



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS

CARRERA DE INGENIERÍA EN MECATRÓNICA

TRABAJO DE GRADO PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO
DE INGENIERO EN MECATRÓNICA

TEMA:

“SISTEMA PARA EL MONITOREO Y DETECCIÓN DE
BRADICARDIA Y TAQUICARDIA”

AUTOR: DANIEL ISRAEL QUIMBIA IMBAQUINGO

DIRECTORA: LUZ MARÍA TOBAR SUBÍA CONTENTO

IBARRA-ECUADOR
FEBRERO 2020



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA
AUTORIZACIÓN DE USO Y PUBLICACIÓN A FAVOR DE LA
UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE

1. IDENTIFICACIÓN DE LA OBRA

En cumplimiento del Art. 144 de la Ley de Educación Superior, hago la entrega del presente trabajo a la Universidad Técnica del Norte para que sea publicado en el Repositorio Digital Institucional, para lo cual pongo a disposición la siguiente información:

DATOS DEL AUTOR			
CÉDULA DE IDENTIDAD	1003432489		
APELLIDOS Y NOMBRES	QUIMBIA IMBAQUINGO DANIEL ISRAEL		
DIRECCIÓN	ATUNTAQUI		
EMAIL	diquimbiai@utn.edu.ec - argish1990@gmail.com		
TELÉFONO FIJO	06 – 2530 – 615	TELÉFONO MÓVIL	0999277937
DATOS DE LA OBRA			
TÍTULO	“SISTEMA PARA EL MONITOREO Y DETECCIÓN DE BRADICARDIA Y TAQUICARDIA”		
AUTOR	DANIEL ISRAEL QUIMBIA IMBAQUINGO		
FECHA	20 FEBRERO DE 2020		
PROGRAMA	PREGRADO		
TÍTULO POR EL QUE OPTA	INGENIERO EN MECATRÓNICA		
DIRECTOR	LUZ MARÍA TOBAR SUBÍA CONTENTO.		



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
BIBLIOTECA UNIVERSITARIA
2. CONSTANCIAS

El autor manifiesta que la obra objeto de la presente autorización es original y se la desarrolló sin violar derechos de autor de terceros, por lo tanto la obra es original, y que es el titular de los derechos patrimoniales, por lo que asume la responsabilidad sobre el contenido de la misma y saldrá en defensa de la Universidad en caso de reclamación por parte de terceros.

Ibarra, 20 de febrero de 2020

A handwritten signature in blue ink, appearing to read 'Daniel Israel Quimbia Imbaquingo', is written over a horizontal line.

Daniel Israel Quimbia Imbaquingo
C.I.: 1003432489



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
FACULTAD DE INGENIERÍA EN CIENCIAS APLICADAS
CERTIFICACIÓN

En calidad de directora del trabajo de grado “SISTEMA PARA EL MONITOREO Y DETECCIÓN DE BRADICARDIA Y TAQUICARDIA”, presentado por el egresado DANIEL ISRAEL QUIMBIA IMBAQUINGO, para optar por el título de Ingeniero en Mecatrónica, certifico que el mencionado proyecto fue realizado bajo mi dirección.

Ibarra, 18 de febrero de 2020

A handwritten signature in blue ink, which appears to read "Luz María Tobar Subía Contento".

Luz María Tobar Subía Contento
DIRECTORA DE TESIS

Agradecimiento

Gracias a Dios por haberme puesto en este camino y guiarme hasta este momento. Gracias a mis padres Marcia y Fausto que con su amor y humildad han sabido guiarme, y por haber sido mi apoyo y fortaleza durante este trayecto. A mis hermanos Mayra, Vicente y Andrés que siempre han estado conmigo, tanto en las buenas como en las malas. A mi abuelita Sara que con su cariño y preocupación ha sabido aconsejarme. A mi tía Nanci por apoyarme, y a Bolívar por haberme extendido sus manos. A Jefferson y Pablo por haber sido los mejores amigos y compañeros en este trayecto. A esta prestigiosa institución por haber permitido formarme profesionalmente. A mis maestros que no desistieron y depositaron su confianza en mí, en especial a la ingeniera Luz María, gracias por tenerme paciencia. A todos ellos les agradezco, desde el fondo de mi corazón.

Dedicatoria

El presente proyecto está dedicado principalmente a mis padres, el ejemplo de vida más grande, por demostrarme siempre su amor y apoyo incondicional, por enseñarme el significado de la humildad y perseverancia. A mis hermanos por haber compartido los mejores momentos conmigo y porque los quiero mucho. A mi prima Jessica por haberme bajado de las nubes. A mi abuelita Sára por sus sabios consejos y mi abuelito Cesar que aunque ya no esta con nosotros siempre me da fuerzas para seguir adelante. A todos mis familiares y amigos por su preocupación.

Daniel Israel Quimbia Imbaquingo

Resumen

En las últimas décadas el avance de la tecnología ha permitido la creación de múltiples aplicaciones orientadas a la medicina. Muchas de las investigaciones se relacionan con el estudio y análisis de las señales bioeléctricas. Como la investigación de señales electrocardiográficas en el estudio de la variación en la forma de onda para cada una de las componentes. Además, su descomposición para brindar un enfoque de estudios hacia las amplitudes, tiempos de duración y desaparición de las mismas [15]. Así, este estudio se centra en el análisis de la onda R que tiene la mayor amplitud positiva en un electrocardiograma.

A continuación se presenta el desarrollo y validación de un sistema que utiliza algoritmos para la detección de la onda R de la señal electrocardiográfica con el fin de diagnosticar dos tipos de afecciones del aparato cardíaco: Bradicardia y Taquicardia. Es necesario efectuar una etapa de preprocesamiento de la señal para llevarla a un estado donde sea posible atenuar perturbaciones generadas por el ambiente.

Se utilizó un procesador de placa reducida Raspberry pi 3 modelo B+, un convertor analógico-digital ADS1115, el sensor de ritmo cardíaco AD8232 y lenguaje de programación Python. Para el diagnóstico y visualización de la señal se creó una interfaz gráfica de usuario utilizando la librería Tkinter, GUI propia de Python.

Finalmente se llevo a cabo un proceso de ensayos para la validación del dispositivo. Las pruebas fueron realizadas a estudiantes y administrativos que hacen uso del servicio médico en el Departamento de Bienestar Universitario. Para la validación se comparó los valores obtenidos por el Oxímetro de pulso Riester Ri-fox y el sistema implementado en este trabajo. Dando lugar a un cálculo de error.

Abstract

In recent decades the advancement of technology has allowed the creation of multiple applications oriented to medicine. Many of the research relates to the study and analysis of bio-electrical signals. As the electrocardiographic signal scan in the study of the variation in the waveform for each of the components. In addition, its decomposition to provide a focus of studies towards amplitudes, duration times and disappearance of them. Thus, this study focuses on the analysis of the R wave that has the highest positive amplitude in an electrocardiogram.

Below is the development and validation of a system that uses algorithms for the detection of the R-wave of the electrocardiographic signal in order to diagnose two types of heart system conditions: Bradycardia and Tachycardia. It is necessary to perform a preprocessing stage of the signal to take it to a state where it is possible to mitigate disturbances generated by the environment.

It was used Raspberry pi 3 model B + reduced board processor, an ADS1115 analog-digital converter, the AD8232 heart rate sensor and Python programming language were used. For the diagnosis and display of signals, a graphical user interface was created using the Tkinter library, Python's own GUI.

Finally, a testing process was carried out for the device validation. The tests were carried out on students and administrators who make use of the medical service in the Department of University Welfare. For the validation, the values obtained by the Riester Ri-fox Pulse Oximeter and the system implemented in this work are compared. Giving rise to a mistake calculation.

Índice general

Índice de figuras	XIII
Índice de cuadros	XIV
Índice de códigos	XV
Introducción	1
Motivación	1
Objetivos	1
Objetivo Principal	1
Objetivos específicos	1
Problema	2
Justificación	2
Alcance	3
1. Revisión Literaria	5
1.1. El aparato cardíaco	5
1.1.1. Fisiología del corazón	5
1.1.2. Ciclo cardíaco	5
1.1.3. Actividad eléctrica del corazón	6
1.1.4. Frecuencia cardíaca	7
1.2. Señales electrocardiográficas	8
1.2.1. El electrocardiograma	8
1.2.2. Características de las señales electrocardiográficas	8
1.2.3. Derivaciones del las señales electrocardiográficas	10
1.3. Arritmias	13
1.3.1. Según la frecuencia auricular o ventricular en taquiarritmias o bradiarritmias.	13
1.3.2. Según su origen en supraventriculares y ventriculares	14
1.3.3. Según sus manifestaciones clínicas en sintomáticas y no sintomáticas	14
1.4. Sensado de señales electrocardiográficas	14
1.4.1. Electrodo para electrocardiografía	14

1.4.2.	Cables para electrocardiografía	15
1.5.	Sistema electrónico	15
1.5.1.	Raspberry pi 3 modelo B+	15
1.5.2.	Circuito de acondicionamiento AD8232	16
1.5.3.	Digitalización de señales	16
1.5.4.	Convertor A/D ADS1115	17
1.5.5.	Muestreo	18
1.5.6.	Cuantización y codificación	19
1.6.	Técnicas de preprocesamiento	19
1.6.1.	Ruido	20
1.6.2.	Interferencia de la red	20
1.6.3.	Variaciones de la línea base	21
1.7.	Procesamiento digital de señales	21
1.7.1.	Transformada Wevelet (TW)	21
1.7.1.1.	Transformada <i>wavelet</i> continua (TWC)	22
1.7.1.2.	Transformada <i>wavelet</i> discreta (TWD)	22
1.7.1.3.	Familia de funciones Wavelet	22
2.	Metodología	25
2.1.	Metodología de Investigación	25
2.1.1.	Proceso de Investigación	26
2.2.	Requisitos del Sistema detector de arritmias	26
2.2.1.	Hardware	26
2.2.2.	Software	27
2.3.	Selección de hardware	27
2.3.1.	Criterios de evaluación	28
2.3.2.	Metodo de evaluación del peso de cada criterio	29
2.4.	Metodología para la adquisición de las señales ECG	31
2.5.	Metodología para la elección del algoritmo de detección	32
2.6.	Metodología para el desarrollo de la interfaz	33
3.	Implementación	35
3.1.	Desarrollo del sistema ECG	35
3.1.1.	Implementación del sistema ECG	35
3.1.2.	Obtención y procesamiento de datos	36
3.1.3.	Desarrollo de la interfaz	37
3.2.	Pruebas y validación del dispositivo	39
3.2.1.	Protocolo para toma de electrocardiograma	40
3.2.2.	Medición y análisis de las señales electrocardiográficas	41

Conclusiones, recomendaciones y trabajo futuro	45
Conclusiones	45
Recomendaciones	46
Trabajo a futuro	46
A. Diagrama PCB del circito impreso	47
B. Planos Carcasa: Cubierta superior e inferior	48
C. Desarrollo del sistema electrocardiográfico	51
D. Desarrollo interfaz gráfica	52
E. Documentos de consentimiento informado	53
F. Certificación por parte del Departamento de Bienestar Universitario	61
G. Manual de Usuario	63
H. Manual de Usuario	74
I. Listado de códigos	77
I.1. Programas implementados	77
I.1.1. Desarrollo de interfaz	77

Índice de figuras

1.1. Fisiología del corazón [6]	6
1.2. Fases del ciclo cardíaco [15].	6
1.3. Representación de los latidos cardíacos [6]	8
1.4. Ondas del electrocardiograma [6]	9
1.5. Derivaciones bipolares: I, II y III [8]	11
1.6. Derivaciones monopolares: VR, VL y VF [8]	11
1.7. Proyecciones del vector 1 con relación a VR, VL y VF [8]	11
1.8. Ubicación de electrodos en derivaciones horizontales [8].	12
1.9. Tipos de gel para electrodos [11].	14
1.10. Cables de tres derivaciones para electrocardiografía	15
1.11. Etapas de operación del AD8232 [12]	16
1.12. Proceso de digitalización. Fuente: SlideShare. Sesión 03. Digitalización de señales	17
1.13. Diagrama de bloques funcionales del ADS1115 [14]	17
1.14. Diagrama de representación de convertor A/D [14]	18
1.15. Ruido superpuesto sobre señales ECG	20
2.1. Metodología de Investigación	25
2.2. Diagrama de bloques del sistema de adquisición ECG	27
2.3. Estructura de algoritmo de detección	32
2.4. Etapas del diseño centrado en el usuario	33
3.1. Diagrama de conexiones eléctricas	35
3.2. Conexiones del dispositivo: (A). Ensamblaje carcasa, (B). Cable para electro- cardiografía	36
3.3. Pantalla principal de la interfaz de usuario	38
3.4. Pantalla de análisis de la interfaz de usuario	38
3.5. Pantalla de información	39
3.6. Ventana de mensaje final	39
3.7. Oxímetro de pulso	40
3.8. Paciente 1	41
3.9. Paciente 7	43

Índice de cuadros

2.1. Valores de signación para criterios	27
2.2. Asignación de valores de ponderación	29
2.3. Ponderación de criterios para el Sistema Embebido	29
2.4. Comparación de alternativas y criterios (Sistema Embebido)	29
2.5. Ponderación de criterios para el Sensor	30
2.6. Comparación de alternativas y criterios (Sensor)	30
2.7. Ponderación de criterios para el conversor A/D	31
2.8. Comparación de alternativas y criterios (Conversor A/D)	31
3.1. Resultados obtenidos del sistema implementado	43
3.2. Porcentaje de error en las mediciones	44

Índice de códigos

I.1. Interfaz gráfica de usuario	77
--	----

Introducción

Este trabajo de grado ha sido realizado con el *Grupo de Investigación en Sistemas Inteligentes de la Universidad Técnica del Norte (GISI-UTN)*.

Motivación

El desarrollo de la biomecatrónica ha cambiado drásticamente en las últimas décadas debido principalmente a la evolución de la tecnología del computador y a la automatización de los procesos. Logrando la aplicación coordinada de del conjunto de conocimientos y habilidades técnicas para crear productos tecnológicos artificiales o desarrollar ideas mediante procesos investigativos, con el fin de resolver un problema o simplemente satisfacer una necesidad del ser humano.

Objetivos

Objetivo Principal

- Implementar un sistema poco invasivo para el monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia.

Objetivos Específicos

- Definir las características principales de las señales electrocardiográficas encontradas en la literatura.
- Definir algoritmo a utilizar para la detección de picos.
- Desarrollar el sistema para el monitoreo de señales electrocardiográficas, bajo criterios de usabilidad.
- Realizar la validación del sistema.

