de detección de taquicardia y bradicardia.

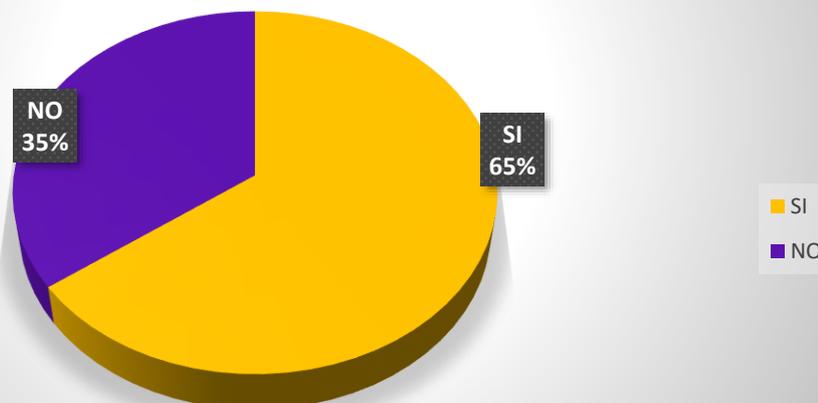


Figura 75. Gráfico estadístico de datos de la pregunta número 8  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

**Análisis:** La figura 75 muestra mediante la representación gráfica que el 65% que equivale a 26 adultos mayores de los encuestados estarían dispuestos a adquirir para su uso personal un prototipo de detección de taquicardia y bradicardia, mientras que el 35% equivalente a 14 personas no comprarían uno de estos dispositivos.

### 5.6 Discusión y análisis de los resultados

Luego del trabajo de investigación con los profesionales que fueron de vital importancia para ejecutar mejoras en el proceso de ejecución de este trabajo de titulación.

De manera general todo el personal de salud califico como buena la propuesta de desarrollo de un prototipo de detección de taquicardia y bradicardia, y en función a la población de profesionales encuestados se determinó que el 70% de ellos cree que el prototipo cuenta con un alto grado de impacto en la sociedad como una herramienta preventiva, destacando que es una herramienta para el uso diario de personas enfermas y sanas, además de ser transportable, y de fácil interpretación de los resultados al poder emitir un diagnóstico previo.

Por otra parte, se obtuvo que la totalidad de los profesionales confía en dispositivos electrónicos para la detección y diagnóstico de ciertas enfermedades y en este caso particular de las patologías cardíacas.

Luego del desarrollo de la investigación realizada con las personas que fueron usuarias del prototipo de un sistema de detección de taquicardia y bradicardia sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab, se destacaron los siguientes resultados.

En función a la población encuestada se obtuvo que el 90% de ellos desconocen acerca de cómo se obtiene información electrocardiográfica, y tan solo el 10% tiene una noción acerca del tema. Sin embargo, el 50% de ellos califico el prototipo como 100% funcional y confiable variable que fue corroborada con el 80% de aceptación de los profesionales en la pregunta número 5 de la encuesta a profesionales (ver anexo)

En la pregunta 6 de la encuesta a usuarios y la pregunta 1 de la encuesta a profesionales se evaluó la visión que usuarios y profesionales de salud tienen acerca del dispositivo en donde se puede determinar que ambas poblaciones muestreadas determinan que el sistema es práctico, de fácil uso y acceso, y amigable a los usuarios.

## CONCLUSIONES

Después del desarrollo de este proyecto investigativo se obtienen las siguientes conclusiones:

- Se implementó un prototipo de detección de arritmias mediante el uso de hardware libre que incluye la integración de una placa base de marca Olimex 328 basada en arduino, un Shield ECG acoplado de la marca Olimex especializado en el tratamiento de señales bioeléctricas y un juego de cable profesional ECG de tres vías con electrodos de gel solido electro conductor, que permite la adquisición, transmisión, tratamiento y almacenamiento de los datos del paciente.
- El tratamiento digital de la señal electrocardiográfica tomada en tiempo real se realizó mediante filtros digitales tipo de impulso de duración finita FIR de orden mínimo que permitió la disminución del ruido en el rango de 50 y 60 Hz causados por el entorno.
- El uso de la librería ArduinoIO para cargar directamente el programa desde Matlab en la Shield EKG creaba ciertos retrasos en la toma de muestras de las señales y desviación en la obtención de los datos, debido a que la velocidad de muestreo era de KHz captando una un dato cada 2 seg, por esta razón se cargó directamente el programa al controlador ATMEGA 328 de la placa base Olimexino 328 mediante el software Arduino con la versión 1.8.5 y la librería Flexitimer 2, de esta forma se pudo obtener una velocidad de muestreo de 56 kHz captando un dato cada 0.004 seg.
- El software de programación Matlab permite el almacenamiento de datos (señales y resultados) en formato de texto (.txt) que pueden ser visualizados en otro tipo de software como Excel o Java.
- El equipo al ser portable y fácil de usar permite ser usado por personas sin un conocimiento previo de ingeniería o medicina, lo que lo hace un

dispositivo versátil para uso doméstico de tipo preventivo para personas sanas, propensas o con enfermedades cardíacas.

## **RECOMENDACIONES Y TRABAJOS FUTUROS**

- Mejorar la fiabilidad de los datos agregando un Shield ECG por cada grupo de electrodos de tres vías y mediante software hacer el compilado de las 3 señales receptadas.
- Aumentar el número de vías a 12 para tener más señales electrocardiográficas que puedan ser correlacionadas con la base de datos y obtener más datos detallados de parámetros cardiacos útiles a los profesionales de salud.
- Realizar un filtrado de señales entre 50 y 60 Hz mediante un circuito electrónico externo con la finalidad de eliminar la interferencia que genera el cargador de baterías de los computadores portátiles y mejorar el tiempo de procesamiento de la señal para un mejor tiempo de ejecución del software del prototipo.
- Contar con los cables profesionales ECG de una mayor longitud para que haya menos perturbaciones por movimiento al momento de colocar electrodos.
- Integrar en el prototipo una pantalla para el monitoreo y visualización de los resultados sin necesidad de un computador portátil o de escritorio.
- Implementar un algoritmo de aprendizaje automático que se vaya alimentando con las señales en tiempo real, como por ejemplo pueden ser Machine Learning o redes neuronales.

## BIBLIOGRAFÍA

- Martínez Duncker R, D. (11 de 1 de 2015). Obtenido de Cátedras de Fisiología I y Cardiología - Facultad de Medicina, U.A.E.M.:  
<http://www.kardiagnostx.com/documentos/duncker.ecg15.pdf>
- Muñoz Gimeno, L., & García Alberola, A. (s.f). *Guía practica para el diagnostico y tratamiento de arritmias servicios de cardiologias-urgencias*. Obtenido de <http://cpedc.com.ve/biblioteca/files/original/397acdc803f4f15ab8fb060e87a40b67.pdf>
- Almedida Lino, E. V. (15 de junio de 2014). Analisis de metodos y herramientas para el procesamiento de señales electrocardiograficas. *Analisis de metodos y herramientas para el procesamiento de señales electrocardiograficas*. Guayaquil, Guayas, Ecuador.
- Beraldo , F. (2014). *ECG Portable de bajo costo-informe final* . Obtenido de instituto tecnologico de Buenos Aires : <https://ri.itba.edu.ar/>
- Cruz, J., & Lutenberg, A. (2012). *Simposio Argentino de sistemas embebidos* . Obtenido de <http://www.sase.com.ar/>
- Dargie, W., & Poellabauer, C. (2010). *Fundamentals of wireless sensor networks*. United Kingdom: Wiley.
- Doktuz. (2017). *Electrocardiograma*. Obtenido de <https://www.doktuz.com/wikidoks/pruebas-y-procedimientos/electrocardiograma.html>
- Edan Instruments, Inc. (2005). *EDAN*. Obtenido de <http://www.edan.com.cn/html/EN/products/ECG/Resting/201203/20359.html>
- El Comercio. (04 de 09 de 2017). *El Comercio*. Obtenido de Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en Ecuador:  
<http://www.elcomercio.com/tendencias/enfermedadescardiovasculares-muertes-ecuador-cifras-juangabriel.html>
- Eletrocardiografia. es . (s.f). *Eletrocardiografia. es* . Obtenido de <http://www.electrocardiografia.es/>
- Eletrocardiografia. es. (s.f). *Eletrocardiografia. es*. Obtenido de [http://www.electrocardiografia.es/ondas\\_ecg.html](http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html)
- Fazel-Rezai, R. (Agosto de 2011). *BIOMEDICAL ENGINEERING – FROM THEORY TO APPLICATIONS* . Obtenido de Zanzan University of Medical Sciences:  
[http://zums.ac.ir/files/research/site/medical/Biomedical%20Engineering/Biomedical\\_Engineering\\_-\\_From\\_Theory\\_to\\_Applications.pdf](http://zums.ac.ir/files/research/site/medical/Biomedical%20Engineering/Biomedical_Engineering_-_From_Theory_to_Applications.pdf)
- Galván Pérez, S. (s.f de mayo de 2006). *ARRÍTMIAS CARDÍACAS*. Obtenido de [http://www.cardioba.es/archivos/docencia/Manejo\\_del\\_paciente\\_con\\_arritmia.pdf](http://www.cardioba.es/archivos/docencia/Manejo_del_paciente_con_arritmia.pdf)

- Golinska, K. A. (2011). Coherence function in biomedical signal processing: a short review of aplicatios in Neurology, Cardiolody and Gynecology. *Studies in logic, grammar and rhetoric*, (pág. 10).
- Hartmann, D. L. (26 de 10 de 2017). *University of Washington*. Obtenido de University of Washington: [https://atmos.washington.edu/~dennis/552\\_Notes\\_6c.pdf](https://atmos.washington.edu/~dennis/552_Notes_6c.pdf)
- Heart Foundation. (09 de Junio de 2018). *Heart Foundation*. Obtenido de Heart Foundation: <https://www.heartfoundation.org.nz/documents/heart-healthcare/public/what-to-expect-during-an-electrocardiograph.pdf>
- laizzo, P. (2005). *HANDBOOK OF CARDIAC ANATOMY, PHYSIOLOGY, AND DEVICES*. Totowa, New Jersey: Humana Press Inc.
- Klabunde, R. E. (9 de Diciembre de 2016). *Cardiovascular Physiology Concepts*. Recuperado el 16 de Mayo de 2018, de <http://www.cvphysiology.com/Heart%20Disease/HD002>
- Laura Moreno Ochoa. (2000). *Cómo entender un electrocardiograma*. Madrid, España: Ediciones Díaz de Santos S.A.
- López Farré , A., & Macaya Miguel, C. (2009). Libro de la salud cardiovascular del Hospital clinico san carlos y la fundacion BBVA. En *Libro de la salud cardiovascular del Hospital clinico san carlos y la fundacion BBVA* (pág. 678). España : Fundación BBVA.
- Morera, L. T. (2002). *Tratado de Cuidados Críticos y Emergencias*. Madrid: Arán Ediciones, S.L.
- my-ekg. (17 de septiembre de 2017). *my-ekg La web del electrocardiograma* . Obtenido de <http://www.my-ekg.com/arritmias-cardiacas/taquicardias-supraventriculares.html>
- Olimex Ltd. (27 de Mayo de 2018). *Olimex*. Recuperado el 2018, de <https://www.olimex.com/Products/Duino/AVR/OLIMEXINO-328/open-source-hardware>
- OLIMEX Ltd. (27 de Mayo de 2018). *Olimex*. Obtenido de <https://www.olimex.com/Products/Duino/Shields/SHIELD-EKG-EMG/resources/SHIELD-EKG-EMG.pdf>
- Onmeda, R. (31 de mayo de 2016). *Onmeda*. Obtenido de <http://www.onmeda.es/>
- Organización Mundial de la Salud. (04 de 09 de 2017). *Organización Mundial de la Salud*. Obtenido de Organización Mundial de la Salud: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>
- Plaza Celemín, L., & et all. (20 de Febrero de 2013). *Fundación del corazon*. Obtenido de <http://www.fundaciondelcorazon.com/prevencion/riesgo-cardiovascular.html>
- Raúl Aquino, D. M. (2013). Wireless Sensor Networks for Ambient Assisted Living. *Sensors* , 16385-16405.
- Robert Anderson, D. S. (2013). *Wilcox's Surgical Anatomy*. United Kingdom: Grafos SA.
- Shital L. Pingale, N. D. (2014). Detection of Various Diseases Using ECG Signal in. *International Journal of Recent Technology and Engineering (IJRTE)*, 120-123.