Problema

Antiguamente las enfermedades cardiovasculares se diagnosticaban mediante métodos poco efectivos que se basan en la inspección y palpación, a esto métodos se sumaban también la percusión y la auscultación las cuales permitían realizar un buen diagnóstico, más tarde llega la invención del estetoscopio, que da un impulso al estudio de las enfermedades cardíacas [1].

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en el Ecuador, en el año 2012 un 10.3% del total de muertes contabilizadas en el país fueron por enfermedades cardíacas. En el año 2014 según datos del Instituto Nacional de Estadísticas y Censos se reportaron 4430 muertes por enfermedades isquémicas del corazón, 1316 por insuficiencia cardíaca, 169 por arritmias cardíacas y 106 por paros cardíacos [2].

La encuesta realizada por la Organización Panamericana de la Salud (OPS) en Ecuador en el año 2016 dirigida a personas de 18 y 69 años, muestra que el 30% de la población adulta entre 40 y 69 años corren el riesgo de padecer una enfermedad asociada con el mal funcionamiento del sistema cardíaco [3].

Partiendo de estas estadísticas se conoce que el tiempo para el monitoreo frecuente de las señales cardíacas en personas adultas mayores de 65 años se ve afectado por la portabilidad y por la cantidad de cables que van conectados al cuerpo de la persona y la accesibilidad a un electrocardiograma convencional.

Justificación

En Ecuador la cantidad de dinero que se invierte para tratar las enfermedades cardiovasculares supera los 615.000.000 de dólares, además el sistema de monitoreo de señales electrocardiográficas (ECG) convencional utiliza más de 10 cables conectados al cuerpo del paciente y su costo es de mayor a 50 dólares [4].

Además, la utilización de la derivación basado en el triángulo de Einthoven en señales electrocardiográficas se utiliza para registrar la diferencia de potencial eléctrico que se produce entre dos puntos, dichos puntos pueden estar conformados por el brazo izquierdo (L), el brazo derecho (R), pierna izquierda (F) y pierna derecha (N) [5].

Debido a esto la conexión será de tres cables al cuerpo del paciente. Lo cual brindará una sensación de tranquilidad al ser un sistema portable, de fácil uso y poco invasivo.

Por otra parte, el estudio que se hará es para la identificación de las señales que contengan

variaciones en su forma normal y de esa manera poder detectar las dos posibles afecciones que ya se mencionaron anteriormente.

Igualmente, el tema de investigación aporta al proyecto: Estudio de señales biométricas provenientes de la acción muscular.

Alcance

El presente trabajo de grado está enfocado a la adquisición de señales electrocardiográficas (ECG) para determinar dos tipos de afecciones en el corazón: TAQUICARDIA Y BRADICARDIA. Se realizará la detección de picos R de la señal utilizando un algoritmo para detección. La interfaz gráfica mostrará los parámetros de las señales, como el número de picos por minuto. Así mismo para la toma de datos se utilizará una tarjeta comercial de adquisición de señales electrocardiográficas.

Revisión Literaria

Este capítulo detalla la teoría utilizada para la ejecución de este proyecto.

1.1. El aparato cardíaco

1.1.1. Fisiología del corazón

El corazón humano está constituido por cuatro cavidades, dos en el lado izquierdo y dos en el lado derecho, es por esta razón que es muy común hablar de corazón derecho que es el encargado de llevar la sangre hacia los pulmones para que sea oxigenada y corazón izquierdo que lleva la sangre oxigenada hacia el resto del cuerpo. Las cavidades que se encuentran en la parte superior se las conoce con el nombre de aurículas que serían la antesala y las dispuestas en la parte inferior con el nombre de ventrículos que actúan como potentes bombas para llevar la sangre ya sea hacia los pulmones o hacia el resto del cuerpo. Tanto en el corazón derecho como en el izquierdo la aurícula se comunica con el ventrículo a través de unas válvulas llamadas tricúspide y mitral respectivamente las cual permite el paso de sangre de la aurícula al ventrículo pero no en sentido contrario. El ventrículo izquierdo es más largo y estrecho que el derecho es por esta razón que se puede decir que el ventrículo derecho es de baja presión y el izquierdo de alta presión [6]. En la Figura 1.1 se observa las partes que constituyen el corazón.

1.1.2. Ciclo cardíaco

Con cada latido del corazón es expulsada una cantidad de sangre hacia los vasos sanguíneos, esta acción constituye un sistema de riego perfecto ya que tiene la finalidad de llevar sangre oxigenada y otros nutrientes hacia todas las células del organismo y también se encarga de la recolección de la sangre pobre en oxígeno y nutrientes. La sangre llega al corazón por las aurículas que son las encargadas de proveer un relleno óptimo de los ventrículos los cuales se encargan del trabajo de impulsar la sangre, a este movimiento ordenado y coordinado de aurículas y ventrículos se denomina ciclo cardíaco (cada latido). El ciclo cardíaco consta de dos fases: diástole y sístole. En fase de diástole los ventrículos se encuentran relajados y se están llenando de sangre que luego será impulsada, en este proceso las válvulas tanto mitral como tricúspide tienen que estar abiertas y las válvulas aórtica y pulmonar tienen que estar cerradas.

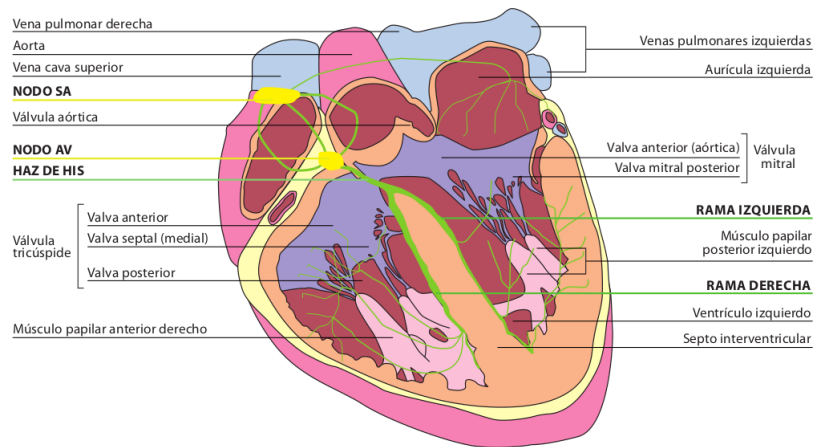


Figura 1.1: Fisiología del corazón [6]

En cambio en fase de sístole los ventrículos se contraen y provocan la eyección de la sangre contenida, en este proceso las válvulas aórtica y pulmonar deben estar abiertas y las válvulas mitral y tricúspide deben estar cerradas, esto para que la sangre no vuelva a las aurículas [6]. En la Figura 1.2 se observa el proceso del ciclo cardíaco.

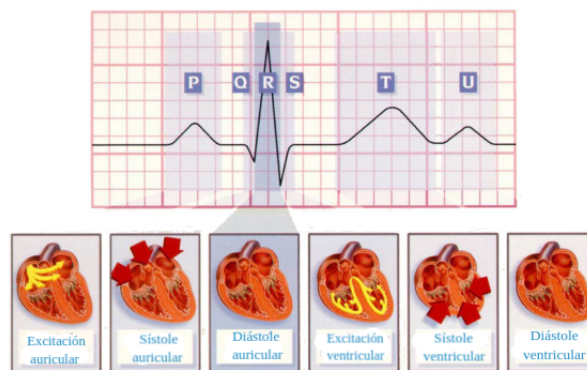


Figura 1.2: Fases del ciclo cardíaco [15].

1.1.3. Actividad eléctrica del corazón

La función del corazón consiste en poder relajarse para permitir su llenado y contraerse para permitir la eyección de la sangre. Todo esto es posible gracias a que sus tejidos tienen células musculares y miocitos cardíacos las cuales tienen en su interior las proteínas responsables (iones de calcio) para la contracción y relajación. La contracción del corazón se produce cuando

a las células musculares les llega un orden mediante un impulso eléctrico, es en ese momento que se liberan iones de calcio en su interior haciendo que la actina y miosina se fusionen, esto produce que la miosina utilice energía para deslizarse sobre la actina y la célula acorte su longitud produciéndose la contracción, en cambio para la relajación el calcio sale de la célula muscular lo que provoca que la actina y la miosina se separen.

El sistema de conducción cardíaco está conformado por el nodo sinusal o nódulo de Keith-Flach, el nodo auriculoventricular (nodo AV), el haz de His y el sistema de Purkinje. En general la contracción se dispara desde el nodo sinusal localizado por detrás de la aurícula derecha, el cual es un acúmulo de células especializadas, que se despolariza cada 800ms automáticamente, este nodo genera estímulos eléctricos que se propagan por las vías de conducción auriculares hasta estimular la totalidad del tejido auricular, luego se canaliza y orienta a través de las vías internodales hasta llegar al nodo AV donde la onda de activación eléctrica sufre una pausa de una décima de segundo permitiendo que las aurículas vacíen su contenido de sangre en los ventrículos antes de producirse la contracción ventricular. Seguidamente el impulso cardíaco se propaga por el haz de His y sus ramas que se dividen en izquierda y derecha, después de atravesar el haz de His el impulso eléctrico pasa por una red de microfibras denominadas fibras de Purkinje para de esa manera completar la totalidad de la masa ventricular produciéndose así la contracción del ventrículo tanto derecho como izquierdo [6].

1.1.4. Frecuencia cardíaca

La activación de cada una de las partes del sistema de conducción se hace de forma espontánea es por esta razón que la actividad eléctrica del corazón se la detecta fácilmente mediante el electrocardiograma. El nodo sinusal (marcapasos fisiológico) es el responsable del latido cardíaco, cuando el marcapasos fisiológico no funciona correctamente, sobre el nodo auriculoventricular recae la responsabilidad del latido cardíaco al ser este el siguiente en rapidez.

El nodo sinusal es el responsable de que el corazón se contraiga, el número de contracciones medidas en un minuto es lo que se llama frecuencia cardíaca, una adecuada frecuencia cardíaca es importante para el correcto funcionamiento del corazón, la frecuencia cardíaca normal se encuentra entre los 60 y 100 latidos por minuto, cuando esta disminuye por debajo de 60 se denomina bradicardia y si aumenta por encima de 100 recibe el nombre de taquicardia, se debe tomar en cuenta que se producen tanto bradicardia como taquicardia fisiológicas debidas a una gran relajación (cuando se duerme) y a ejercicio físico respectivamente [6].

1.2. Señales electrocardiográficas

1.2.1. El electrocardiograma

El electrocardiógrafo es uno de los adelantos más importantes en la historia de la cardiología. Su inventor fue Willem Einthoven (premio novel de Fisiología y Medicina, 1924), en el año de 1903 publica su artículo llamado “El registro galvanométrico del electrocardiograma humano, con una revisión del electrómetro capilar en fisiología” donde hace una comparación de su invención que es el Galvanómetro de cuerdas con el electrómetro capilar donde empieza analizando las similitudes y diferencias de los trazos obtenidos con los dos aparatos. Seguidamente enumera las ventajas del galvanómetro de cuerdas sobre el electrómetro capilar. Dicho trabajo menciona las convenciones que actualmente son utilizadas y que fueron adoptadas por él, introduciendo la nomenclatura de P,Q, R, S y T a las deflexiones registradas [7].

El electrocardiograma proporciona una información básica y fundamental con una realización rápida, sencilla, segura, no dolorosa y económica. Basicamente el electrocardiograma es un gráfico donde se estudian las variaciones de voltaje vs tiempo debido a la contracción del músculo cardíaco. Todo esto consiste en registrar la información de la actividad eléctrica que se desarrolla en el corazón durante un tiempo determinado, la visualización de los datos se la puede realizar mediante la impresión de la señal en papel milimetrado para electrocardiografía o de manera continua en un monitor [6].

1.2.2. Características de las señales electrocardiográficas

La línea guía que presenta el electrocardiograma denominada línea isoeleétrica o línea base, se identifica fácilmente como la línea horizontal existente entre cada latido. Los latidos cardíacos se representan mediante oscilaciones de la línea isoeleétrica en forma de ángulos, segmentos, ondas e intervalos, cabe mencionar que entre cada latido va discurriendo la línea base [6]. En la Figura 1.3 se observa dos latidos consecutivos y línea isoeleétrica de la señal electrocardiográfica [6].

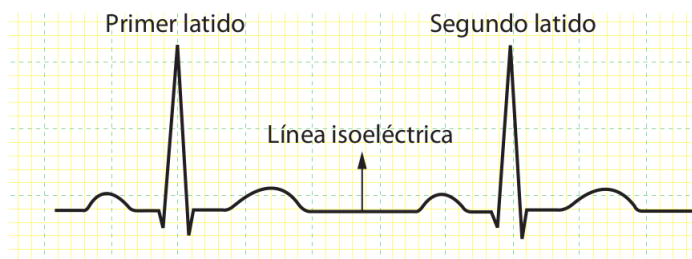


Figura 1.3: Representación de los latidos cardíacos [6]

Cada complejo de un electrocardiograma normal consta de una serie de deflexiones (ondas características del electrocardiograma). Tomando como referencia la Figura 1.4 y realizando la lectura de izquierda a derecha es posible distinguir la onda P el segmento P-R, el complejo QRS el segmento ST y la onda T.

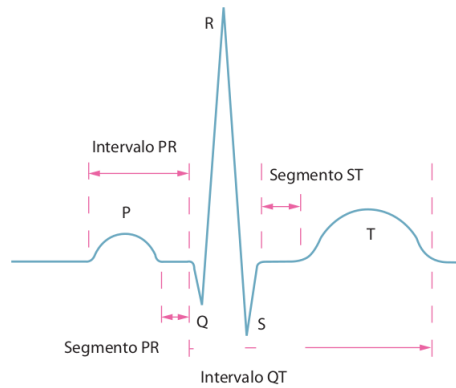


Figura 1.4: Ondas del electrocardiograma [6]

A continuación se describe cada una de las componentes del ECG:

- **Onda P**
Es la primera deflexión positiva y representa la compresión de las aurículas para envío de sangre a los ventrículos. Su tiempo estimado de duración es de unos dos cuadrados pequeños tomando como referencia el papel milimetrado para electrocardiografía.
- **Segmento P-R**
Va desde el final de la onda P al inicio del QRS, durante este periodo las aurículas terminan de vaciarse y se produce desaceleración en la transmisión del impulso eléctrico a través del corazón, esto sucede justo antes de la contracción de los ventrículos.
- **Complejo QRS**
Este complejo comprende la compresión de los ventrículos produciéndose la expulsión de su contenido sanguíneo. Dicho complejo consta de las ondas Q, R y S. La onda Q se identifica por ser la primera deflexión negativa después del segmento P-R la cual no siempre está presente. En relación con un electrocardiograma normal la onda Q deben de ser de tamaño no mayor que un cuadrado pequeño tanto en longitud como en profundidad. La onda R es variable en altura ya que puede medir desde medio cuadrado hasta cuatro o cinco cuadrados grandes en el caso de personas jóvenes. La onda S está a continuación de la onda R y comienza a partir del punto en que esta última, en su fase decreciente, se hace negativa. Dicho esto, el complejo QRS no debe exceder más de dos cuadrados pequeños en duración.