- Statistics Laerd. (09 de Junio de 2018). *Statistics Laerd*. Obtenido de Statistics Laerd:  
<https://statistics.laerd.com/statistical-guides/spearmans-rank-order-correlation-statistical-guide.php>
- texas heart, i. (agosto de 2016). *Heart Information Center*. Obtenido de  
<http://www.texasheart.org>
- Tiran, S., Dehbaoui, A., & Maurine, P. (28 de 10 de 2017). *Magnitude Squared Coherence based SCA*. Obtenido de Cryptology ePrint Archive:  
<https://eprint.iacr.org/2012/077.pdf>
- Vega , G. (s.f de noviembre de 2012). Diseño y construcción de un electrocardiografo de 12 derivaciones para el análisis de señales cardiacas . Cuenca , Azuay , Ecuador .
- Vidal Silva, C., & Pavesi Farriol, L. (2005). Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiograficas. *Rev. Fac. Ing. - Univ. Tarapacá*, 36-46.
- Villarroel Ábrego , H. (2006). *Arritmias cardiacas: Un manual para estudiantes de medicina y medicos de atencion primaria*. San Salvador: Litografía MG. Obtenido de  
[http://www.emagister.com/uploads\\_courses/Comunidad\\_Emagister\\_63450\\_63450.pdf](http://www.emagister.com/uploads_courses/Comunidad_Emagister_63450_63450.pdf)
- Vinay K Ingle, J. G. (2017). *Digital Signal Processing using Matlab*. USA: Cengage Learning. Obtenido de <https://es.mathworks.com/products/matlab.html>
- Vogler, J., Breithardt , G., & Eckardt, L. (2012). Bradiarritmias y bloqueos de la conducción. *Esp Cardiol*, 656–667.

## ANEXOS

### 1. Codificación del software.

```
classdef gui_tesis < matlab.apps.AppBase

    % Properties that correspond to app components
    properties (Access = public)
        UIFigure                matlab.ui.Figure
        UIAxes                  matlab.ui.control.UIAxes
        UIAxes2                  matlab.ui.control.UIAxes
        ELECTROCARDIOGRAMALabel matlab.ui.control.Label
        COMDropDownLabel        matlab.ui.control.Label
        COMDropDown              matlab.ui.control.DropDown
        SpinnerLabel            matlab.ui.control.Spinner
        Spinner                  matlab.ui.control.Spinner
        InfoLabel                matlab.ui.control.Label
        ResultadoLabel          matlab.ui.control.Label
        EmpezarButton           matlab.ui.control.Button
        Label                    matlab.ui.control.Label
        Label_4                  matlab.ui.control.Label
        PararButton              matlab.ui.control.Button
        LimpiarButton            matlab.ui.control.Button
        MuestrastomadasLabel     matlab.ui.control.Label
        Label_3                  matlab.ui.control.Label
        LMITELabel              matlab.ui.control.Label
        FtimaGordilloValarezoLabel matlab.ui.control.Label
        GissellaFernandezZambranoLabel matlab.ui.control.Label
        AutoresLabel             matlab.ui.control.Label
        ELECTROCARDIOGRAMALabel_2 matlab.ui.control.Label
        Button                   matlab.ui.control.Button
        UIAxes3                  matlab.ui.control.UIAxes
        Label_5                  matlab.ui.control.Label
    end
end
```

*Figura 76.* Creación de aplicación GUI

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

```

53
54 %Genero la base de datos de los tres tipos
55 app.Label.Text='Generando Base de Datos...';
56 app.Label_4.Text = '';
57 app.Label_5.Text = '';
58 tval=[]; %declaro variable Taquicardia
59 bval=[]; %declaro variable Bradicardia
60 nval=[]; %declaro variable Normal
61
62 %base=[]; %toda la base
63 x=0.004:0.004:2;
64 for i=26:200
65     li=30/i;
66
67     a_pwav=0.25;
68     d_pwav=0.09;
69     t_pwav=0.16;
70
71     a_qwav=0.025;
72     d_qwav=0.066;
73     t_qwav=0.166;
74
75     a_qrswav=1.6;
76     d_qrswav=0.11;
77
78     a_swav=0.25;
79     d_swav=0.066;
80     t_swav=0.09;
81
82     a_twav=0.35;
83     d_twav=0.142;
84     t_twav=0.2;
85
86     a_uwav=0.035;
87     d_uwav=0.0476;
88     t_uwav=0.433;
89
90     pwav=p_wav(x,a_pwav,d_pwav,t_pwav,li);
91     %qwav output
92     qwav=q_wav(x,a_qwav,d_qwav,t_qwav,li);
93     %qrswav output
94     qrswav=qrs_wav(x,a_qrswav,d_qrswav,li);
95     %swav output
96     swav=s_wav(x,a_swav,d_swav,t_swav,li);
97     %twav output
98     twav=t_wav(x,a_twav,d_twav,t_twav,li);
99     %uwav output
100    uwav=u_wav(x,a_uwav,d_uwav,t_uwav,li);
101    %ecg output
102    ecg=pwav+qrswav+twav+swav+qwav+uwav;
103
104    %base(i,:)=ecg;
105
106    opol = 6;
107    [p,s,mu] = polyfit(x,ecg,opol);
108    f_y1 = polyval(p,x,[],mu);
109    ecg_n = ecg - f_y1;
110
111    y_ini = ecg
112    mediana_y = median(y_ini);
113    pos_y = y_ini - mediana_y;
114    max_y = max(pos_y);
115    y = pos_y/max_y;
116
117    if i >= 101 && i <= 200
118        tval(i-100,:)=y; %guarda en variables la basededatos taquicardia
119    end
120    if i >= 26 && i <= 59
121        bval(i-25,:)=y; %guarda en variables la basededatos bradicardia
122    end
123    if i >= 60 && i <= 100
124        nval(i-59,:)=y; %guarda en variables la basededatos nomales
125    end
126
127
128    plot(app.UIAxes2,x,(y)); %grafica la base de datos en la figura de la izq.
129    %plot(app.UIAxes3,x,(y));
130    %disp(length(ecg));
131    pause(0.01);

```

Figura 77. Codificación de base de datos de señales ideales

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

```
136 - y = zeros(500);
137 - plot(app.UIAxes2,x,y);
138 - plot(app.UIAxes3,x,y);
139
140 - app.Label.Text='Ok...';
141 - app.Label.Text='Conectando al dispositivo..';
142
143 - pue = app.COMDropDown.Value;
144
145 - delete(instrfind({'Port'},{pue})) % ELIMINA EL PUERTO DE CONEXION DEL ARDUINO, SI EXISTE
146 - puerto=serial(pue);
147 - puerto.BaudRate=57600;
148 - fopen(puerto);
149
150 - app.Label_3.Text = '0';
151 - app.Label.Text='OK';
152 - % //////////////////////////////////VARIABLES////////////////////////////////////
153 - a_pin=0;
154 - %time = [];
155 - value = [];
156 - value_mod = [];
157 - v_temporal = [];
158 - t_temporal = [];
159 - count=1;
160 - ban=1;
161 - latidos_muestras=[];
162 - %tiempo transcurrido del programa
163 - startTime = datetime('now');
164 - treshold = app.Spinner.Value;
```

Figura 78. Codificación de Conexión con el software arduino  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

```
152 - % //////////////////////////////////VARIABLES////////////////////////////////////
153 - a_pin=0;
154 - %time = [];
155 - value = [];
156 - value_mod = [];
157 - v_temporal = [];
158 - t_temporal = [];
159 - count=1;
160 - ban=1;
161 - latidos_muestras=[];
162 - %tiempo transcurrido del programa
163 - startTime = datetime('now');
164 - treshold = app.Spinner.Value;
165
166 - %intervalo que se calculara la nueva consulta de beatrate y el numero de
167 - %intentos
168 - intervalo=0;
169
170
171 - |
172 - posicion_alta_final=0;
173 - lista_latido = [];
174 - tiempo_inicial=0;
175
176
177
178 - captura=1;
```

Figura 79. Declaración de Variables  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

```

345 - app.Label.Text='Calculando...';
346 - resultado=0;
347 - resultado_global_t=-1; %indice de taquicardia con el valor de correlacion mas cercano a uno de todas las muestras
348 - resultado_global_b=-1; %indice de bradicardia con el valor de correlacion mas cercano a uno de todas las muestras
349 - resultado_global_n=-1; %indice de normal con el valor de correlacion mas cercano a uno de todas las muestras
350 - resultado_base_t=10;
351 - resultado_base_n=10;
352 - resultado_base_b=10;
353 - diagnostico_normal=[];
354 - diagnostico_bradicardia=[];
355 - diagnostico_taquicardia=[];
356 - total=0;
357 - contador_b=0;
358 - contador_t=0;
359 - contador_n=0;
360 - taquicardia_num=0;
361 - bradicardia_num=0;
362 - normal_num=0;

```

Figura 80. Datos de señales para correlación de señales.  
Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo  
Fuente: Datos de la Investigación.

```

363 %CALCULO DE CORRELACIONES(SEMEJANZAS DE SE;ALES)
364 - n_c=0; %tamano de los arreglos de la base
365 - n_y=0; %tamano de los arreglos del arduino
366 - if calcular_result == 2
367 -     [m,n] = size(latidos);
368 -     for l=1:m
369 -         latidos_l = latidos(l,:);
370 -         resultado_l='';
371 -         %resultado_f=0;
372 -         resultado=0;
373 -         for i=26:200
374 -             n_c=0;
375 -             n_y=0;
376 -
377 -
378 -             if i >= 60 && i <= 100
379 -                 n_c=length(nval);
380 -                 n_y=length(latidos_l);
381 -                 %disp(n_c);
382 -                 %disp(n_y);
383 -                 if n_c > n_y
384 -                     a_l=nval(i-59,:);
385 -                     a=a_l(1:n_y);
386 -                     b=latidos_l(1:n_y);
387 -                 elseif n_c < n_y
388 -                     a_l=nval(i-59,:);
389 -                     a=a_l(1:n_c);
390 -                     b=latidos_l(1:n_c);
391 -                 else
392 -                     a=nval(i-59,:);
393 -                     b=latidos_l;
394 -                 end
395 -
396 -                 [RH0,PVAL] = corr(a,b,'Type','Spearman');
397 -                 if (abs(RH0) > resultado)
398 -                     resultado = abs(RH0);
399 -                     disp(resultado);
400 -                     if resultado > resultado_global_n
401 -                         resultado_global_n = resultado;
402 -                         resultado_base_n=i-59;
403 -                         diagnostico_normal = b;
404 -                         disp('entra normal')
405 -                     end
406 -                     resultado_l='Normal';
407 -                     fprintf('Normal : %.4f \n', resultado);
408 -
409 -                 end
410 -
411 -             end
412 -             if i >= 26 && i <= 59
413 -                 n_c=length(bval);
414 -                 n_y=length(latidos_l);
415 -                 %disp(n_c);
416 -                 %disp(n_y);
417 -                 if n_c > n_y

```

```

418 -         a_l=bval(i-25,:);
419 -         a=a_l(1:n_y);
420 -         b=latidos_1(1:n_y);
421 -     elseif n_c < n_y
422 -         a_l=bval(i-25,:);
423 -         a=a_l(1:n_c);
424 -         b=latidos_1(1:n_c);
425 -     else
426 -         a=bval(i-25,:);
427 -         b=latidos_1;
428 -     end
429 -
430 -     [RHO,PVAL] = corr(a',b','Type','Spearman');
431 -
432 -     if (abs(RHO) > resultado)
433 -         resultado = abs(RHO);
434 -         disp(resultado);
435 -         if resultado > resultado_global_b
436 -             resultado_global_b = resultado;
437 -             resultado_base_b=i-25;
438 -             diagnostico_bradicardia = b;
439 -             disp('entra bradicardia')
440 -         end
441 -         resultado_l='Bradicardia';
442 -         fprintf('Bradicardia : %.4f \n', resultado);
443 -
444 -     end
445 -
446 - end
447 - if i >= 101 && i <= 200
448 -     %[m1,n1] = size(tval);
449 -     n_c=length(tval);
450 -     n_y=length(latidos_1);
451 -     %disp(n_c);
452 -     %disp(n_y);
453 -     if n_c > n_y
454 -         a_l=tval(i-100,:);
455 -         a=a_l(1:n_y);
456 -         b=latidos_1(1:n_y);
457 -     elseif n_c < n_y
458 -         a_l=tval(i-100,:);
459 -         a=a_l(1:n_c);
460 -         b=latidos_1(1:n_c);
461 -     else
462 -         a=tval(i-100,:);
463 -         b=latidos_1;
464 -     end
465 -
466 -     [RHO,PVAL] = corr(a',b','Type','Spearman');
467 -
468 -     if (abs(RHO) > resultado)
469 -         resultado = abs(RHO);
470 -         disp(resultado);
471 -         if resultado > resultado_global_t
472 -             resultado_global_t = resultado;
473 -             resultado_base_t = i-100;
474 -             diagnostico_taquicardia = b;
475 -             disp('entra taquicardia')
476 -         end
477 -         resultado_l='Taquicardia';
478 -         fprintf('Taquicardia : %.4f \n', resultado);
479 -
480 -     end
481 -
482 - end
483 -
484 - end
485 -
486 - if strcmp(resultado_l,'Taquicardia') == 1
487 -     contador_t = contador_t +1;
488 - end
489 - if strcmp(resultado_l , 'Bradicardia') == 1
490 -     contador_b = contador_b+1;
491 - end

```

```

492 -         if strcmp(resultado_l , 'Normal') == 1
493 -             contador_n = contador_n+1;
494 -         end
495 -     end
496 -
497 -
498 -     disp(contador_b);
499 -     disp(contador_t);
500 -     disp(contador_n);
501 -     if (contador_b > contador_t) && (contador_b > contador_n)
502 -         app.Label_4.Text = 'Bradicardia';
503 -         app.Label_5.Text = sprintf('El porcentaje de similitud es del : %.4f', resultado_global_b);
504 -         plot(app.UIAxes2,x,bval(resultado_base_b,:));
505 -
506 -         n_1=length(diagnostico_bradicardia);
507 -         n_2=length(x);
508 -
509 -         if n_1 > n_2
510 -             a=diagnostico_bradicardia(1:n_2);
511 -             b=x(1:n_2);
512 -         elseif n_1 < n_2
513 -             a=diagnostico_bradicardia(1:n_1);
514 -             b=x(1:n_1);
515 -         else
516 -             a=diagnostico_bradicardia;
517 -             b=x;
518 -         end
519 -
520 -         plot(app.UIAxes3,b,a);
521 -     else
522 -         if (contador_t > contador_b) && (contador_t > contador_n)
523 -             app.Label_4.Text = 'Taquicardia';
524 -             app.Label_5.Text = sprintf('El porcentaje de similitud es del : %.4f', resultado_global_t);
525 -
526 -             plot(app.UIAxes2,x,tval(resultado_base_t,:));
527 -
528 -             n_1=length(diagnostico_taquicardia);
529 -             n_2=length(x);
530 -
531 -             if n_1 > n_2
532 -                 a=diagnostico_taquicardia(1:n_2);
533 -                 b=x(1:n_2);
534 -             elseif n_1 < n_2
535 -                 a=diagnostico_taquicardia(1:n_1);
536 -                 b=x(1:n_1);
537 -             else
538 -                 a=diagnostico_taquicardia;
539 -                 b=x;
540 -             end
541 -             plot(app.UIAxes3,b,a);
542 -         else
543 -             if (contador_n > contador_t) && (contador_n > contador_b)
544 -                 app.Label_4.Text = 'Normal';
545 -                 app.Label_5.Text = sprintf('El porcentaje de similitud es del : %.4f ', (resultado_global_n*100));
546 -                 plot(app.UIAxes2,x,nval(resultado_base_n,:));
547 -
548 -                 n_1=length(diagnostico_normal);
549 -                 n_2=length(x);
550 -
551 -                 if n_1 > n_2
552 -                     a=diagnostico_normal(1:n_2);
553 -                     b=x(1:n_2);
554 -                 elseif n_1 < n_2
555 -                     a=diagnostico_normal(1:n_1);
556 -                     b=x(1:n_1);
557 -                 else
558 -                     a=diagnostico_normal;
559 -                     b=x;
560 -                 end
561 -                 plot(app.UIAxes3,b,a);
562 -             else
563 -                 app.Label_4.Text = 'No se pudo determinar un resultado';
564 -             end
565 -         end
566 -     end
567 - end
568 -
569 -     app.Label.Text='Finalizado';
570 -
571 -     % guardar los arreglos en archivos
572 -     %creo carpeta
573 -     nombre = sprintf('%.4f', now);
574 -     mkdir('C:/bases/dropbox/', nombre);
575 -
576 -     nuevo_path = sprintf('C:/bases/dropbox/%.4f', now)
577 -     archivo_tr = strcat(nuevo_path, '/tiempo_real.txt');
578 -     archivo_muestras = strcat(nuevo_path, '/muestras.txt');
579 -     archivo_resultado = strcat(nuevo_path, '/resultados.txt');
580 -     %print(nombre, '-dbmp', '-r600');
581 -
582 -     % archivo de la se;al en tiempo real
583 -     fid=fopen(archivo_tr, 'wt');
584 -     formato_f='%.5f\n';
585 -     formato='%.5f,';
586 -     for i=1:length(value_mod)
587 -         if i < length(value_mod)
588 -             fprintf(fid, formato, value_mod(i));
589 -         else
590 -             fprintf(fid, formato_f, value_mod(i));
591 -         end
592 -     end
593 -
594 -     fclose(fid);
595 -

```

```

596 %muestras recogidas
597 fid2=fopen(archivo_muestras,'wt');
598 [m,n] = size(latidos);
599 for l=1:m
600     latidos_l = latidos(l,:);
601     for i=1:length(latidos_l)
602         if i < length(latidos_l)
603             fprintf(fid2,formato,latidos_l(i));
604         else
605             fprintf(fid2,formato_f,latidos_l(i));
606         end
607     end
608 end
609 fclose(fid2);
610
611 %resultados
612 fid3=fopen(archivo_resultado,'wt');
613 fprintf(fid3,'Número Bradicardia es: %i \n',contador_b);
614 fprintf(fid3,'Número Normal es: %i \n',contador_n);
615 fprintf(fid3,'Número Taquicardia es: %i \n',contador_t);
616 fclose(fid3);
617

```

Figura 81. Codificación de correlación y sus resultados.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

## 2. Base de datos de pruebas.

#	Nombre	Edad	Pulsaciones/Min Del Ekg	Resultado prototipo	Fecha	Hora
1	Petita Gonzales	59	56	Bradicardia	19/3/2018	13:13
2	Eduardo Rosero	22	56	Bradicardia	19/3/2018	9:58
3	Mayra Charcopa	29	69	Normal	19/3/2018	13:47
4	Iván Moreira	59	79	Normal	19/3/2018	12:49
5	Carlos Murillo Estrada	68	66	Normal	19/3/2018	12:31
6	Tulia Rodríguez	73	69	Normal	19/3/2018	12:23
7	Kerly Rodríguez	34	88	Normal	19/3/2018	11:33
8	Narcisa Zambrano	45	67	Normal	19/3/2018	11:52
9	Carlos Quinto	69	80	Normal Con Otras Patologías	19/3/2018	11:23
10	José Palma	38	75	Normal	19/3/2018	13:39
11	Víctor Cerdán	54	54	Bradicardia	19/3/2017	11:33
12	Carlos Miranda	64	54	Bradicardia	30/5/2018	9:24
13	Trinidad Carriel	81	117	Taquicardia	30/5/2018	9:44
14	Rosa López	93	68	Normal	30/5/2018	14:24
15	Eusebio González	76	69	Normal	30/5/2018	14:40
16	Virginia Pibaque	83	73	No Se Puede Determinar	30/5/2018	19:28
17	Virginia Pibaque	83	73	Normal	30/5/2018	19:33
18	Segundo Pazmiño	69	74	Normal	31/5/2018	9:18
19	Noemi López	77	91	Normal	31/5/2018	13:58
20	Blanca Escobar	78	101	Taquicardia	30/5/2018	14:06

21	Petita Elizondo	72	76	Normal	31/5/2018	13:37
22	Manuel Gómez	25	75	Normal	31/5/2018	12:03
23	Isabel Santacruz	69	78	Taquicardia	31/5/2018	9:55
24	Leonor Ramos	72	73	No Se Puede Determinar	31/5/2018	10:06
25	Leonor Ramos	72	105	Taquicardia	31/5/2018	10:06
26	Gladys Villegas	71	102	Taquicardia	31/5/2018	13:01
27	Tomas Villamar	72	100	Taquicardia	31/5/2018	13:50
28	María García	84	112	Taquicardia	31/5/2018	14:05
29	Isabel Zambrano	45	101	Taquicardia	31/5/2018	23:12
30	Anthony Fernández	17	60	Normal	31/5/2018	23:48
31	Juan García	50	45	Bradycardia	16/6/2018	10:19
32	Germania Real	63	72	Normal	18/6/2018	9:48
33	José Bravo	75	85	Normal	18/6/2018	10:00
34	Hilaria Humanante	76	102	Bradycardia	18/6/2018	10:12
35	Alejandro Jiménez	92	66	Normal	18/6/2018	11:02
36	Miguel Ángel Jara	72	75	Normal	18/6/2018	11:16
37	Clara Salvatierra	87	57	Bradycardia	18/6/2018	11:21
38	Máxima Corozo	81	97	Normal	18/6/2018	11:37
39	Rosa Vera	83	67	Normal	18/6/2018	11:43
40	Juan Salinas	75	56	Bradycardia	18/6/2018	13:34
41	Ernaldo Carrillo	74	54	Bradycardia	18/6/2018	13:47
42	Gonzalo Tubay	69	75	Normal	18/6/2018	14:02
43	Jorge Restrepo	69	65	Normal	18/6/2018	14:20
44	Sara Bonilla	78	69	Normal	20/6/2018	8:44
45	Annie Farías	67	71	Normal	20/6/2018	9:00
46	Rosario Pacheco	73	84	Normal	20/6/2018	9:19
47	Teresita Castañeda	72	58	Bradycardia	20/6/2018	9:30
48	Bélgica Varela	81	73	Normal	20/6/2018	9:46
49	Vicenta Peñafiel	66	89	Normal	20/6/2018	11:50
50	Encarnación Ruiz	78	92	Normal	20/6/2018	12:08