- **Segmento ST**
Este segmento se encuentra entre el final de la onda S y el comienzo de la onda T, su relación en descenso o elevación con la línea basal puede significar insuficiencia en el riego del corazón provocando insuficiencia en el aporte de oxígeno al corazón, es por esta razón que su valor como herramienta diagnóstica es insustituible.
- **Onda T**
Consiste en una deflexión normalmente positiva inscrita a continuación del segmento ST, su altura esta entre dos o cuatro cuadrados pequeños y su duración no debe exceder los tres. Dicha onda representa un período de relajación del corazón una vez que ha expulsado la sangre que se hallaba en los ventrículos.

1.2.3. Derivaciones del las señales electrocardiográficas

Para realizar el registro de la actividad eléctrica del corazón se ponen electrodos en determinadas zonas del cuerpo y mediante diferentes combinaciones de estos electrodos se puede observar 12 vistas diferentes de la misma actividad. A dichas vistas se las conoce como derivaciones. Hay seis derivaciones del plano frontal llamadas I, II, III, VR, VL y VF, estas derivaciones registrarán la actividad electrica del corazón con electrodos colocados en las extremidades y seis en el plano horizontal de V1 a V6 que registran la actividad con electrodos ubicados en el precordio [8].

Derivaciones de plano frontal

Dentro de las derivaciones del plano frontal estan las tres derivaciones llamadas bipolares de extremidades (derivaciones de Einthoven) colocadas entre dos puntos del cuerpo (I, II y III), donde I es la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (+) y el brazo derecho (-), II es la diferencia de potencial entre la pierna izquierda (+) y el brazo derecho (-) y III que representa la diferencia de potencial entre la pierna izquierda (+) y el brazo izquierdo (-). Por otra parte estan las tres llamadas monopolares que miden la diferencia de potencial entre un punto (VR brazo derecho, VL brazo izquierdo, y VF pierna izquierda).

Estas últimas derivaciones registran la actividad eléctrica del corazón desde el hombro derecho, hombro izquierdo y la pierna izquierda, dichas derivaciones tienen una línea de derivación con una parte positiva (línea continua) y negativa (línea discontinua) como se muestra en la Figura 1.6.

De manera general esto quiere decir que cualquier vector proyectado en VR, VL o VF origina una deflexión que puede ser positiva, negativa o isodifástica [8]. Todo esto se representa en la Figura 1.7. En la Figura 1.5 se observa la disposición de los electrodos en brazos y pierna con su respectiva derivación.

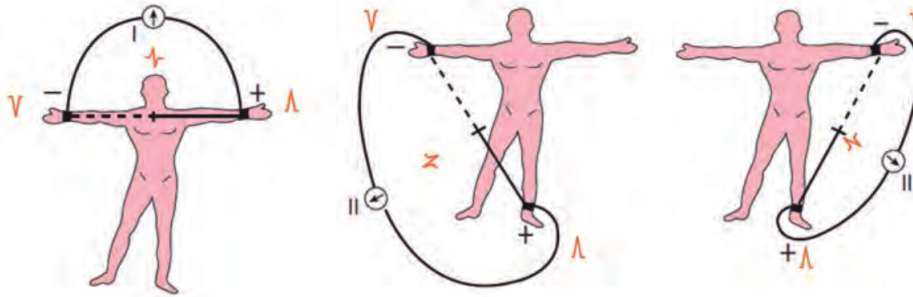


Figura 1.5: Derivaciones bipolares: I, II y III [8]

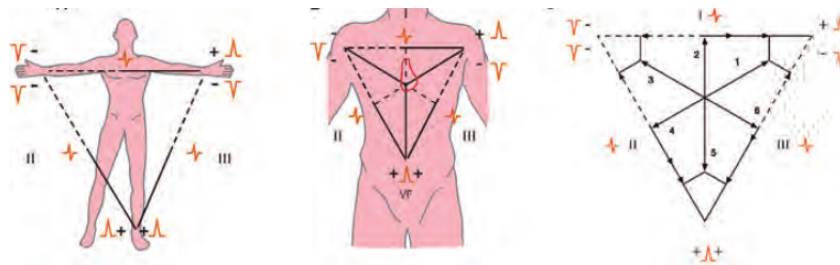


Figura 1.6: Derivaciones monopolares: VR, VL y VF [8]

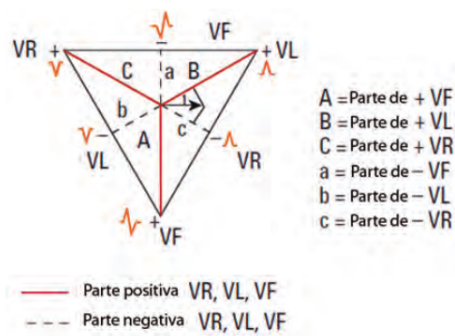


Figura 1.7: Proyecciones del vector 1 con relación a VR, VL y VF [8]

Sistema hexaxial de Bailey

El sistema hexaxial de Bailey constituye en que al trasladar las derivaciones del triángulo de Einthoven (I, II y III) al centro del corazón se ve que quedan ubicados en $+0^\circ$ (I), $+60^\circ$ (II) y $+120^\circ$ (III) y lo mismo con VR, VL y VF que quedarán ubicadas en -150° (VR), -30° (VL) y $+90^\circ$ (VF), esto da como resultado que la distancia entre las líneas de derivación positivas y negativas de las seis derivaciones del Plano Frontal están separadas por 30° [8].

Derivaciones precordiales

Estas derivaciones son unipolares y registra la actividad eléctrica del corazón en el plano horizontal. En la Figura 1.8 se observa la ubicación de cada uno de los seis electrodos para las derivaciones horizontales (derivaciones precordiales). Es importante mencionar que se deben colocar los electrodos de manera correcta para registrar bien el electrocardiograma [9]. A continuación se describen las derivaciones precordiales:

- **v1:** cuarto espacio intercostal, borde derecho del esternón.
- **v2:** cuarto espacio intercostal, borde izquierdo del esternón.
- **v3:** punto simétrico entre el V2 y V4.
- **v4:** quinto espacio intercostal, sobre la línea medioclavicular.
- **v5:** quinto espacio intercostal, línea axilar anterior izquierda.
- **v6:** quinto espacio intercostal, línea axilar media.

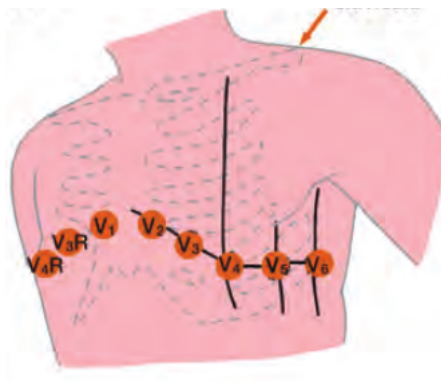


Figura 1.8: Ubicación de electrodos en derivaciones horizontales [8].

1.3. Arritmias

Se considera arritmia a los latidos irregulares y regulares que sobrepasan los límites de frecuencia aceptados como fisiológicos, esto sucede cuando se altera la producción o conducción normal del estímulo cardíaco [10]. Las arritmias se clasifican de la siguiente manera:

- Según la frecuencia auricular o ventricular en taquiarritmias o bradiarritmias.
- Según su origen en supraventriculares y ventriculares.
- Según sus manifestaciones clínicas en sintomáticas y no sintomáticas

En general se puede definir como ritmo normal del corazón al originado en el nódulo sinusal con una frecuencia entre 60 y 100 latidos por minuto, con una sucesión regular, conduciéndose a los ventrículos por las vías normales y sin retardo. Cualquier diferencia con la definición anterior corresponderá a una arritmia cardíaca [10].

1.3.1. Según la frecuencia auricular o ventricular en taquiarritmias o bradiarritmias.

Taquiarritmias

De esta manera se denominan a toda arritmia que esta sobre los 100 latidos por minuto, se dividen según la duración del QRS en estrechas ($< 0,12s$) o anchas ($> 0,12s$) y se producen por automaticidad acelerada, reentrada y actividad desencadenada [10].

Taquicardia sinusal: Este tipo de taquicardia se la puede observar durante el ejercicio, en situaciones de stress emocional, también se la puede encontrar en pacientes con insuficiencia cardíaca, shock, anemia, hipertiroidismo, síndrome febril. Normalmente un electrocardiograma permite hacer el diagnóstico.

Bradiarritmias

Así se denominan a las arritmias cuya frecuencia ventricular es menor a 60 latidos por minuto y se producen por automaticidad retardada y fallo en la conducción del impulso [10].

Bradicardia sinusal: Se presenta normalmente en sujeto vagotónicos y en atletas también suele presentarse en situaciones patológicas como hipertensión endocraneana, hipotiroidismo, B-bloqueo, infarto miocárdico diafragmático, enfermedad del nódulo sinusal.

1.3.2. Según su origen en supraventriculares y ventriculares

Este tipo de arritmias se originan por encima de la bifurcación del haz de His y se sobre imponen al ritmo sinusal normal. Estas arritmias pueden corresponder a despolarizaciones aisladas precoces (extrasístoles) o taquiarritmias supraventriculares (taquicardías paroxísticas supraventriculares (TPSV), flutter y fibrilación auricular).

1.3.3. Según sus manifestaciones clínicas en sintomáticas y no sintomáticas

El estudio a profundidad de cada una de las patologías ya mencionadas y sin mencionar, así como su justificación fisiológica de la forma de onda y diagnóstico es campo de trabajo de los cardiólogos. Por esta razón queda fuera del estudio de esta tesis. Una visión más amplia de lo dicho esta detallada en la referencia [10]

1.4. Sensado de señales electrocardiográficas

1.4.1. Electrodo para electrocardiografía

Los electrodos al estar compuestos por placas conductoras y gel son los encargados de registrar la diferencia de potencial generados por el corazón. La señal sensada por los electrodos se encuentra en un rango de 1mV a 5mV y su rango de frecuencias es de 0,05 a 120Hz.

Actualmente existen tres variantes de electrodos definidos por el tipo de gel los cuales son: El gel tipo aqua-wet ideales para monitoreos en rangos de tiempo relativamente cortos, los de tipo aqua-set para monitoreos a largo plazo y pruebas de estres y finalmente los de tipo aqua-tac adecuados tanto para monitoreos de corto plazo y largo plazo, garantizando un constante contacto al ser adhesivo sólido [11]. En la Figura 1.9 se observa los diferentes tipos de electrodos.

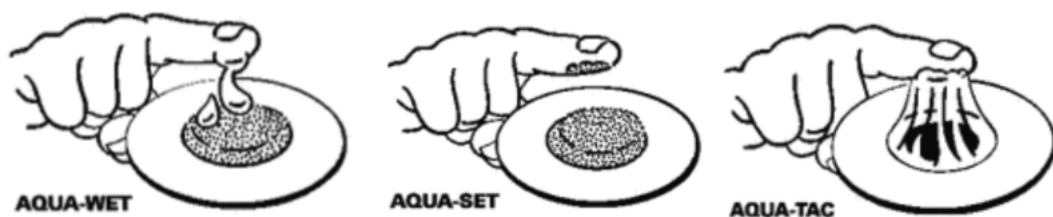


Figura 1.9: Tipos de gel para electrodos [11].

1.4.2. Cables para electrocardiografía

Estos cables permiten el transporte (transmisión) de la señal eléctrica del corazón recogida por los electrodos (sensores) hacia el dispositivo de análisis y monitoreo. Una de las características principales que muestran este tipo de cables es que son apantallados evitando la interferencia de señales no deseadas [11]. Véase Figura 1.10



Figura 1.10: Cables de tres derivaciones para electrocardiografía

1.5. Sistema electrónico

1.5.1. Raspberry pi 3 modelo B+

Es una plataforma portátil basada en Linux, cuenta con redes inalámbricas y cableadas así como un puerto de expansión con 40 pines digitales de propósito general. El sistema operativo a utilizar es Raspbian un derivado de Devian Linux. Las especificaciones de esta plataforma portátil son las siguientes:

1. 1.2 GHz Quad-Core ARM Cortex CPU
2. 1 GB de RAM
3. Ranura para una tarjeta SD
4. 27 pines GPIO, incluye UART y I2C
5. Puerto Ethernet
6. Wireless LAN

1.5.2. Circuito de acondicionamiento AD8232

Este circuito tiene como finalidad preparar la señal obtenida, de manera que a la salida resulte una señal limpia (sin perturbaciones externas o ruidos) para luego proceder a digitalizar dicha señal. En la Figura 1.11 se muestra el diagrama circuital interno del AD8232 donde se exponen las distintas etapas de operación que componen dicho circuito [12].

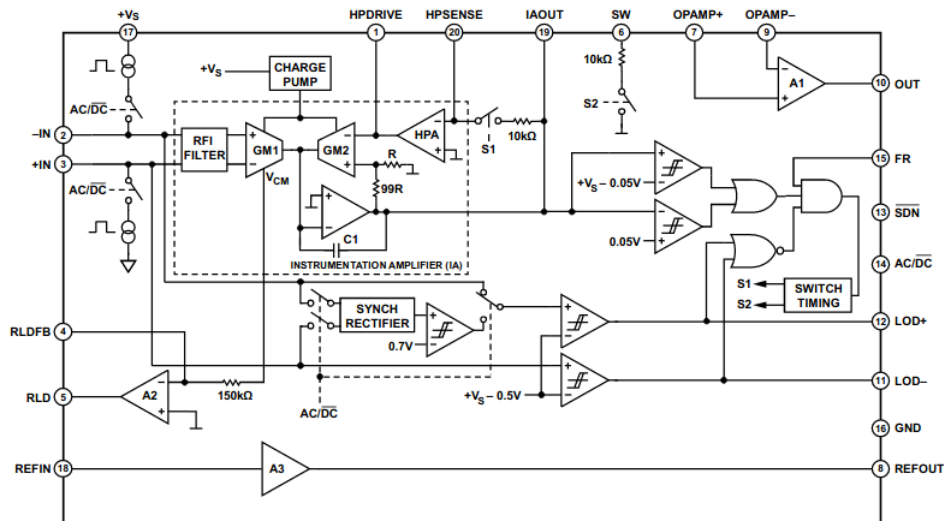


Figura 1.11: Etapas de operación del AD8232 [12]

Algunas de las etapas más importantes del AD8232 son: el circuito de interferencia de radio frecuencia (RFI) el cual utiliza un filtro pasa bajas pasivo para eliminar señales RFI de 20KHz a 30GHz, además contiene filtros activos los cuales pueden eliminar un cierto rango de frecuencias variando su amplitud y fase. Estos a su vez pueden clasificarse en Pasa-bajas, Pasa-altas, Pasa banda y Rechaza banda [12].