### 3. Diagrama esquemático de Shield ECG

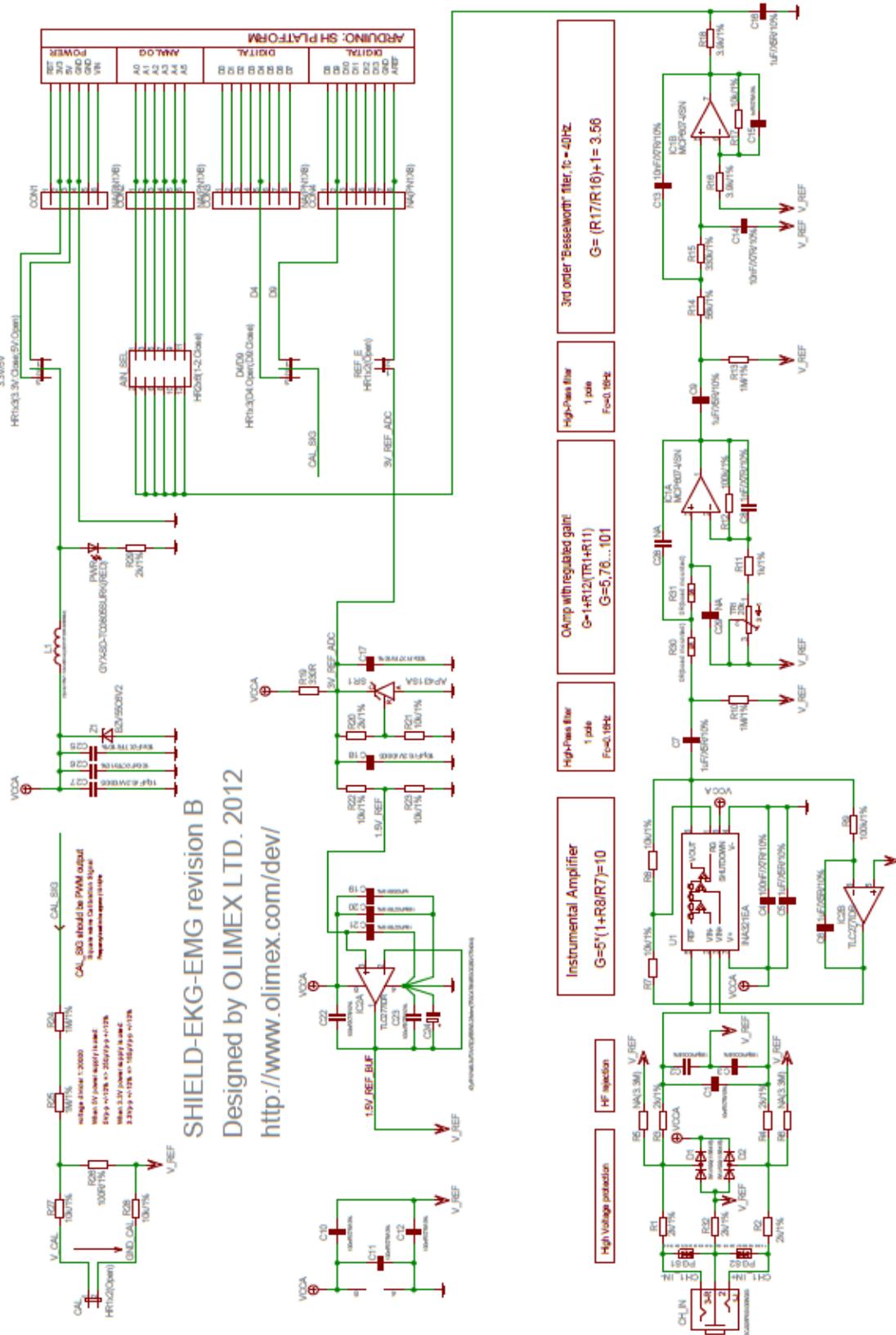
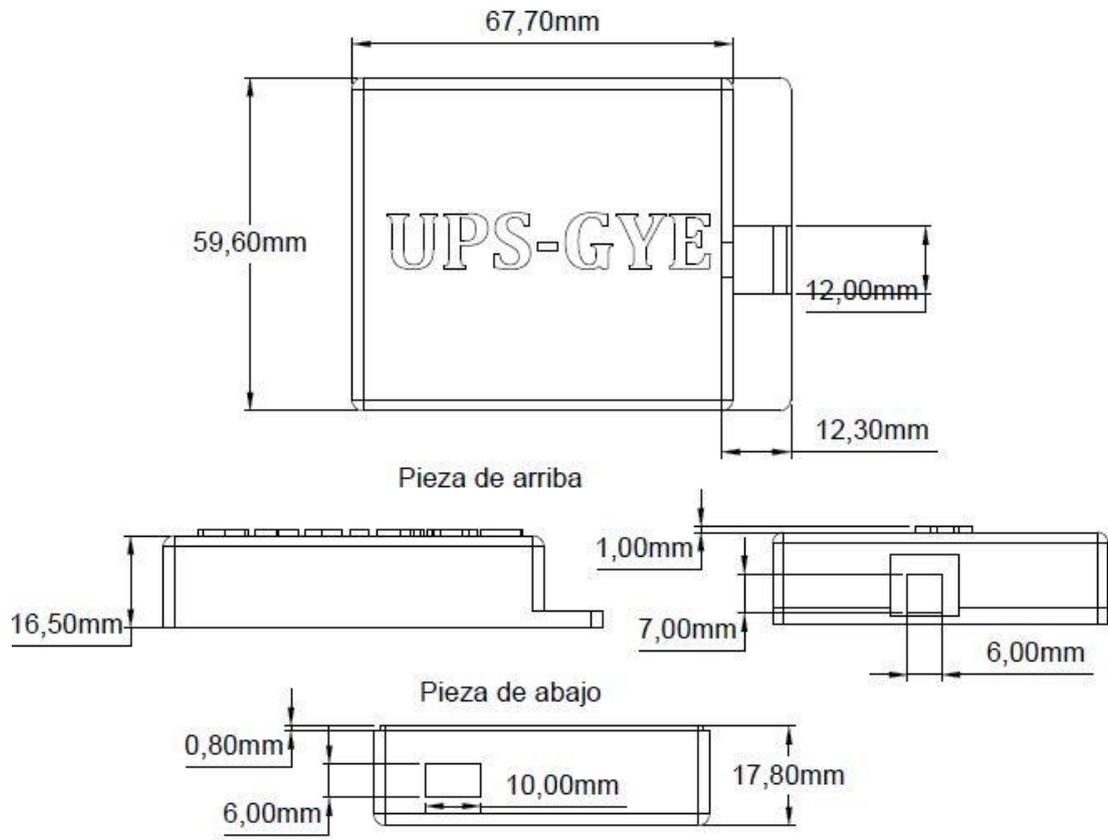


Figura 82. Esquemático de la tarjeta Olimex Shield EKG-EMG. (Olimex Ltd, 2018)



## 5. Medidas de la carcasa del prototipo.



*Figura 84.* Medidas de carcasa.

Elaborado por: Gissella Fernández – Fátima Gordillo

Fuente: Datos de la Investigación.

## 6. Formato de encuesta a profesionales.



# UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

## Ingeniería electrónica

**Tema:** Prototipo de un Sistema de detección de Taquicardia y Bradicardia Sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab.

### Validación profesional

**Nombre del profesional de salud:**

---

**Cargo/ocupación:**

---

**Observaciones/comentario libre:**

---

---

---

1. ¿Cree usted que el dispositivo es práctico, comprensible y amigable al usuario?

Si

No

Justifique su respuesta

---

2. ¿Cree usted que el prototipo de un Sistema de detección de Taquicardia y Bradicardia Sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab seria de utilidad para los pacientes con enfermedades cardíacas?

Si

No

Justifique su respuesta

---

3. ¿Usted como personal médico confiaría en el diagnóstico previo que emite un dispositivo electrónico que detecta arritmias en pacientes con enfermedades del corazón?

- Si
- No

Justifique su respuesta

---

4. ¿Cree usted que los avances tecnológicos en materia de medicina son de vital importancia para el desarrollo de la sociedad en general?

- Si
- No

Justifique su respuesta

---

5. Del 1 al 4 siendo 1 deficiente y 4 suficiente ¿cómo calificaría usted el funcionamiento del prototipo del Sistema de detección de Taquicardia y Bradicardia Sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab?

- 1
- 2
- 3
- 4

6. ¿Qué sugerencia haría usted para la mejora de este dispositivo electrónico?

---

## 7. Formato de encuesta a usuarios.



# UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

## Ingeniería electrónica

**Tema:** Prototipo de un Sistema de detección de Taquicardia y Bradicardia Sinusal usando Coherence Function, MSC y Cross Spectrum en Matlab.

### ENCUESTA

**Objetivo:** Determinar el nivel de aceptación y satisfacción de los usuarios del prototipo de un sistema de detección de taquicardia y bradicardia ante la problemática que representa la no detección temprana de las arritmias en la sociedad.

\*Escoja una opción

Seleccione su género

- Masculino
- Femenino

1. Cree usted que las enfermedades del corazón son principal causa de muerte en el Ecuador.
  - No
  - Si
  
2. Está usted de acuerdo en que la detección temprana de las arritmias puede ayudar a detectar problemas graves a futuro
  - Total acuerdo
  - Parcial acuerdo
  - Indistinto
  - En desacuerdo
  - Total desacuerdo
  
3. Cree usted que la sociedad en general se beneficiaría con el uso de dispositivos sencillos de índole preventivos que detecten arritmias para tener un mejor control de ellas.
  - Total acuerdo
  - Parcial acuerdo
  - Indistinto
  - En desacuerdo
  - Total desacuerdo

4. Tiene conocimiento usted de los métodos técnicos a través de los cuales se puede obtener información de cómo se encuentra el corazón en tiempo real.

- Total acuerdo
- Parcial acuerdo
- Indistinto
- En desacuerdo
- Total desacuerdo

5. Considera usted que el sistema propuesto es confiable y funciona de manera óptima.

- Total acuerdo
- Parcial acuerdo
- Indistinto
- En desacuerdo
- Total desacuerdo

6. ¿Qué aspectos considera usted que cumple el prototipo de detección de taquicardia y bradicardia?