1.5.3. Digitalización de señales

La digitalización es la acción de convertir una señal analógica a una digital. Cuando una señal ha pasado por un proceso de muestreo se la puede observar en tiempo discreto, es decir se toman de muestras en base a un tren de impulsos aplicado a una señal analógica, para luego de ello asignarles un nivel equivalente digital de voltaje a cada muestra. A este proceso se lo llama cuantificación y codificación. En la Figura 1.12 se observa este proceso de una manera gráfica.

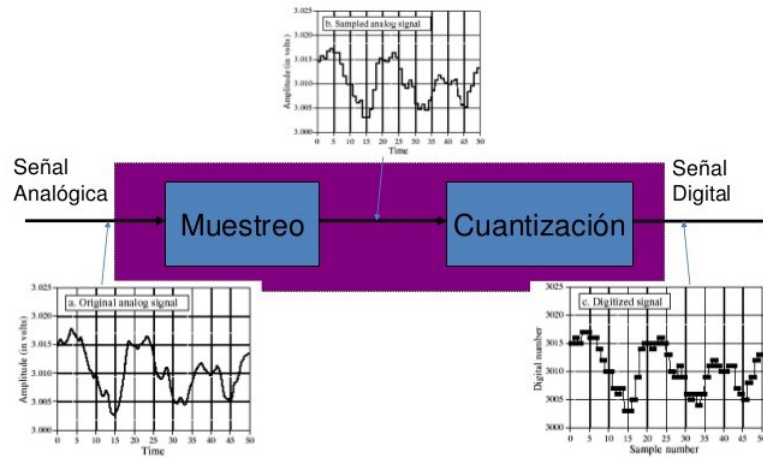


Figura 1.12: Proceso de digitalización. Fuente: SlideShare. Sesión 03. Digitalización de señales

1.5.4. Conversor A/D ADS1115

El ADS1115 es un conversor A/D de precisión, este cuenta con una resolución de 16 bits, tiene una referencia y oscilador internos. Los datos los transfiere a través de una interfaz i^2C y puede operar con voltajes que van de 2.0V a 5.5V. Tiene la capacidad de operar a tasas de muestreo que pueden ser modificadas con un máximo de 860 muestras por segundo, además su rango de mediciones más bajo está entre $\pm 256mV$ lo que permite altas resoluciones tanto para señales grandes como pequeñas [14]. En la Figura 1.13 se observa el diagrama interno de funcionamiento del ADS1115.

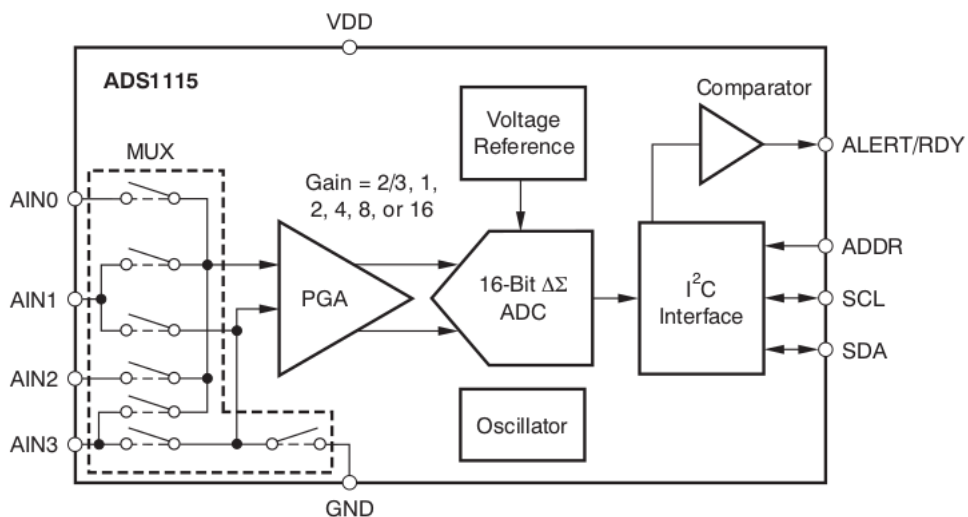


Figura 1.13: Diagrama de bloques funcionales del ADS1115 [14]

1.5.5. Muestreo

Esta es la primera etapa del proceso de digitalización y consiste en la toma de muestras de una señal analógica a frecuencia constante. Esta frecuencia es conocida como frecuencia de muestreo (f_s) [13].

$$f_s = 1/T \quad (1.1)$$

Donde f_s está en Hz o en muestras por segundo. Y el periodo de muestreo T en segundos.

Este proceso se lo puede explicar de mejor manera mediante la Figura 1.14. Donde se puede observar una señal de entrada $x_c(t)$ continua multiplicándose con una señal discreta $s(t)$. Este proceso es conocido como conversor análogo digital.

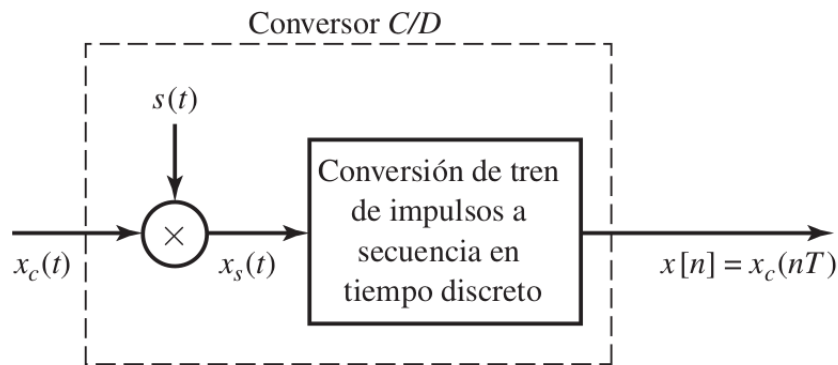


Figura 1.14: Diagrama de representación de conversor A/D [14]

La señal discreta $s(t)$ puede representarse con la siguiente ecuación:

$$s(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} \delta(t - nT) \quad (1.2)$$

Donde se observa a $s(t)$ como una sumatoria de impulsos discretos en el tiempo. La variable n representa el número de muestras y T el tiempo de muestreo.

Finalmente basándose en la Figura 1.14 la salida del conversor A/D $x_s(t)$ se puede expresar como:

$$x_s(t) = x_c(t) \delta(t) \quad (1.3)$$

$$x_s(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_c(nT)\delta(t - nT) \quad (1.4)$$

Donde se puede observar que la señal $x_c(t)$ es multiplicada por un tren de impulsos $\delta(t - nT)$ a un período de muestreo T .

1.5.6. Cuantización y codificación

Luego de que la señal es muestreada se le asigna un valor aproximado de voltaje a cada muestra tomada. La cuantización uniforme es la más común donde todos los niveles son iguales. La Ecuación 1.5 es utilizada para hallar los niveles de cuantización.

$$L = 2^r \quad (1.5)$$

Donde L representa los niveles de cuantización y r corresponde al número de bits a utilizar. Cabe mencionar que a mayor cantidad de bits habra mayor resolución en la cuantización.

1.6. Técnicas de preprocesamiento

Ya adquirida la señal se la debe preparar para un posterior tratamiento informático. Esto se hace debido a que la señal tras la adquisición presenta elementos ajenos a la propia señal, tales como ruido, interferencia de la red de alimentación o variaciones de la línea base. Dichos elementos ajenos deben ser aislados y minimizados para de esa manera poder conseguir resultados más confiables [15]. Para un mejor entendimiento vease la Ecuación 1.6.

$$x[n] = ECG[n] + r[n] + b[n] \quad (1.6)$$

Donde $x[n]$ representa la señal discreta obtenida, $ECG[n]$ es la señal electrocardiográfica real que se desea registrar, $r[n]$ es el ruido en general y $b[n]$ son las variaciones de la línea base. n representa el índice temporal discreto.

En todo caso el objetivo de los algoritmos de preprocesamiento es el de reducir los elementos ajenos a la señal obtenida $x[n]$ para que sea lo más parecida a $ECG[n]$.

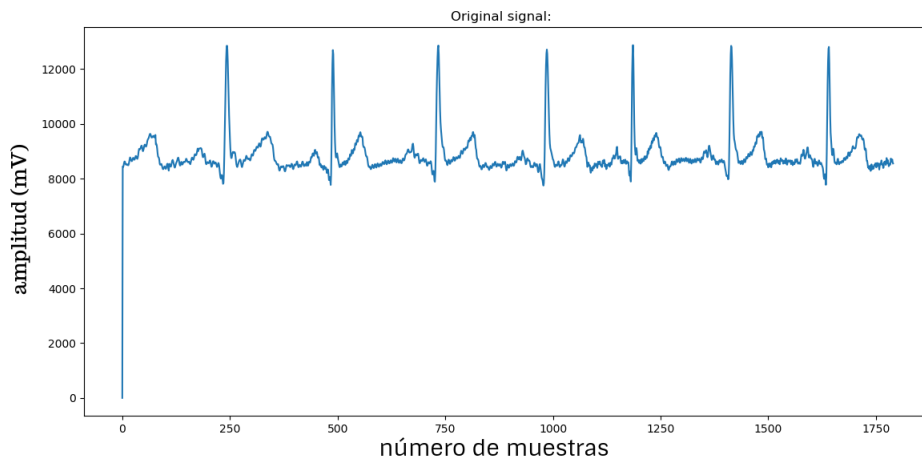


Figura 1.15: Ruido superpuesto sobre señales ECG

1.6.1. Ruido

El ruido es un elemento presente en todas las funciones reales, en las señales ECG puede ser debido a factores como el movimiento del electrodo sobre la piel, el ruido generado por aparatos electrónicos y de señales de tipo mioeléctricas generadas por los músculos del cuerpo. En la Figura 1.15 se observa el ruido superpuesto sobre una señal ECG.

A continuación se enumeran los principales métodos de filtrado de ruido:

- Métodos basados en técnicas clásicas de filtrado.
- Métodos basados en filtros de media móvil.
- Métodos basados en el promedio de latidos.
- Métodos basados en la aproximación mediante funciones.
- Métodos basados en la transformada wavelet.

Para este trabajo en particular se utilizarán métodos basados en la transformada *wavelet*. Esto se profundizará más adelante.

1.6.2. Interferencia de la red

Este es un efecto que aparece con frecuencia en señales ECG y responde a la superposición de una interferencia generada por la red eléctrica. Para reducir este efecto se suelen utilizar técnicas basadas en el diseño de filtros de tipo pasa-banda centrado en la frecuencia de interferencia de la red y con un ancho de banda suficientemente estrecho para que no afecte al resto de la señal [15].

1.6.3. Variaciones de la línea base

Este tipo de variaciones pueden ser producidas por factores como: el movimiento del paciente durante la toma de las muestras, la respiración y cambios de la impedancia de los electrodos. Esto supone una interferencia de baja frecuencia y cierta amplitud que debe reducirse para que el resultado final no se vea afectado. Por lo general el rango frecuencial de estas variaciones es de 0 a 0,5Hz. [15].

1.7. Procesamiento digital de señales

El procesamiento digital de señales permite llevar a una señal a una forma a la cual se la pueda interpretar de mejor manera, debido a que es posible saber sus propiedades.

1.7.1. Transformada Wevelet (TW)

La transformada *wavelet* es una herramienta relativamente reciente en aplicaciones de procesado de señales. Esta transformada es una operación lineal que permite descomponer la señal en un conjunto de señales básicas llamadas *wavelets*. La característica más importante de la transformada *wavelet* es que analiza la señal a distintas frecuencias con diferentes resoluciones. Un ejemplo claro son la mayoría de las señales bioeléctricas (EEG, EMG y ECG) ya que contienen componentes de alta frecuencia para espacios temporales cortos y componentes de baja frecuencia para espacios temporales largos [16].

Según el criterio de algunos autores la TW se comporta de maneras específicas. Teniendo como referencia principal a Addison (2002) se puede decir que:

- Puede ser trasladada en varias localidades de la señal.
- Puede estrecharse o comprimirse, lo cual es conocido como escala. Se define como la suma en el tiempo de una señal multiplicada por versiones desplazadas y escaladas de una función wavelet básica conocida como wavelet madre [?].

De manera general se puede decir que la Transformada Wavelet de una función $f(t)$ es la descomposición de $f(t)$ en un conjunto de funciones $\psi_{a,b}(t)$ que forman una base y son llamadas “*wavelets*”. La Transformada Wavelet se define como:

$$T_f(a,b) = \int f(t) \cdot \Psi_{a,b}^*(t) \cdot dt \quad (1.7)$$

1.7.1.1. Transformada *wavelet* continua (TWC)

La TWC esta expresada mediante la Ecuación 1.8

$$T(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \cdot \Psi^*\left(\frac{t-b}{a}\right) \cdot dt \quad (1.8)$$

Esta ecuación contiene la wavelet dilatada y traducida $\Psi((t-b)/a)$ y la señal $x(t)$. En la ecuación, el producto de la wavelet y la señal se integran sobre el rango de señal, lo que en terminos matemáticos esto suele ser llamado convolución.

1.7.1.2. Transformada *wavelet* discreta (TWD)

El modo de operación de este tipo de transformación es el de filtrar y sub-muestrear la señal mediante la utilización de bancos de filtros, por medio de los cuales se puede eliminar o discriminar frecuencias no deseadas. El cálculo de los coeficientes Wavelet genera una gran cantidad de datos y por ende mayor procesamiento, es por eso que es lógico plantearse el elegir solo una parte de las escalas y posiciones. El caso más utilizado para el calculo de la TWD es con $a_0 = 2$ y $b_0 = 1$. Debido a la característica de escalamiento en potencias de 2, a este caso en particular se lo conoce como Escala Diádica.

La señal a analizar $f[n]$ es una función discreta, y su transformada de Wavelet estaría representada por:

$$C[j,k] = \sum_{n \in \mathbb{Z}} f[n] \Psi_{j,k}[n] \quad (1.9)$$

donde $\Psi_{j,k}$ es una wavelet discreta definida por la ecuación:

$$\Psi_{j,k} = a_0^{-\frac{1}{2}} \cdot \psi[a_0^{-j}n - kb_0] \quad (1.10)$$

1.7.1.3. Familia de funciones Wavelet

Existen muchas wavelets madre agrupadas en familias las cuales comparten algunas características, dicho agrupamiento es según su utilidad. Ingrid Daubechies es la mayor constructora de wavelets por haber propuesto tres familias, la Daubechies que es un conjunto de wavelets hortonormales apropiadas para el análisis de señales discretas, la Coiflets llamadas así por ser construidas por solicitud de R. Coifman y la Symmlet similares a las Daubechies tienden a ser casi simétricas.

Las Biortonormales representan la propiedad de fase lineal lo que es muy utilizado para la reconstrucción de imágenes, en este caso se deben usar dos wavelets madre, una para la descomposición y otra para la reconstrucción.

Algunas wavelets se definen por una función explícita como la wavelet Haar dada por:

$$s(t) = \begin{cases} 1, & 0 < t < 0,5 \\ -1, & 0,5 < t < 1 \\ 0, & \text{en otro caso} \end{cases}$$

La Morlet por otra parte está representada por la ecuación 1.11:

$$s(t) = \exp\left(\frac{-t^2}{2}\right) \cos(5t) \quad (1.11)$$

La sombrero mexicano que no es más que la segunda derivada de la función de distribución gaussiana. Vease ecuación 1.12.

$$s(t) = \frac{2}{\sqrt{3} \cdot \pi^{\frac{1}{4}}} \exp\left(\frac{-t^2}{2}\right) (1 - t^2) \quad (1.12)$$

Metodología

En este capítulo se realizó una revisión condensada de los procesos de selección que se llevaron a cabo para la implementación del sistema electrocardiográfico y posteriormente su validación.

2.1. Metodología de Investigación

El proceso de investigación requerido es de tipo cuantitativo que constituye un conjunto de procesos secuenciales. Parte de una idea que va acotándose, y una vez delimitada se generan objetivos y preguntas donde se establecen hipótesis y se determinan variables. De esa manera se desarrolla un plan para probarlas y se establece una serie de conclusiones para las hipótesis [18]. El proceso de investigación que se llevará a cabo en este trabajo se observará en la Figura 2.1.

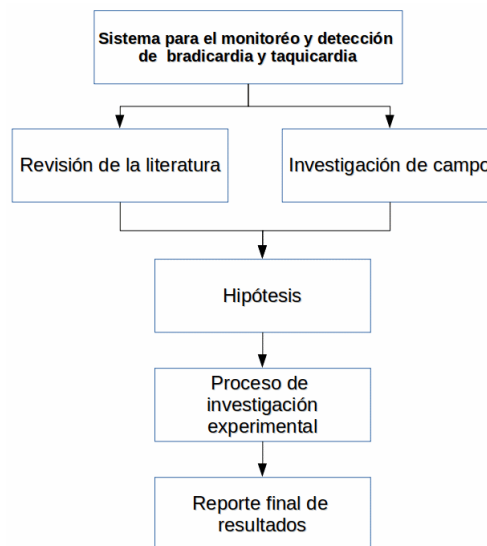


Figura 2.1: Metodología de Investigación

2.1.1. Proceso de Investigación

Este proceso es de tipo experimental. La medición de las señales electrocardiográficas se las debe realizar siguiendo un protocolo de higiene y de correcta ubicación de los elementos conectados al cuerpo de la persona. Usualmente este proceso dura 6, 30 o 60 segundos dependiendo de la precisión que se requiera. Todo esto exige de una buena elección de elementos electrónicos y de software para el preprocesamiento y análisis de las señales.

Proceso de adquisición y tratamiento digital de la señal

1. Medición de la señal cruda con todos los componentes de ruido y graficarla.
2. Proceso de atenuación de ruido externo.
3. Comparación entre la señal filtrada y la señal cruda.
4. Identificación y conteo de picos R.
5. Finalmente se asigna una valoración cualitativa en base al conteo de los picos R.

2.2. Requisitos del Sistema detector de arritmias

El sistema utiliza señales bioeléctricas producidas por el aparato cardíaco. Para realizar una correcta medición y estimación de las afecciones es imperativo el contar con un sistema electrónico (Hardware) y un programa (software) para su utilización.

2.2.1. Hardware

Los impulsos generados por el corazón al ser diferencias de potenciales muy pequeñas, se acondicionan mediante filtros que atenúan las bandas de frecuencia que no son parte de la señal de estudio, se amplifican mediante amplificadores diferenciales con alto rechazo en modo común (CMRR) para luego pasar a ser digitalizadas y analizadas mediante software. Véase la Figura 2.2.

Actualmente existen muchos dispositivos comerciales con la capacidad de realizar las funciones descritas. El inconveniente más grande entorno a estos dispositivos es su elevado costo es por eso que solo son aptos para utilización constante (en centros médicos especializados).

En la norma IEC 60601-1 se habla de los requerimientos básicos de seguridad y desempeño de dispositivos médicos.

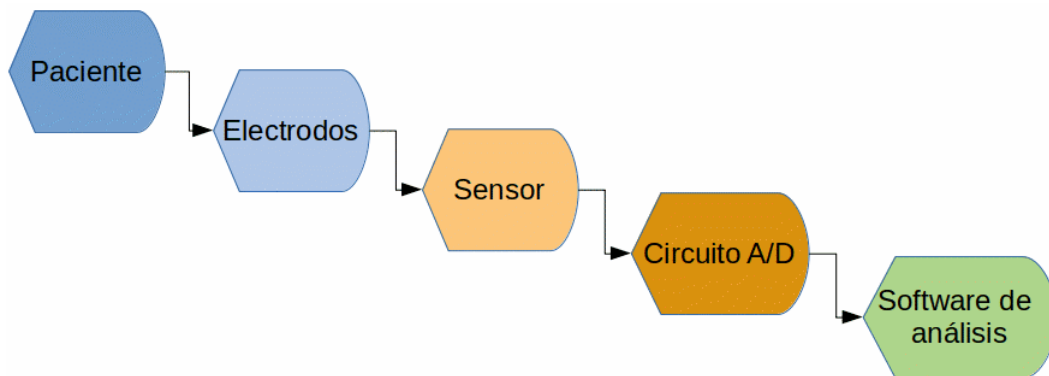


Figura 2.2: Diagrama de bloques del sistema de adquisición ECG

2.2.2. Software

Así como la correcta elección de un hardware adecuado, es también muy importante la elección del software que realice el tratamiento de la señal electrocardiográfica recibida en el sistema embebido, para obtener los resultados del diagnóstico del algoritmo utilizado. Ayudando así en el proceso de monitoreo de la condición de los pacientes.

2.3. Selección de hardware

Para la correcta selección de la tarjeta de adquisición se pone a consideración las características de diferentes modelos con el método de evaluación de criterios ponderados. Generalmente mediante la ponderación de diferentes aspectos sin incurrir en la centralización de un elemento específico [19].

Para tomar una decisión siempre deben estar presentes los dos elementos siguientes:

- a) **Alternativas:** como mínimo debe de tener dos alternativas con características diferentes.
- b) **Criterios:** Se debe establecer los criterios en base a los cuales las alternativas serán evaluadas, también la ponderación relativa entre ellas [19].

Cuadro 2.1: Valores de signación para criterios

1	Si el criterio (o solución) de las filas es superior (o mejor; $>$) que el de las columnas
0,5	Si el criterio (o solución) de las filas es equivalente ($=$) al de las columnas
0	Si el criterio (o solución) de las filas es inferior (o peor; $<$) que el de las columnas

Luego, para cada criterio (o solución), se suman los valores asignados en relación a los restantes criterios (o soluciones) al que se le añade una unidad (para evitar que el criterio o solución menos favorable tenga una valoración nula); después, en otra columna se calculan los valores ponderados para cada criterio (o solución) [19].

Finalmente, la evaluación total para cada solución resulta de la suma de productos de los pesos específicos de cada solución por el peso específico del respectivo criterio [19].

2.3.1. Criterios de evaluación

Para una adecuada selección del hardware se presentan 3 criterios que fueron los más determinantes.

- **Usabilidad:** licencia libre y baja complejidad de uso.
- **Funcionalidad:** debe cumplir con los requerimientos mínimos según las normas AAMI y IEC 60601-1.
- **Precio:** Bajo precio y que se pueda encontrar en el país.
- **Fiabilidad:** Su correcto funcionamiento constituye resultados confiables.

Las alternativas de hardware (Sistema Embebido) son:

A1. Raspberry Pi 3 modelo B

A2. Arduino Mega 2560

Las alternativas de hardware (Sensor) son:

A1. Sensor de Ritmo (Pulso cardíaco)

A2. Ad8232 (Sensor de ritmo cardíaco)

A3. Olimexino-328 (Shield EKG-EMG)

Las alternativas de hardware (Convertor A/D) son:

A1. ADS1115

A2. MCP3008

Cuadro 2.2: Asignación de valores de ponderación

Criterio	Usabilidad	Funcionalidad	Precio	Fiabilidad	$\sum +1$	ponderación
Usabilidad	–	0.5	0	0	1.5	0.15
Funcionalidad	1	–	1	0	3	0.3
Precio	0	0.5	–	0	1.5	0.15
Fiabilidad	1	1	1	–	4	0.4
	–	–	–	suma	10	1

2.3.2. Metodo de evaluación del peso de cada criterio

Luego de evaluar la importancia de cada criterio con los demás, se determinó que la fiabilidad es el criterio más importante seguida de la funcionalidad.

A continuación se realizará la comparación de las alternativas en base a los criterios de el Cuadro 2.2.

Elección de sistema embebido

Cuadro 2.3: Ponderación de criterios para el Sistema Embebido

Usabilidad	A1	A2	$\sum +1$	ponderación
A1	–	1	2	0.667
A2	0	–	1	0.334
Funcionalidad	A1	A2	$\sum +1$	ponderación
A1	–	1	2	0.667
A2	0	–	1	0.334
Precio	A1	A2	$\sum +1$	ponderación
A1	–	0	1	0.334
A2	1	–	2	0.667
Fiabilidad	A1	A2	$\sum +1$	ponderación
A1	–	1	2	0.664
A2	0	–	1	0.334

Finalmente, mediante la suma del producto de las ponderaciones de se determina que A1 (Raspberry pi 3 modelo B) es la solución mayor puntuada (fiable) en base a los criterios preestablecidos.

Cuadro 2.4: Comparación de alternativas y criterios (Sistema Embebido)

Criterio	Usabilidad	Funcionalidad	Precio	Fiabilidad	$\sum +1$	Prioridad
A1	0.10005	0.2001	0.0501	0.2668	0.61705	1
A2	0.0501	0.1002	0.10005	0.1336	0.038395	2

Elección de sensor

Cuadro 2.5: Ponderación de criterios para el Sensor

Usabilidad	A1	A2	A3	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	0	0	1	0.166
A2	1	–	1.5	2.5	0.417
A3	1	0.5	–	2.5	0.417
Funcionalidad	A1	A2	A3	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	0	0	1	0.167
A2	1	–	0.5	2.5	0.417
A3	1	0.5	–	2.5	0.417
Precio	A1	A2	A3	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	0	0.5	1.5	0.417
A2	1	–	0.5	2.5	0.417
A3	0	0.5	–	1.5	0.025
Fiabilidad	A1	A2	A3	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	0	0	1	0.167
A2	1	–	0.5	2.5	0.417
A3	1	0.5	–	2.5	0.417

Finalmente, mediante la suma del producto de las ponderaciones de se determina que A2 (AD8232) es la solución mayor puntuada (fiable) en base a los criterios preestablecidos.

Cuadro 2.6: Comparación de alternativas y criterios (Sensor)

Criterio	Usabilidad	Funcionalidad	Precio	Fiabilidad	$\Sigma +1$	Prioridad
A1	0.02505	0.0501	0.06255	0.0668	0.2045	3
A2	0.06255	0.1251	0.06255	0.1668	0.417	1
A3	0.06255	0.1251	0.00375	0.1668	0.3582	2

Elección de convertor A/D

Finalmente, mediante la suma del producto de las ponderaciones de se determina que A1 (ADS1115) es la solución mayor puntuada (fiable) en base a los criterios preestablecidos.

Cuadro 2.7: Ponderación de criterios para el conversor A/D

Usabilidad	A1	A2	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	1	2	0.667
A2	0	–	1	0.334
Funcionalidad	A1	A2	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	1	2	0.667
A2	0	–	1	0.334
Precio	A1	A2	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	0	1	0.334
A2	1	–	2	0.667
Fiabilidad	A1	A2	$\Sigma +1$	ponderación
A1	–	1	2	0.664
A2	0	–	1	0.334

Cuadro 2.8: Comparación de alternativas y criterios (Conversor A/D)

Criterio	Usabilidad	Funcionalidad	Precio	Fiabilidad	$\Sigma +1$	Prioridad
A1	0.10005	0.2001	0.0501	0.2668	0.61705	1
A2	0.0501	0.1002	0.10005	0.1336	0.0.38395	2

2.4. Metodología para la adquisición de las señales ECG

El sensor AD 8232 recibe la señal captada por los electrodos ubicados en el plano frontal del cuerpo paciente, la cual es transmitida al conversor analógico - digital encargado de digitalizar y enviar la señal mediante protocolo de comunicación I2C a la Raspberry donde se procesa digitalmente mediante la aplicación de filtros digitales y operaciones lineales para finalmente mostrar los resultados mediante la interfaz de usuario desarrollada bajo la plataforma de Python.

La Raspberry pi al ser un ordenador de placa simple (OPS) que cuenta con entradas de proposito general (GPIO), siendo capaz de soportar la instalación de un sistema operativo independiente, la convierte en un dispositivo versátil y adaptable para el desarrollo de proyectos de investigación.

En este procesamiento de señal se utilizó los siguientes filtros:

1. Filtro Butterworth (Pasabanda)
2. Descomposición Wavelet (5 niveles)

Para este trabajo se empleó el metodo del dominio del tiempo para realizar la caracterización de la señal electrocardiográfica.