\*Puede marcar las que crea necesarias

- Uso doméstico
- Accesible
- Bajo costo
- Fácil de usar
- Ninguna
- Otra \_\_\_\_\_

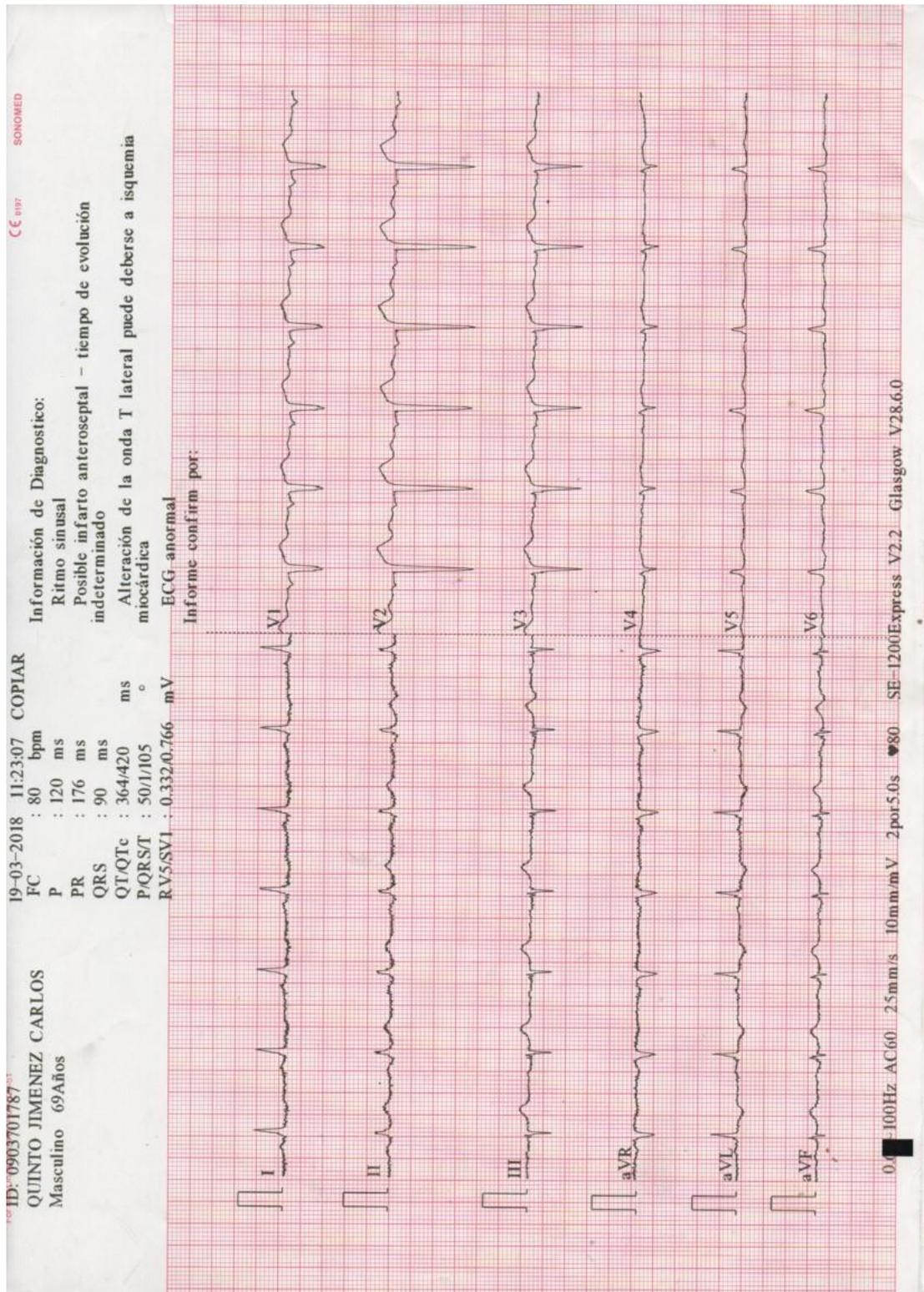
7. Considera usted que las funciones que ofrece el sistema propuesto permitirían recomendar su uso a personas propensas o con arritmias cardíacas.

- No
- Si

8. Estaría usted dispuesto a adquirir un dispositivo de detección de taquicardia y bradicardia.

- No
- Si

## 8. Electrocardiogramas de verificación de resultados.

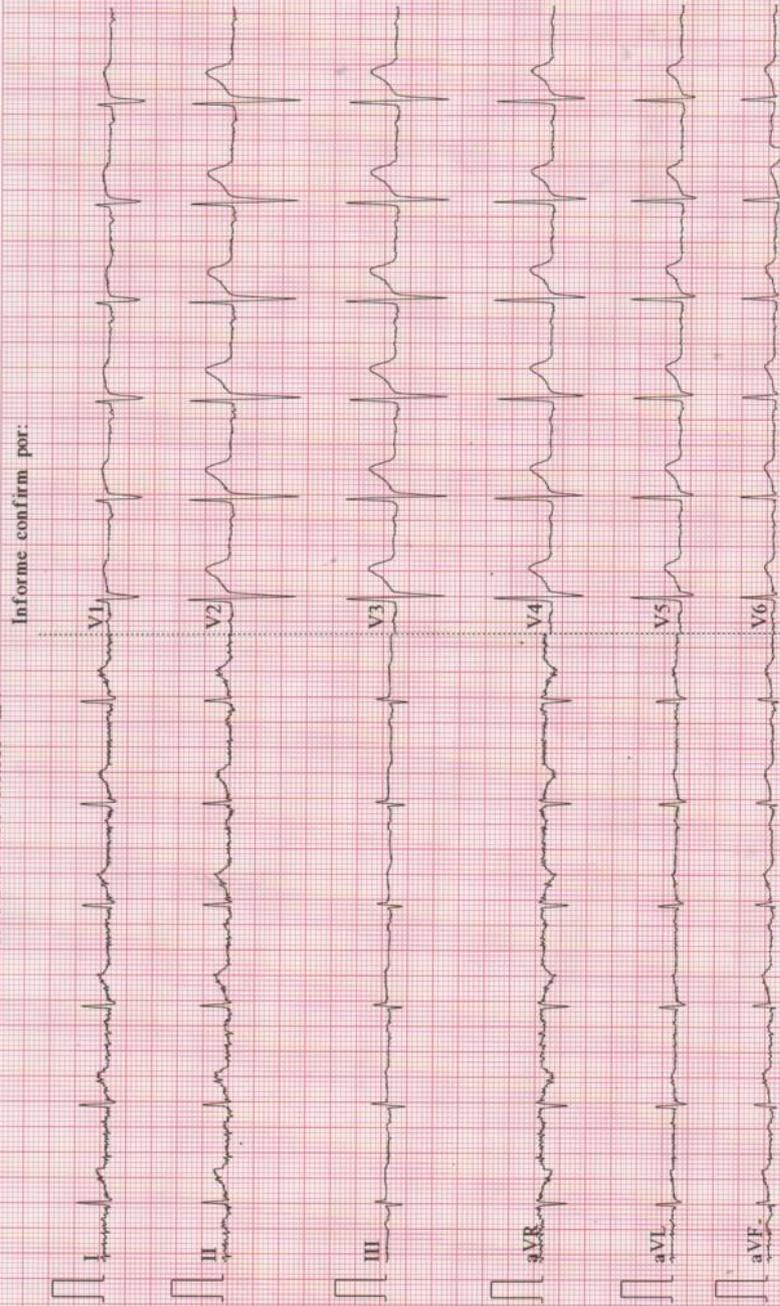


ID: 0920452786<sup>0051</sup>  
PALMA PERALTA JOSE  
Masculino 38Años

19-03-2018 13:39:24  
FC : 75 bpm  
P : 124 ms  
PR : 176 ms  
QRS : 88 ms  
QT/QTc : 378/423 ms  
P/QRS/T : 51/39/45 °  
RV5/SV1 : 0.978/0.618 mV

Información de Diagnóstico:  
Ritmo sinusal  
ECG normal

SONOMED  
CE 0107



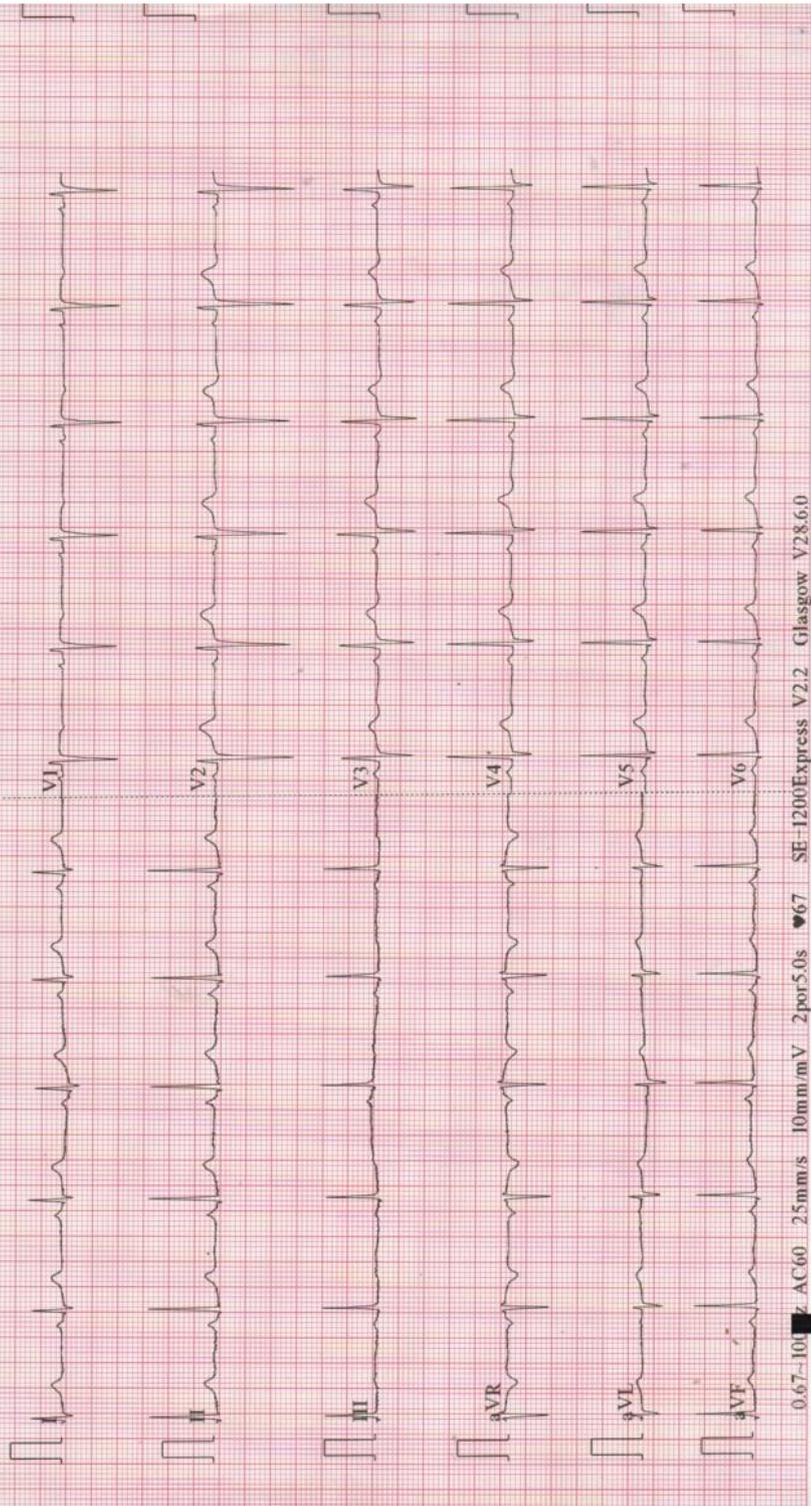
0.6 100Hz AC60 25mm/s 10mm/mV 2por5.0s 75 SE-1200Express V2.2 Glasgow V28.6.0

ID: 0919534560 CE 0197 SONOMED  
 ZAMBRANO ARAUZ NARCISA  
 Femenino 45Años

19-03-2018 11:52:09 COPIAR  
 FC : 67 bpm  
 P : 102 ms  
 PR : 138 ms  
 QRS : 84 ms  
 QT/QTc : 388/410 ms  
 P/QRS/T : 51/74/34 °  
 RV5/SV1 : 1.278/1.068 mV

Información de Diagnóstico:  
 Ritmo sinusal  
 ECG normal

Informe confirm por:



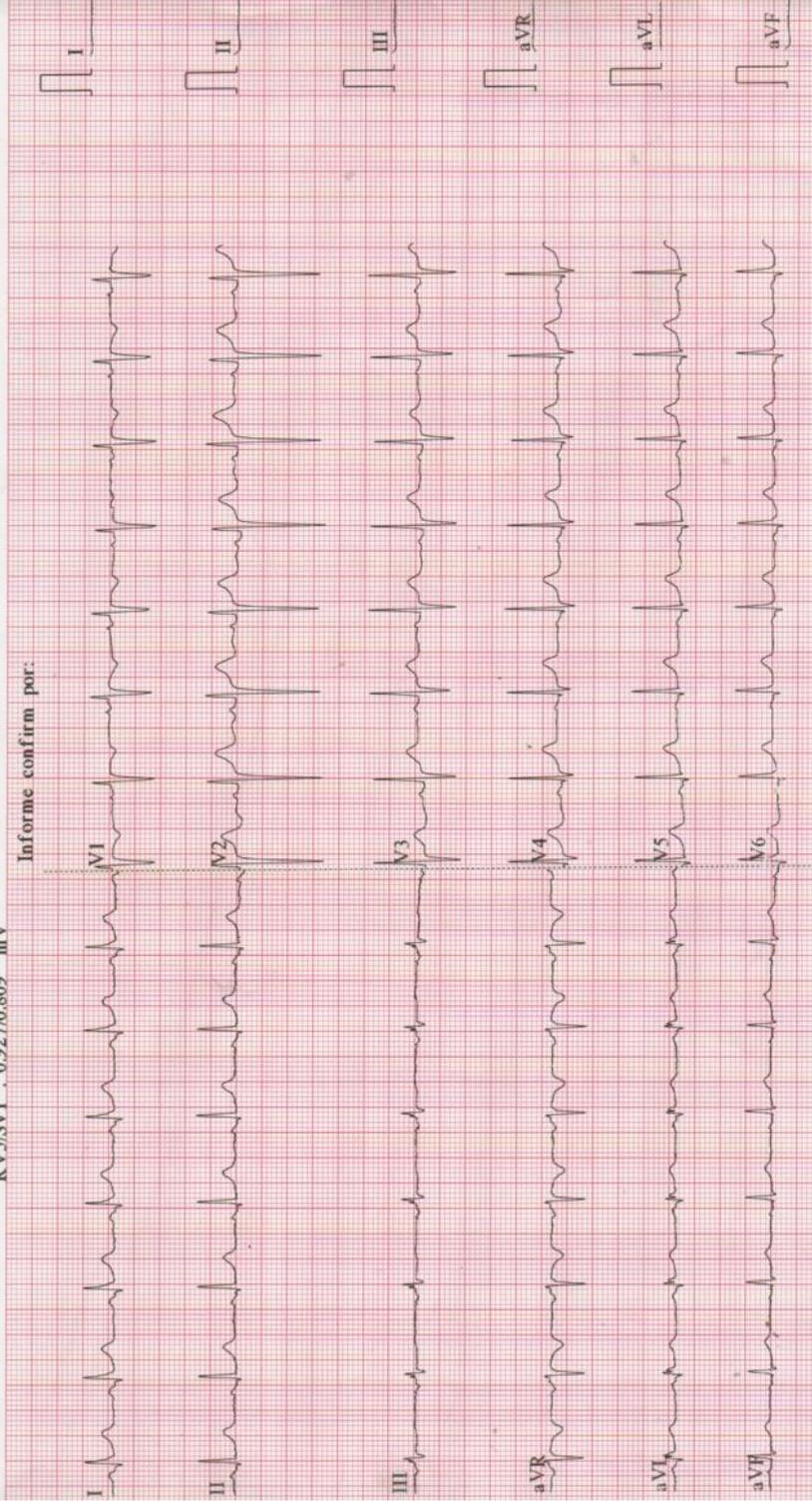
0922227236 URL: DR. MORTALINA 9100-006-01 19-03-2018 11:33:27 COPIAR  
**RIGUEZ GONZALEZ KERLY**  
 enmo 34Años

CE HTF SONOMED ID: 092480

MOROCHO  
 Masculino

Información de Diagnóstico:  
 Ritmo sinusal  
 ECG normal

FC : 88 bpm  
 P : 96 ms  
 PR : 122 ms  
 QRS : 88 ms  
 QT/QTc : 354/429 ms  
 P/QRS/T : 18/42/33 °  
 RV5/SV1 : 0.927/0.809 mV



Informe confirm. por.

0.67-100Hz AC 25mm/s 10mm/mV 2por5.0s 88 SE-120CExpress V2.2 Glasgow V28.6.0 0.67

CE 1177 SONOMED

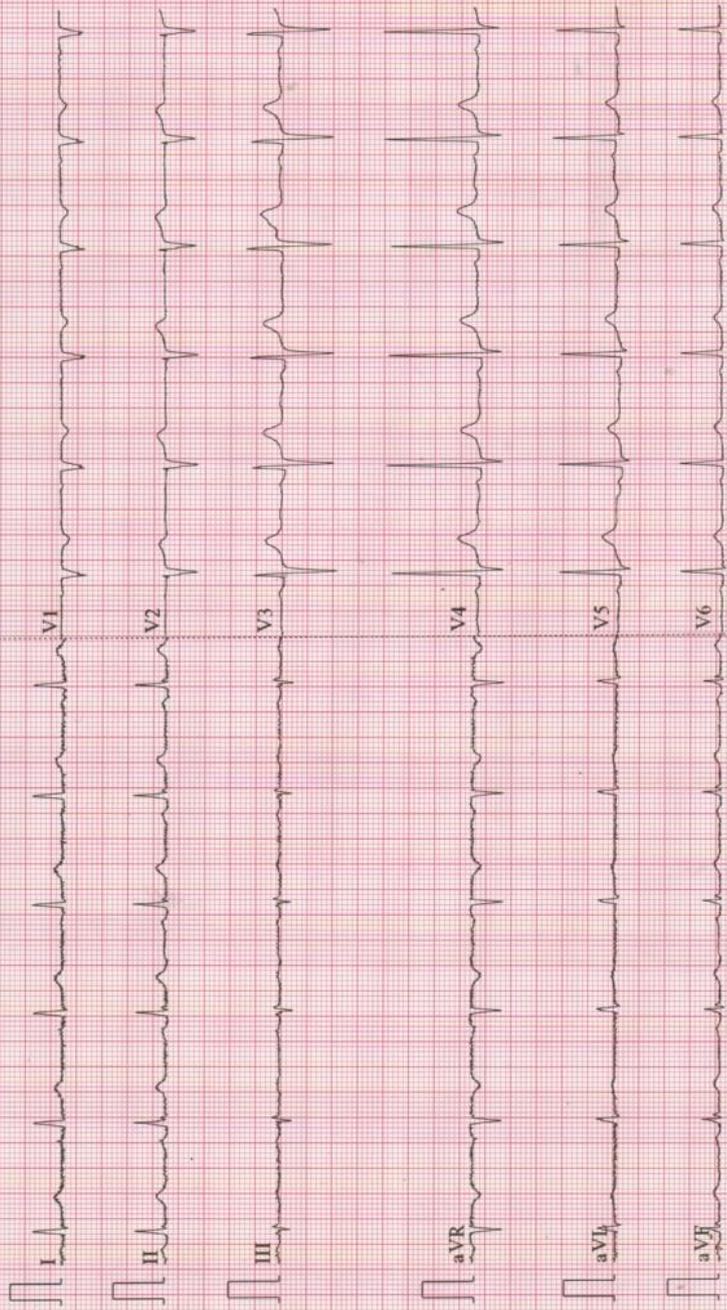
REGID: 0909905812-81

19-03-2018 12:23:05  
RODRIGUEZ CASTILLO TULIA  
Femenino 73Años

FC : 69 bpm  
P : 118 ms  
PR : 182 ms  
QRS : 92 ms  
QT/QTc : 406/435 ms  
PQRST : 57/29/38 °  
RV5/SV1 : 1.190/0.460 mV

Información de Diagnóstico:  
Ritmo sinusal  
ECG normal

Informe confirm por:



0 -100Hz AC60 2.5mm/s 10mm/mV 2por5.0s 69 SE-1200Express V2.2 Glasgow V28.6.0

CE 1177 BOMOMED

19-03-2018 12:23:05

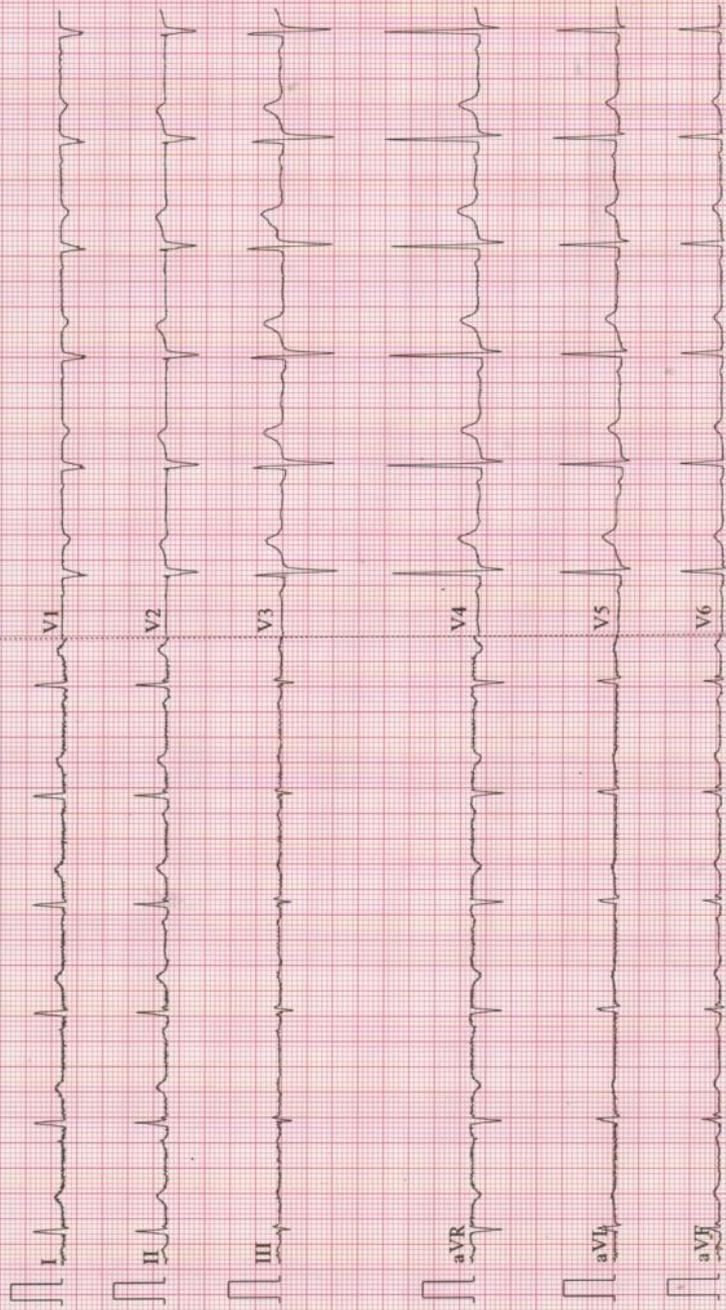
RODRIGUEZ CASTILLO TULIA  
Femenino 73Años

Información de Diagnóstico:

Ritmo sinusal  
ECG normal

FC : 69 bpm  
P : 118 ms  
PR : 182 ms  
QRS : 92 ms  
QT/QTc : 406/435 ms  
PQRST : 57/29/38 °  
RV5/SV1 : 1.190/0.460 mV

Informe confirm por:



0 -100Hz AC60 2.5mm/s 10mm/mV 2por5.0s 69 SE-1200Express V2.2 Glasgow V28.6.0

ID: 0906819784

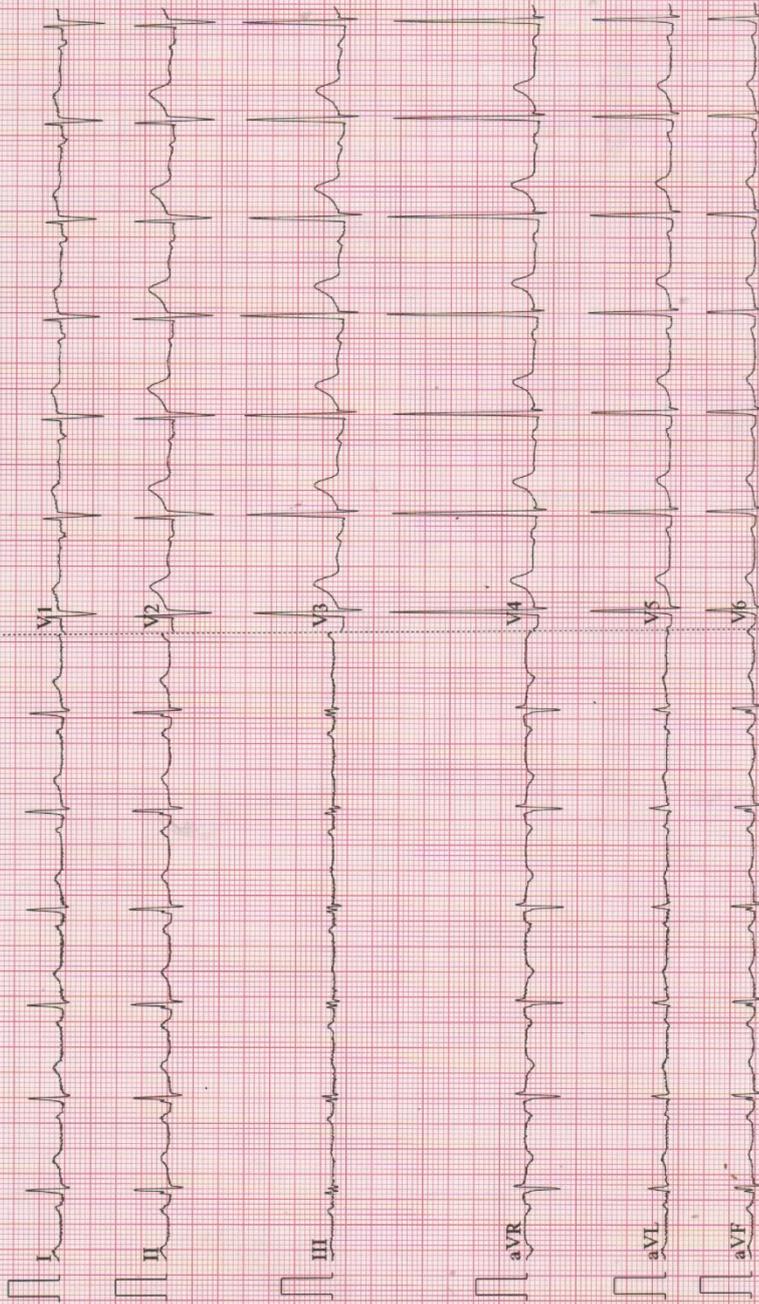
MOREIRA ORTANEDA IVAN  
Masculino 59Años

19-03-2018 12:49:28  
FC : 77 bpm  
P : 110 ms  
PR : 176 ms  
QRS : 80 ms  
QT/QTc : 382/433 ms  
P/QRS/T : 58/37/41 °  
RV5/SV1 : 1.61/0.739 mV

Información de Diagnóstico:  
Ritmo sinusal  
ECG normal

SONOMED

Informe confirm. por:



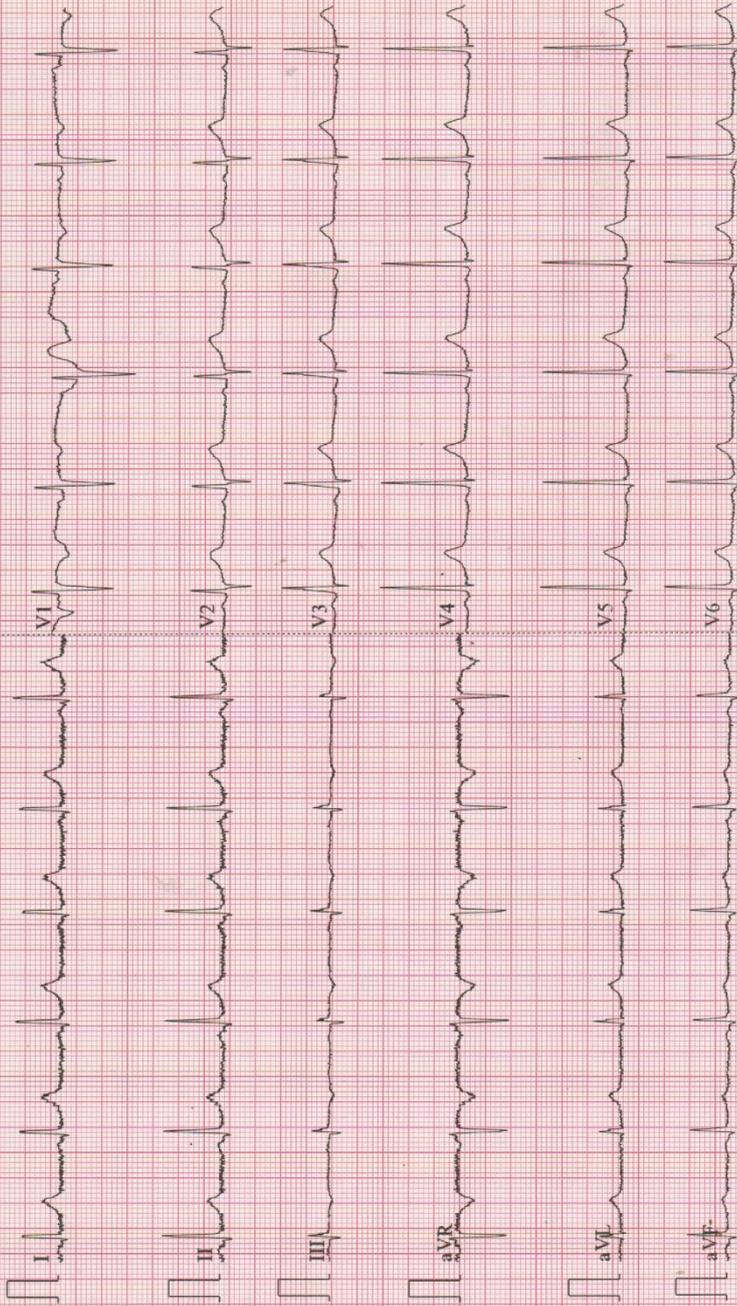
0.67-100 AC60 2.5mm/s 10mm/mV 2 por5.0s ♡77 SE-1200Express V2.2 Glasgow V28.6.0

Información de Diagnóstico:  
Ritmo sinusal  
ECG normal

19-03-2018 13:47:35  
FC : 69 bpm  
P : 116 ms  
PR : 140 ms  
QRS : 86 ms  
QT/QTc : 408/438 ms  
P/QRS/T : 53/39/24 °  
RV5/SV1 : 1.656/1.055 mV

ID: 0926393828  
CHARCOPA LAJONES MAYRA  
Femenino 29Años

Informe confirm por:



86.5 For Use On: MORTARA 9100-012-10.5-2018 09:58:48 COPIAR

ROSERO EDUARDO  
22Años

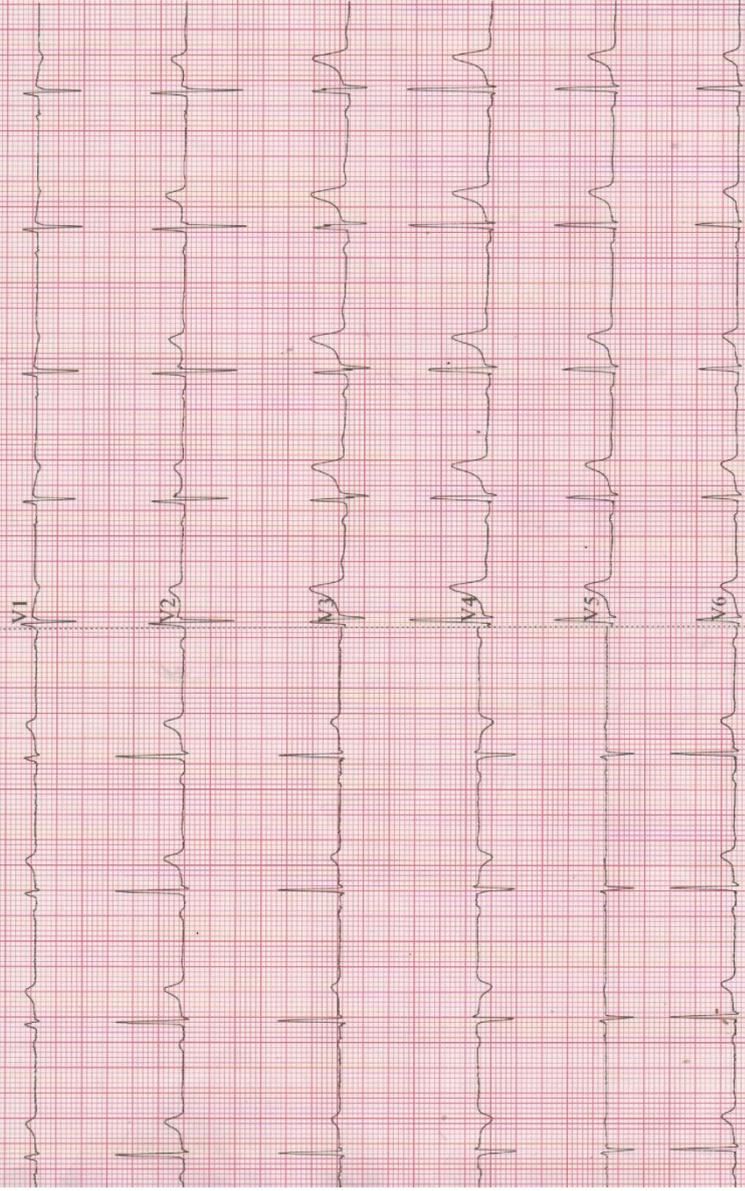
Información de Diagnóstico:  
Bradicardia sinusal  
ECG normal, a excepción de la frecuencia

FC : 56 bpm  
P : 110 ms  
PR : 184 ms  
QRS : 82 ms  
QT/QTc : 396/383 ms  
P/QRS/T : 34/81/56 °  
RV5/SV1 : 1.089/0.820 mV

CE 0187 SONOMED

2029 4/20/2018  
2029 4/20/2018

Informe confirm por:



100Hz AC60 25ms 10mm-mV 2-pp:5.0: 56 SE-120-Express V2.2 Glasgow V28.6.0

REGID: 0909861908-01

GONZALES ESPINOZA PETITA  
Femenino 59Años

19-05-2018 13:13:21

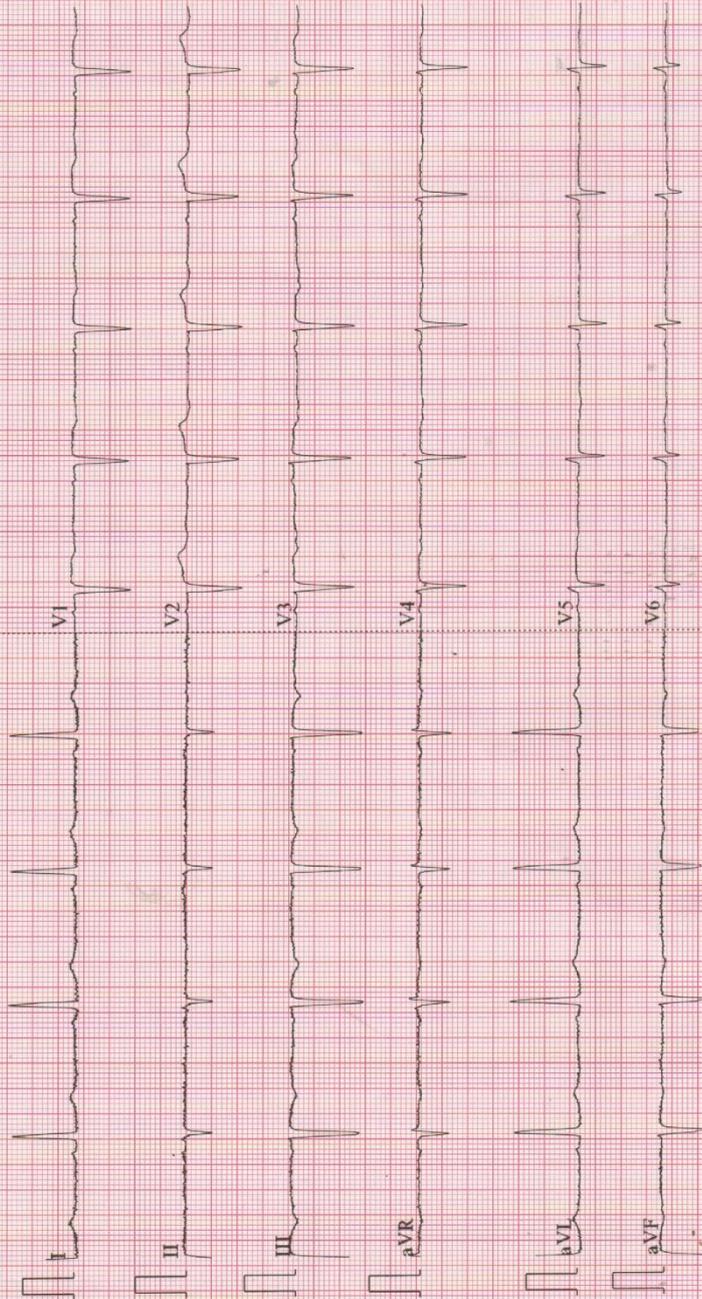
FC : 56 bpm  
P : 108 ms  
PR : 164 ms  
QRS : 102 ms  
QT/QTc : 446/431 ms  
P/QRS/T : 1/-42/-24 °  
RV5/SV1 : 0.250/1.088 mV

SONOMED

Información de Diagnóstico:

Bradicardia sinusal  
Posible hemibloqueo anterior izquierdo  
Posible infarto anterior - tiempo de evolución indeterminado  
Hipertrofia ventricular izquierda sólo por voltaje  
Alteración de la onda T inferior es inespecífica  
ECG anormal

Informe confirm por:



100Hz, AC60 25mm/s 10mm/mV 2 por 5.0s ♥56 SE-1200Express V2.2 Glasgow V28.6.0

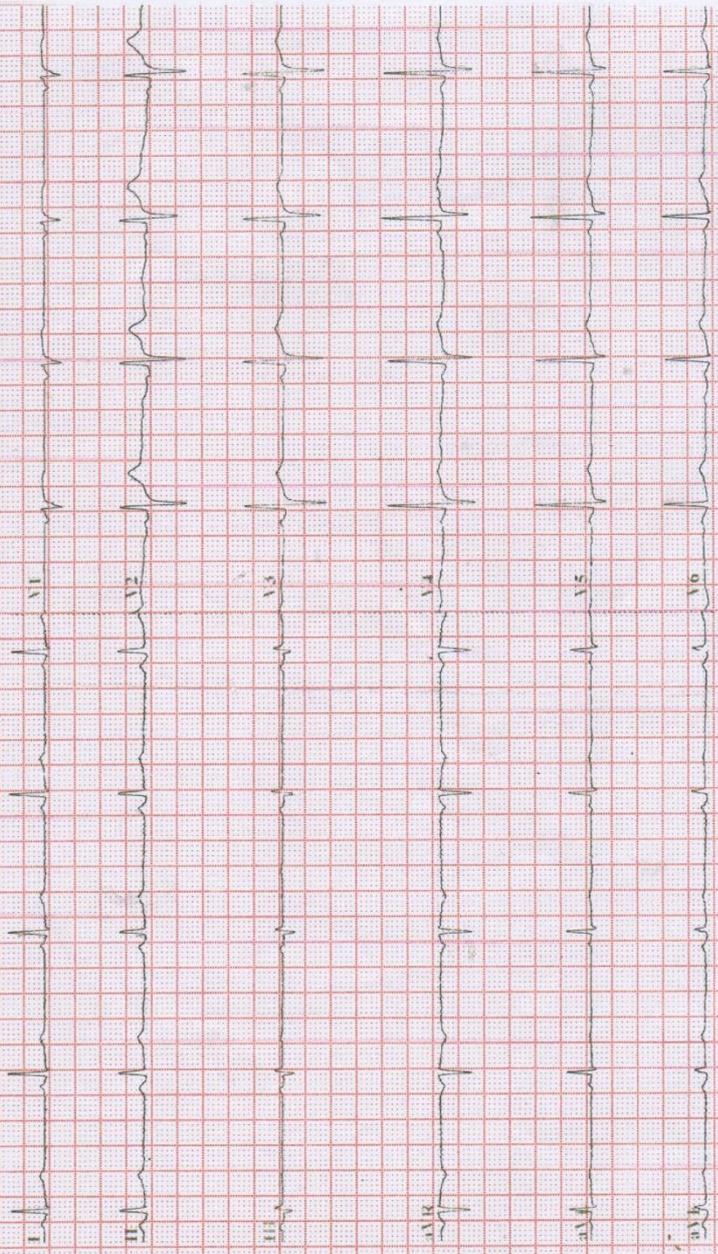
19.02.2018 11:23:35

Nombre : victor  
Apellidos : cerdan benites  
ID : 00  
Edad : 54 Años  
Sexo : Masculino  
PANI : 110/70 mmHg

FC : 53 bpm  
P : 109 ms  
PR : 145 ms  
QRS : 86 ms  
QT/QTc : 415/390 ms  
P/QRS/T : 57/36/61 °  
RV5/SV1 : 1.453/0.318 mV  
RV5+SV1 : 1.471 mV  
RV6/SV2 : 0.851/0.705 mV

Información de diagnóstico:  
811: Bradicardia del sinusal  
\*\*\*ECG Normal\*\*\*

Informe revisado por:



0.6711/35Hz C.A60 25mm/s 10mm/mV 2 por 5 C33 Spacelabs Healthcare S12 V1.1 Hospital Guayaquil Dr. Abel Gilbert P

2-Jun-2018 9:24:37

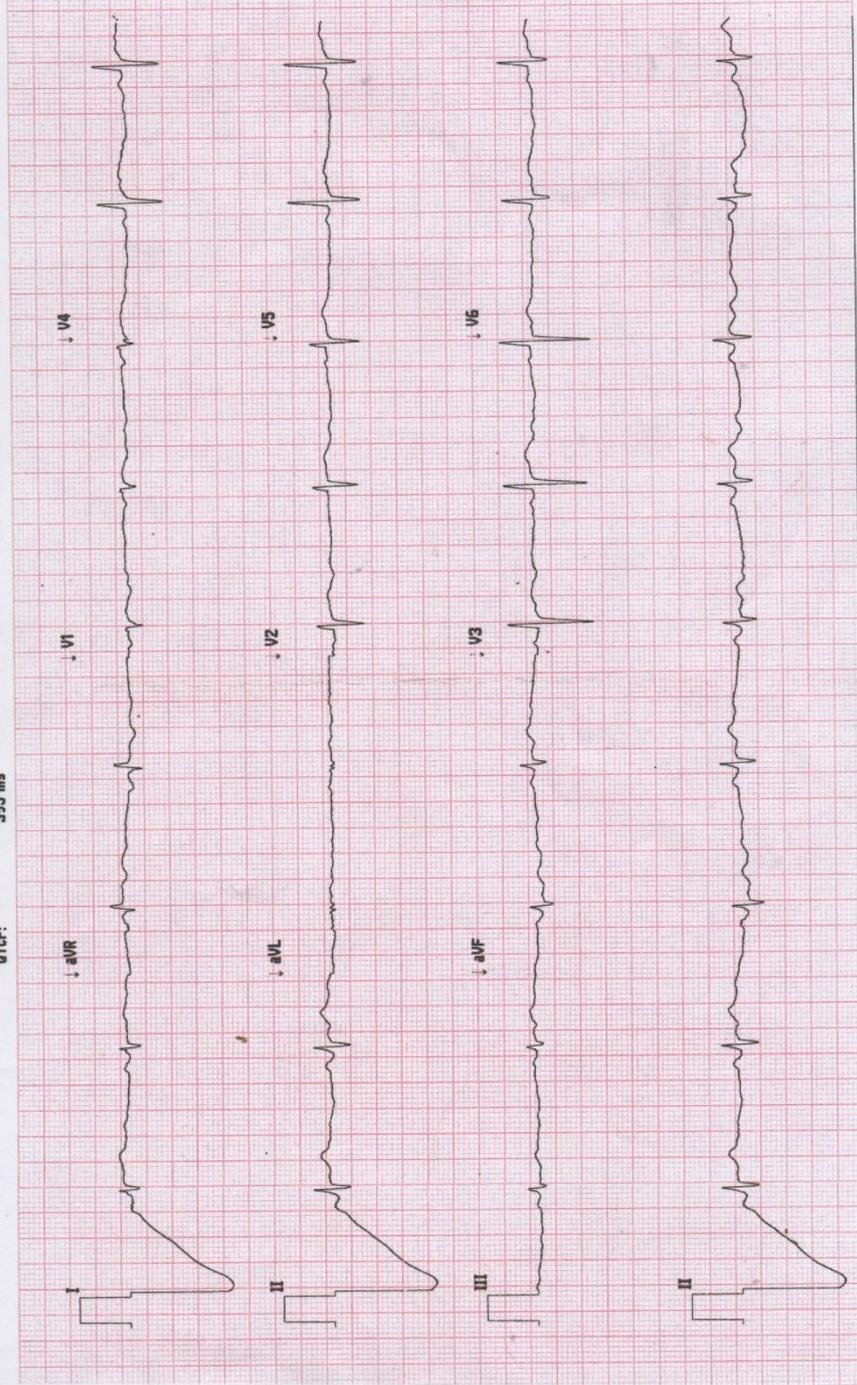
BRADICARDIA SINUSAL  
EJES INDETERMINADOS

ECG NO NORMAL  
INTERPRETACION BASADA EN UNA EDAD POR DEFECTO DE 40 AÑOS

Revisado por *[Signature]*

Frec Vent: 54 LPM  
Int PR: 156 ms  
Dur QRS: 89 ms  
QT/QTc: 409/394 ms  
Eje S P-R-T: 41 116 61  
RR medio: 1107 ms  
QTcB: 388 ms  
QTcF: 395 ms

Fdm:  
años,



Version 1.10.06 Secuencia #00521 25mm/s 10mm/mV 0.05-150 Hz 60Hz

SONOMED

16-Jun-2018 10:19:46

FON:  
50 años, MASC

BRADICARDIA SINUSAL  
ECG EN EL LIMITE

Frec. Ventr: 45 LPM  
Int PR: 179 ms  
Dur QRS: 106 ms  
QT/QTc: 436/391 ms  
Ejes P-R-T: 72 80 76

*Sorci Senchez*

9/6/60

No confirmado  
CENTRO CARDIOLOGICO PREVENIA  
Betty Vera De La Esc. Dr.  
CARDIOLOGA  
REG. SANT. DEPART.

*Bludant Simut*