2.5. Metodología para la elección del algoritmo de detección

Existen múltiples algoritmos fiables que permiten el reconocimiento de las ondas de un ECG. Estos pueden estar basados en redes neuronales, algoritmos genéticos, bancos de filtros, en base al análisis de pendientes y muchos criterios más. Todos los algoritmos existentes pueden ser agrupados en tres grandes familias de la siguiente manera:

1. Algoritmos basados en filtrado
2. Algoritmos basados en transformaciones no lineales sin memoria
3. Algoritmos basados en transformaciones no lineales con memoria

Todas las familias de algoritmo basados en transformaciones no lineales siguen una estructura general como la mostrada en la Figura 2.3 en cambio los algoritmos basados en filtrado tienen una estructura diferente.



Figura 2.3: Estructura de algoritmo de detección

Para este trabajo se descarta la utilización de algoritmos basados en filtrado ya que generalmente este tipo de procesamiento se lo utiliza para realizar análisis en tiempo real. En cambio si se utilizará algoritmos basados en transformaciones no lineales sin memoria.

Algoritmos basados en transformaciones no lineales sin memoria

Este tipo de algoritmo se basa en realzar el complejo QRS con respecto al ruido para de esa manera tratar de asemejar cada complejo QRS a un pico positivo único para una detección por umbral de amplitud siendo esta una forma sencilla y eficiente de detección. Estos algoritmos utilizan transformaciones no lineales como elevación al cuadrado y cálculo de módulo [20].

Algoritmos basados en transformaciones no lineales con memoria

Se basan en la transformación de la longitud de la curva permitiendo buscar el comienzo y duración del complejo QRS para una posterior localización de la onda R [20].

Tomando como punto de partida algunas de las características en torno a los algoritmos basados en transformaciones no lineales (con memoria y sin memoria) se puede definir el tipo de

algoritmos que mejor se adapta a este trabajo para la detección de la onda R de la señal ECG.

Uno de los algoritmos más populares para detección del complejo QRS es el algoritmo de Pan-Tompkins. Es un algoritmo en tiempo real y se basa en transformaciones no lineales sin memoria. Cabe mencionar que involucra una serie de filtros y operadores de tipo pasa bajo, pasa alto, derivador, cuadratura, integrador, aplicación de un umbral adaptativo y procedimientos de búsqueda [21]. Es por eso que en este trabajo se tomará como base de desarrollo dicho algoritmo.

2.6. Metodología para el desarrollo de la interfaz

La metodología para el desarrollo de interfaces gráficas centradas en el usuario es considerado como la clave para el diseño y desarrollo de productos y servicios con altas condiciones de usabilidad y satisfacción del usuario [22]. Esta metodología se apoya en tres pilares importantes que son:

1. Concepto de pensamiento de diseño
2. Fundamentos de metodología de desarrollo ágil
3. Principios de usabilidad y experiencia de usuario

Una metodología centrada en el usuario se compone de las etapas mostradas en la Figura 2.4.



Figura 2.4: Etapas del diseño centrado en el usuario

Para realizar un correcto diseño de la interfaz gráfica es necesario basarse en la norma ISO 9241 que se enfoca en la calidad de la usabilidad y ergonomía.

Implementación

En este capítulo se describe la implementación del sistema electrocardiográfico y las pruebas para su validación.

3.1. Desarrollo del sistema ECG

Para la implementación del sistema electrocardiográfico (ECG) se realizó la intercomunicación de los elementos actuantes (Sensor-Convertor analógico - digital y Sistema Embebido), desarrollando una interfaz gráfica de usuario (GUI) para el monitoreo y detección de las arritmias (bradicardia y taquicardia) para finalmente validar el dispositivo. En la Figura 3.1 se presenta el diagrama de conexiones eléctricas del sistema.

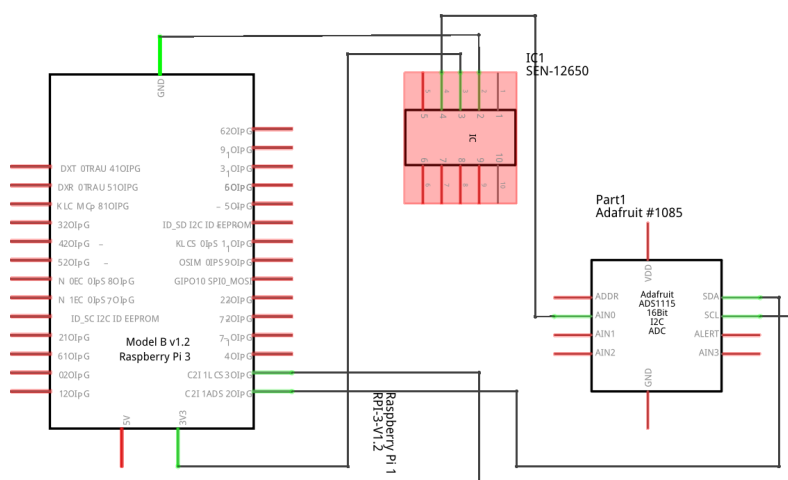


Figura 3.1: Diagrama de conexiones eléctricas

3.1.1. Implementación del sistema ECG

Se realizó el diseño de un circuito impreso para la comunicación de los distintos dispositivos (Figura 3.2), de esa manera se evita inconvenientes en la conexión y se facilita el mantenimiento

debido a que todas las partes del sistema son de fácil extracción. Además, se diseñó una carcasa de PLA mediante impresión 3D como protección de la parte circuital. Los planos de la carcasa se muestran en el Apéndice A.

En general la estrecha relación entre los elementos vinculados al proceso de obtención y procesamiento de las señales electrocardiográficas generan un dispositivo para aplicaciones biomédicas.

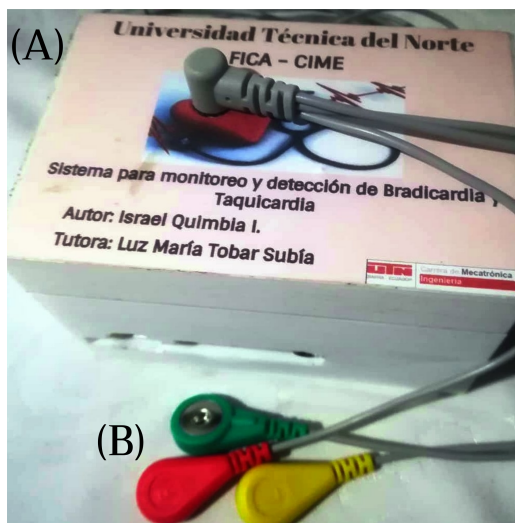


Figura 3.2: Conexiones del dispositivo: (A). Ensamblaje carcasa, (B). Cable para electrocardiografía

3.1.2. Obtención y procesamiento de datos

La tarjeta Raspberry al ser un mini ordenador de bajo consumo y de software libre, permite trabajar con diferentes lenguajes de programación usados en software libre para el desarrollo de aplicaciones orientadas a la bioingeniería.

La adquisición y procesamiento de datos se la realizó a través de Python debido a que es un lenguaje de programación interpretado y multiparadigma de código abierto. Algunos de los beneficios que se obtienen al utilizar este lenguaje de programación son: el soporte de librerías para el desarrollo de software, procesamiento de datos y aplicaciones gráficas mediante la utilización de varios estilos de programación como son: programación orientada a objetos, programación imperativa y programación funcional.

Durante el proceso de adquisición y acondicionamiento de la señal se utilizó la librería **Adafruit_ADS1x15** creada para simplificar el manejo del conversor ADS1115, brindando faci-

lidades a la hora de configurar parámetros como la tasa de muestreo, la ganancia y el modo de operación del circuito conversor. También se utilizó la librería **scipy** la cual facilita la utilización del filtro digital Butterworth que es de tipo pasa-banda, que produce una respuesta plana hasta la frecuencia de corte. Asimismo se utilizó la librería **pywt** la cual permite la utilización de la transformada wavelet y sus diferentes familias, en este caso se empleó la familia de wavelets ortogonales llamadas Daubechies que definen una transformación discreta de las wavelets.

Luego de la etapa de acondicionamiento de la señal se utiliza el método planteado en el algoritmo de Pan-Tompkins en cual se basa en transformaciones no lineales que sirven básicamente para realzar el complejo QRS respecto al ruido. Como primera instancia se deriva la señal para obtener información de pendiente QRS, después se eleva al cuadrado a la señal derivada para de esa manera intensificar los valores obtenidos, finalmente se aplica una integración de ventana móvil la cual analiza la señal en intervalos de tiempo definidos realizando así un promedio de los datos de dicho intervalo obteniendo un solo pico positivo. El Anexo B muestra el diagrama de flujo de obtención y procesamiento de datos.

Otras librerías utilizadas en el procesamiento de datos son: time, matplotlib y numpy.

3.1.3. Desarrollo de la interfaz

Para el desarrollo de la interfaz gráfica de usuario se utilizó Tkinter que es un paquete de interfaz gráfica de usuario estándar de Python. La interfaz consta de tres ventanas, a continuación se describe cada una:

- 1. Pantalla principal o de inicio:** Es la primera pantalla que se muestra al iniciar el programa. Contiene los botones Inicio y Salir (Figura 3.3) que permiten acceder a la pantalla de análisis y salir de la aplicación respectivamente.
- 2. Pantalla de análisis y resultados:** Esta pantalla contiene cuatro botones: Información, Analizar, Guardar datos y Salir. El botón Información permite redirigirse a la tercera ventana donde se muestra una serie de datos referentes a la frecuencia cardíaca para distintos rangos de edad. El botón Analizar activa el programa de adquisición y procesamiento de la señal, habiendo un mensaje donde se indica al paciente el tiempo que dura la prueba. Luego de finalizar la adquisición se muestra por pantalla la gráfica de la señal obtenida y el resultado del análisis que se manifiesta mediante un cuadro de mensaje que se traduce como la condición médica del paciente. El botón Guardar datos almacena el vector de datos con sus respectivos tiempos en un archivo en formato CSV (valores separados por comas). En cambio el último botón tiene la función de quitar la pantalla de análisis.

En el instante en que el algoritmo termina de procesar los datos, se grafica la señal obtenida y se muestra el mensaje de diagnóstico. Véase Figura 3.4.

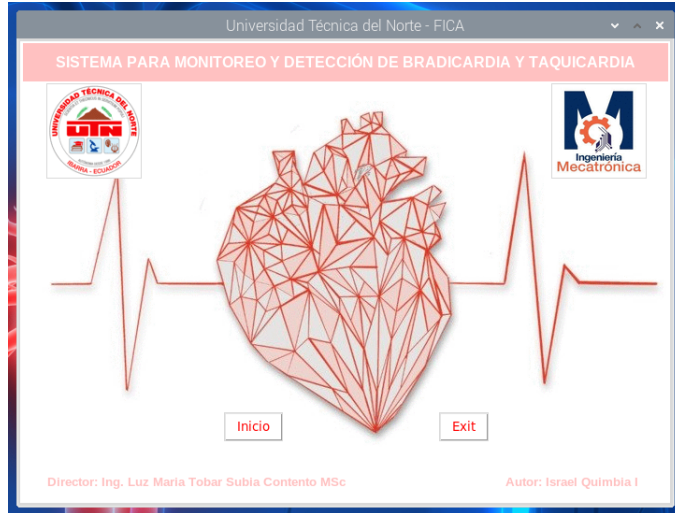


Figura 3.3: Pantalla principal de la interfaz de usuario



Figura 3.4: Pantalla de análisis de la interfaz de usuario

3. Información En esta pantalla se despliega información referente al ritmo cardíaco normal para algunos rangos de edad. Ver Figura 3.5.

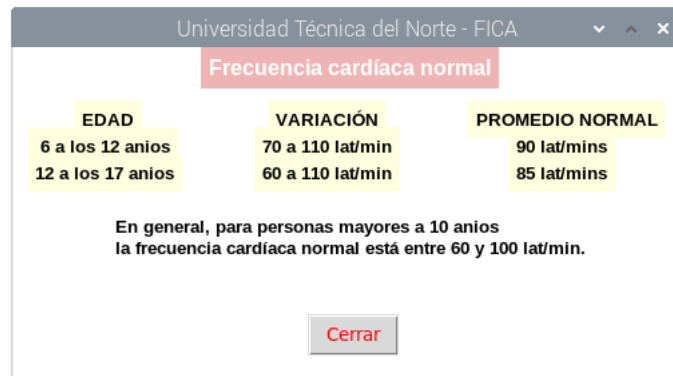


Figura 3.5: Pantalla de información

Finalmente el diagnóstico con el que concluye el análisis de las señales electrocardiográficas se presenta mediante un cuadro en el que se muestra el tipo de arritmia y el número de latidos medidos en un minuto (Figura 3.6).

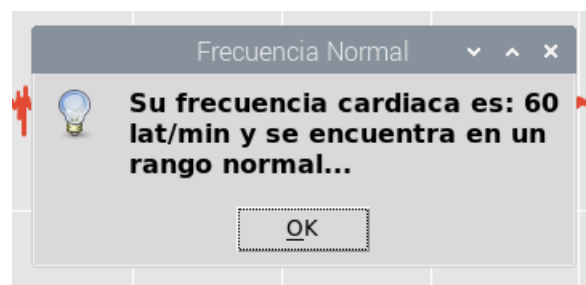


Figura 3.6: Ventana de mensaje final

En el Anexo C se puede observar el diagrama de flujo de la interfaz de usuario.

3.2. Pruebas y validación del dispositivo

Para la validación, se compararán los resultados obtenidos mediante el análisis realizado por el sistema implementado en este trabajo con los resultados arrojados por un Dispositivo comercial (Oxímetro de pulso).

En la parte experimental se realizaron pruebas en 7 pacientes que hacen uso de los servicios médicos que presta el Departamento de Bienestar Universitario de la Universidad Técnica del Norte.

3.2.1. Protocolo para toma de electrocardiograma

La secuencia de preparación para las actividades operativas favorece al cumplimiento efectivo de los procesos de toma de datos, de una manera altamente profesional y segura para cada paciente.

A continuación se enumera dichas actividades:

1. Presentese y explique al paciente el procedimiento a realizar y pregunte si esta dispuesto a colaborar con el proceso.
2. Prepare el dispositivo para la toma del electrocardiograma.
3. Pídale al paciente que se retire objetos metálicos zapatos y se descubra el pecho (las mujeres no deben retirarse el sujetador)
4. Pídale que se acueste en la camilla.
5. Colocar los electrodos en los puntos de interés.
6. Iniciar el registro (por lo menos 6 segundos).
7. Comprobar los resultados del análisis.
8. Se desconecta el equipo y se procede a retirar los electrodos de la piel del paciente.
9. Se registran los resultados obtenidos.
10. Desconectar el cable del dispositivo.

Protocolo para el Oxímetro de pulso

Para las pruebas con el Oxímetro de pulso se debe desinfectar el dedo índice de cada paciente. Luego se debe colocar el dispositivo en dicho dedo, esperar unos segundos hasta que el dispositivo se estabilice y arroje el resultado del análisis. Todos los datos serán anotados en la parte inferior de cada una de los documentos de consentimiento firmado. Este mismo procedimiento se llevará a cabo para todas las pruebas.



Figura 3.7: Oxímetro de pulso

3.2.2. Medición y análisis de las señales electrocardiográficas

Se realizaron pruebas a pacientes de distintas edades para constatar el correcto funcionamiento del sistema. Todo el proceso fue supervisado por un médico de profesión. Vease Anexo F

Para las pruebas se les explico a todos los pacientes el protocolo que se llevaría a cabo. La mayoría de ellos no permitieron que se les fotografíe. Por dicha razón no se presentará evidencia fotográfica de todos los casos. En el Anexo E se evidencia los documentos de consentimiento informado firmados por pacientes, además de un certificado que ratifica el haber realizado las pruebas.

En las primeras tres pruebas se presento una cantidad considerable de ruido en las señales sensadas lo que hacia presumible el mal funcionamiento del dispositivo. Teniendo como hipótesis que el ruido generado era por la utilización de un proyector como medio de visualización se procedio a cambiarlo por un monitor. Luego del cambio se observaron mejoras en la calidad de la señal sensada y por ende mejoras en el diagnóstico arrojado por el sistema. Con estos antecedentes se procede a describir cada una de las pruebas realizadas.

Como primer paciente se realizó el estudio a una mujer de 24 años de edad (Figura 3.8). Una vez conectados los electrodos a la paciente se inicio el análisis de la señal. En esta prueba se presento ruido en la señal sensada, arrojando los siguientes resultados:



Figura 3.8: Paciente 1

1. **Dispositivo Comercial:** 74 lat/min
2. **Dispositivo de la investigación:** 85 lat/min

El segundo paciente fue una mujer de 26 años de edad. Los resultados arrojados en esta prueba son los siguientes:

- 1. Dispositivo Comercial:** 69 lat/min
- 2. Dispositivo de la investigación:** 74 lat/min

El tercer paciente es una mujer de 26 años de edad. Con la que se obtuvieron los siguientes resultados:

- 1. Dispositivo Comercial:** 79 lat/min
- 2. Dispositivo de la investigación:** 84 lat/min

Desde el cuarto paciente hasta el séptimo se obtuvieron mejores resultados debido a lo explicado anteriormente.

Como cuarto paciente se tuvo a una mujer de 58 años de edad la cual sufre de la presión alta. En este caso se obtuvieron los siguientes resultados:

- 1. Dispositivo Comercial:** 80 lat/min
- 2. Dispositivo de la investigación:** 79 lat/min

El quinto paciente fue una mujer de 33 años de edad. Obteniendo los siguientes resultados:

- 1. Dispositivo Comercial:** 64 lat/min
- 2. Dispositivo de la investigación:** 66 lat/min

El sexto paciente fue una mujer de 27 años de edad. Con este paciente se obtuvieron los siguientes resultados:

- 1. Dispositivo Comercial:** 71 lat/min
- 2. Dispositivo de la investigación:** 72 lat/min

Finalmente como séptimo paciente (Figura 3.9) se tuvo a un hombre de 22 años de edad. En esta prueba se obtuvieron los siguientes resultados:

- 1. Dispositivo Comercial:** 65 lat/min
- 2. Dispositivo de la investigación:** 66 lat/min

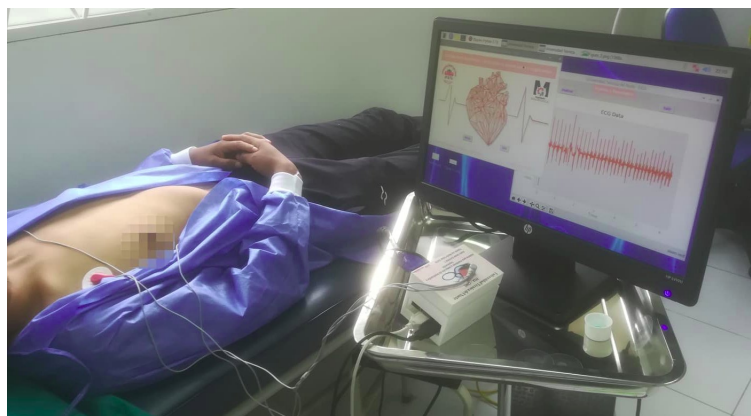


Figura 3.9: Paciente 7

Cuadro 3.1: Resultados obtenidos del sistema implementado

Paciente	Edad (años)	Frecuencia dispositivo comercial (lat/min)	Frecuencia dispositivo de la investigación (lat/min)	Tiempo de muestreo (seg)
Paciente 1	24	74	85	30
Paciente 2	26	69	74	30
Paciente 3	26	79	84	30
Paciente 4	58	80	79	30
Paciente 5	33	64	66	30
Paciente 6	27	71	72	30
Paciente 7	22	65	66	30

Con los datos obtenidos se hizo un análisis para determinar el porcentaje de error del Dispositivo objeto de esta investigación. Para ello en el Cuadro 3.1 se presenta los resultados al realizar el análisis a los siete pacientes.

En el Cuadro 3.2 se presenta el error de medición del dispositivo de la investigación con respecto al dispositivo comercial.

Analizando los resultados se tiene que el error promedio de todas las muestras es de 5,11 % tomando en cuenta que las tres primeras pruebas estuvieron bajo condiciones extremas de ruido.

Para definir el desempeño del dispositivo bajo condiciones normales de funcionamiento se divide las muestras obtenidas en dos grupos. El primero comprendido por las tres primeras pruebas y el segundo las cuatro restantes dando así los siguientes resultados:

1. Porcentaje de error del grupo 1: 9,48 %
2. Porcentaje de error del grupo 2: 1,833 %

Esto significa que bajo condiciones inapropiadas el dispositivo no brindará un diagnóstico preciso dando lugar a un error recurrente que impide su correcto desempeño. Por otra parte esta el grupo 2 donde se obtuvo mejores resultados dando un error de diagnóstico más bajo.

Es evidente que en condiciones normales el dispositivo objeto de esta investigación cumple con los requisitos para realizar una correcta medición y diagnóstico conforme se plantea en la norma ISO 13485 que proporciona herramientas para garantizar la seguridad y fiabilidad de productos a través de hacer más eficientes los procesos.

Cuadro 3.2: Porcentaje de error en las mediciones

Paciente	Frecuencia dispositivo comercial (lat/min)	Frecuencia dispositivo de la investigación (lat/min)	Error (%)
Paciente 1	74	85	14,86
Paciente 2	69	74	7,25
Paciente 3	79	84	6,33
Paciente 4	80	79	1,25
Paciente 5	64	66	3,13
Paciente 6	71	72	1,41
Paciente 7	65	66	1,54

Durante las pruebas realizadas se tuvo como paciente a Marisol Proaño López que trabaja en la Unidad de Relaciones Públicas de la Universidad Técnica del Norte. Marisol mostró interés en el proyecto que se realizó y propuso hacer una entrevista realizada el mismo día que fue publicada el día miércoles 26 de febrero (ver Anexo H).

Conclusiones, recomendaciones y trabajo futuro

Este capítulo muestra las conclusiones del presente proyecto y manifiesta algunas posibles sugerencias para su aplicación en trabajos futuros.

Conclusiones

1. El análisis del marco literario y consulta a profesionales del área de medicina permitió definir las principales características de las señales electrocardiográficas, haciendo posible la correcta identificación y deficiencia de lo que representan las arritmias cardíacas, Bradicardia y Taquicardia.
2. En base al criterio de análisis y tratamiento de las señales electrocardiográficas se definen los parámetros básicos para la elección de un algoritmo para procesar la señal electrocardiográfica e identificar los picos R. Considerando dichos aspectos se definió al Algoritmo de Pan-Tompkins como ideal para este tipo de aplicación, debido a su sencillez y eficacia.
3. Por medio del estudio de diferentes dispositivos electrónicos para la adquisición y tratamiento de señales, y considerando el tipo de aplicación, se implementó un sistema para la obtención de señales electrocardiográficas acondicionado para el diagnóstico de arritmias. Que además permite visualizar la señal obtenida y guardar los datos en un archivo en formato .csv.
4. Con el desarrollo del software de la interfaz es posible estudiar la señal de una manera gráfica, sentando una base importante para la identificación de otros trastornos visibles para los que el software no está diseñado.
5. El dispositivo creado cumple con su objetivo principal que es la detección de Bradicardia y Taquicardia. Esto se manifiesta en las pruebas realizadas donde se obtuvo como error de medición 1.833 % en el diagnóstico para cada paciente. A pesar de que el sistema es susceptible al ruido externo.

Recomendaciones

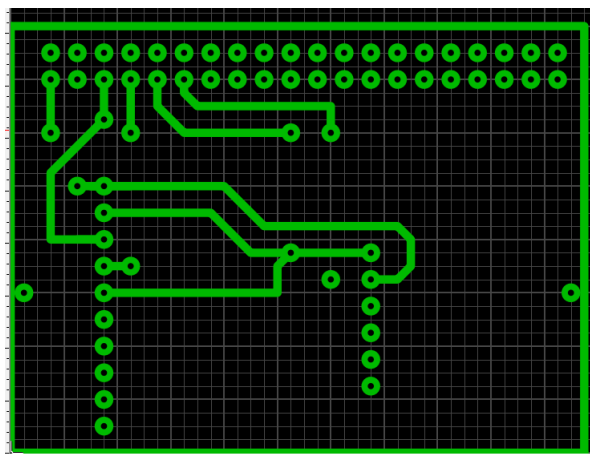
- La correcta aplicación del protocolo para toma de electrocardiograma se define como una estrategia para realizar mediciones correctas y reflejar óptimos resultados.
- Es conveniente desconectar el cable para electrocardiografía en el momento que se esta conectando al paciente, para un buen funcionamiento del dispositivo.
- Alejarse de fuentes electricas que generen ruido debido a que afecta el desempeño del dispositivo.

Trabajo futuro

En el presente proyecto se ha abordado la identificación de los picos R de la señal electrocardiográfica de pacientes en estado de reposo. Esto abre la puerta para realizar el análisis bajo criterios de esfuerzo y estrés. Además, profundiza la investigación de las patologías definidas mediante el estudio de la forma de las ondas, la anchura del complejo QRS. También sería apropiado el implementar la clasificación de las diferentes arritmias definiendo si son de tipo auricular o ventricular.

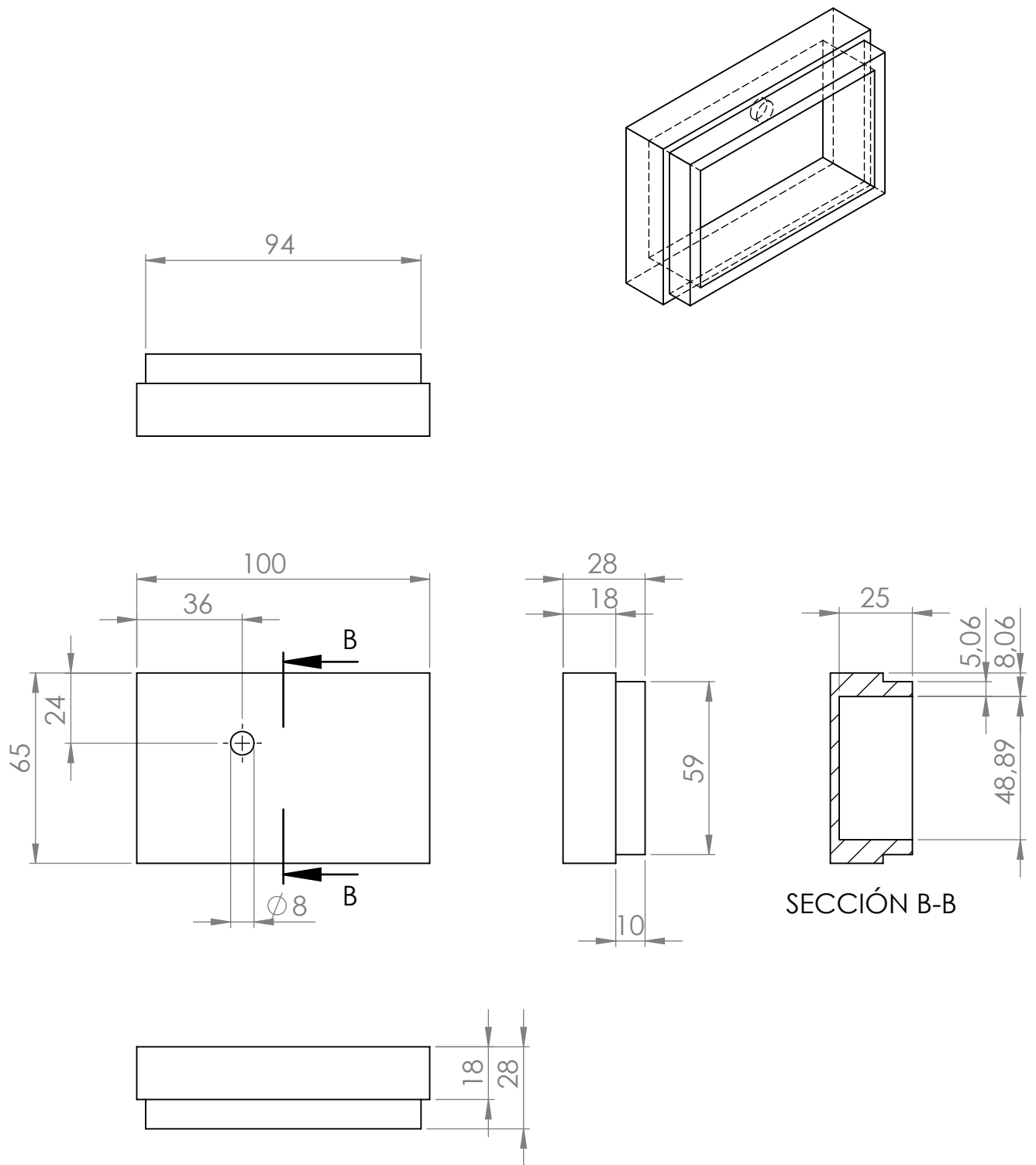
Apéndice A

Diagrama PCB del circuito impreso



Apéndice B

Planos Carcasa: Cubierta superior e inferior



PROYECTO: Sistema para monitoreo y detección de Bradicardia y Taticardia

ESCALA:

PARTE: Cubierta superior

1:1

CÓDIGO: 002

TOLERANCIA:

MATERIAL:

PLA

DISEÑÓ:

Daniel Quimbia

HOJA:

TRATAMIENTO:

Ninguno

DIBUJÓ:

Daniel Quimbia

RECUBRIMIENTO:

Ninguno

REVISÓ:

Ing. Luz María Tobar S.

A4

CANTIDAD:

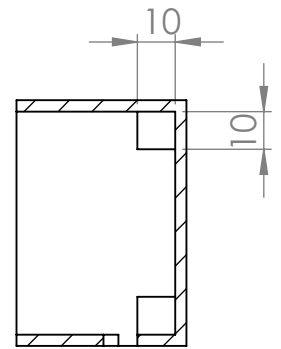
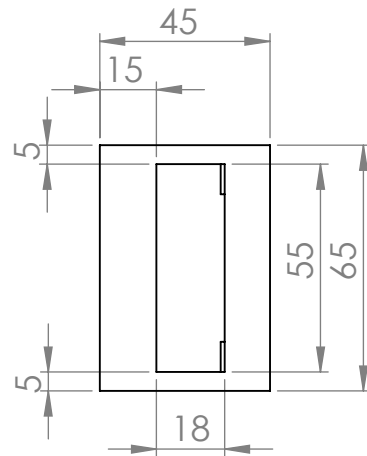
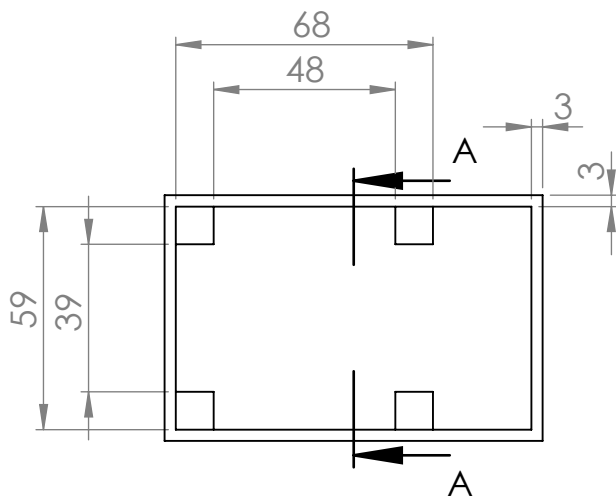
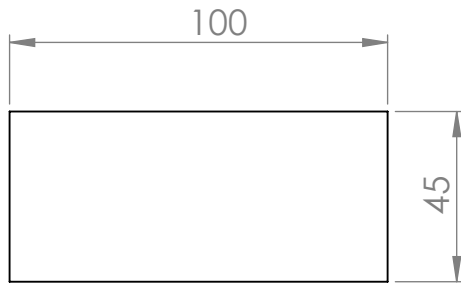
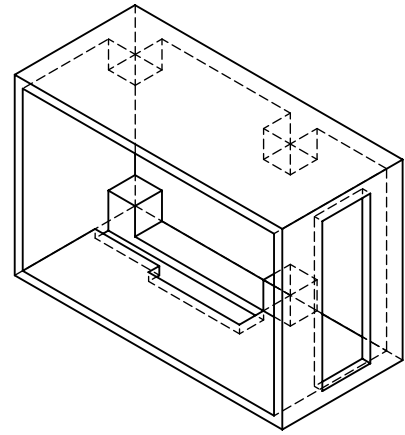
1

APROBÓ:

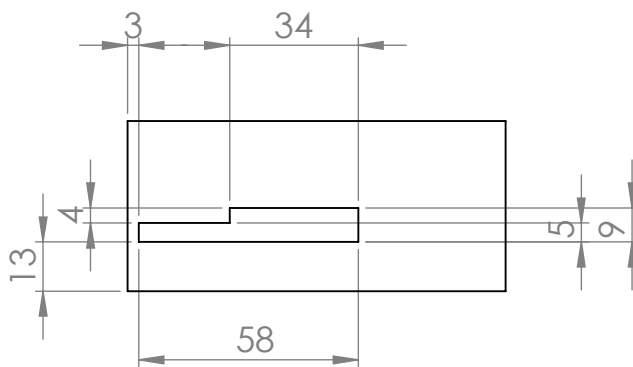
Ing. Luz María Tobar S.

FICA

CIME



SECCIÓN A-A



PROYECTO: Sistema para monitoreo y detección de Bradicardia y Taticardia

PARTE: Cubierta inferior

CÓDIGO: 001

ESCALA:

1:1

TOLERANCIA:



MATERIAL:	PLA	DISEÑO:	Daniel Quimbia	HOJA:
TRATAMIENTO:	Ninguno	DIBUJÓ:	Daniel Quimbia	
RECUBRIMIENTO:	Ninguno	REVISÓ:	Ing. Luz María Tobar S.	A4
CANTIDAD:	1	APROBÓ:	Ing. Luz María Tobar S.	

FICA

CIME

Apéndice C

Desarrollo del sistema electrocardiográfico

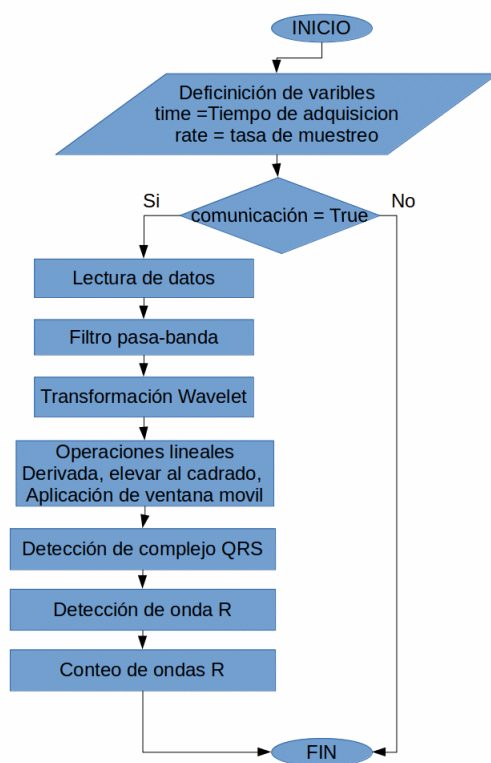


Diagrama de flujo del algoritmo de detección

Apéndice D

Desarrollo interfaz gráfica

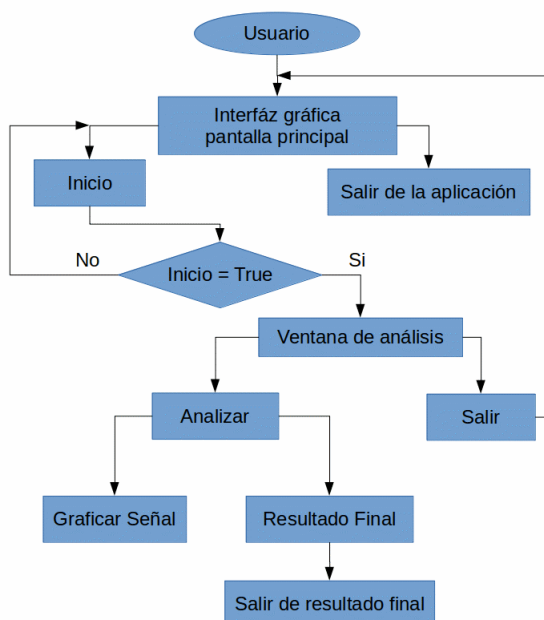


Diagrama de flujo del funcionamiento de la interfaz gráfica

Apéndice E

Documentos de consentimiento informado

Documento de Consentimiento Informado

Para Pruebas de Validación de un sistema para monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

Nº de paciente: 2

Sr./Srta: María Elena Gualavisi de 24 años de edad.

Con domicilio en: Cayambe y Cedula de ciudadanía N°: 1723597546

DECLARO

Que el Sr Daniel Israel Quimbia Imbaquingo, estudiante de la carrera de Mecatrónica me ha explicado en qué consisten las pruebas a las que seré sometido/a.

1.- Es un procedimiento que mediante la colocación de electros en la zona frontal del tórax permite la recolección de señales electrocardiográficas para determinar la frecuencia cardíaca para finalmente diagnosticar si el paciente tiene Bradicardia o Taquicardia.

El objetivo de este procedimiento es el de la validación del sistema mecatrónica como parte de una investigación de señales dieléctricas.

El procedimiento siempre estará supervisado por la Dra. Andrea Godínez.

Profesional encargada de verificar el cumplimiento correcto del protocolo.

CONSENTIMIENTO

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que en cualquier y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ellos manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del procedimiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

Que se me realice las pruebas con el dispositivo.

En Ibarra a 12 días del año 2020.

[Firma]

Resultados: Dispositivo comercial → 74 Lpm
Dispositivo de la investigación → 85 Lpm.

Documento de Consentimiento Informado

Para Pruebas de Validación de un sistema para monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

N° de paciente: 3

Sr./Srta: Lisbeth Katherine De la Cruz Inuqa de 26 años de edad.

Con domicilio en: Gonzales Suarez y Cedula de ciudadanía N°: 1004242267

DECLARO

Que el Sr Daniel Israel Quimbia Imbaquingo, estudiante de la carrera de Mecatrónica me ha explicado en qué consisten las pruebas a las que seré sometido/a.

1.- Es un procedimiento que mediante la colocación de electros en la zona frontal del tórax permite la recolección de señales electrocardiográficas para determinar la frecuencia cardíaca para finalmente diagnosticar si el paciente tiene Bradicardia o Taquicardia.

El objetivo de este procedimiento es el de la validación del sistema mecatrónica como parte de una investigación de señales dieléctricas.

El procedimiento siempre estará supervisado por la Dra. Gudiño.

Profesional encargada de verificar el cumplimiento correcto del protocolo.

CONSENTIMIENTO

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que en cualquier y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ellos manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del procedimiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

Que se me realice las pruebas con el dispositivo.

En Ibarra a 12 días del año 2020



Resultados: Dispositivo comercial → 69 Lpm.

Dispositivo de la investigación → 74 Lpm.

Documento de Consentimiento Informado

Para Pruebas de Validación de un sistema para monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

N° de paciente: 8

Sr./Srta: Tania Maldonado Arias de 26 años de edad.

Con domicilio en: Atacama y Cedula de ciudadanía N°: 1004671010

DECLARO

Que el Sr Daniel Israel Quimbia Imbaquingo, estudiante de la carrera de Mecatrónica me ha explicado en qué consisten las pruebas a las que seré sometido/a.

1.- Es un procedimiento que mediante la colocación de electros en la zona frontal del tórax permite la recolección de señales electrocardiográficas para determinar la frecuencia cardíaca para finalmente diagnosticar si el paciente tiene Bradicardia o Taquicardia.

El objetivo de este procedimiento es el de la validación del sistema mecatrónica como parte de una investigación de señales dieléctricas.

El procedimiento siempre estará supervisado por la Dra. Gudiño.

Profesional encargada de verificar el cumplimiento correcto del protocolo.

CONSENTIMIENTO

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que en cualquier y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ellos manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del procedimiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

Que se me realice las pruebas con el dispositivo.

En Ibarra a 10 días del año 2020

Tania Maldonado Arias
100467101-0

Resultados: Dispositivo comercial → 79 Lpm
Dispositivo de la investigación → 84 Lpm.

Documento de Consentimiento Informado

Para Pruebas de Validación de un sistema para monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

N° de paciente: 5

Sr./Srta: Mery Consuelo Páez Montesdeoca de 58 años de edad.

Con domicilio en: Ibarra y Cedula de ciudadanía N°: 100131313-7

DECLARO

Que el Sr Daniel Israel Quimbia Imbaquingo, estudiante de la carrera de Mecatrónica me ha explicado en qué consisten las pruebas a las que seré sometido/a.

1.- Es un procedimiento que mediante la colocación de electros en la zona frontal del tórax permite la recolección de señales electrocardiográficas para determinar la frecuencia cardíaca para finalmente diagnosticar si el paciente tiene Bradicardia o Taquicardia.

El objetivo de este procedimiento es el de la validación del sistema mecatrónica como parte de una investigación de señales dieléctricas.

El procedimiento siempre estará supervisado por la Dra. Andrea Gudino.

Profesional encargada de verificar el cumplimiento correcto del protocolo.

CONSENTIMIENTO

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que en cualquier y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ellos manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del procedimiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

Que se me realice las pruebas con el dispositivo.

En Ibarra a 12 días del año 2020

Mery Consuelo Páez Montesdeoca

Resultados: Dispositivo comercial → 80 Lpm.
Dispositivo de investigación → 79 Lpm.

Documento de Consentimiento Informado

Para Pruebas de Validación de un sistema para monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

N° de paciente: 6

Sr./Srta: Mayra Cosqui Proaño de 33 años de edad.

Con domicilio en: Av. El Retorno y Cof. Pachay Cedula de ciudadanía N°: 100310674-9

DECLARO

Que el Sr Daniel Israel Quimbia Imbaquingo, estudiante de la carrera de Mecatrónica me ha explicado en qué consisten las pruebas a las que seré sometido/a.

1.- Es un procedimiento que mediante la colocación de electros en la zona frontal del tórax permite la recolección de señales electrocardiográficas para determinar la frecuencia cardíaca para finalmente diagnosticar si el paciente tiene Bradicardia o Taquicardia.

El objetivo de este procedimiento es el de la validación del sistema mecatrónica como parte de una investigación de señales dieléctricas.

El procedimiento siempre estará supervisado por la Dra. _____.

Profesional encargada de verificar el cumplimiento correcto del protocolo.

CONSENTIMIENTO

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que en cualquier y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ellos manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del procedimiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

Que se me realice las pruebas con el dispositivo.

En Ibama a 12 días del año 2020



Resultados: Dispositivo comercial → 64 Lpm.

Dispositivo de la investigación → 66 Lpm.

Documento de Consentimiento Informado

Para Pruebas de Validación de un sistema para monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

N° de paciente: 7

Sr./Srta: Adriana Naisel Paoño López de 21 años de edad.

Con domicilio en: Ibarra y Cedula de ciudadanía N°: 1804347845

DECLARO

Que el Sr Daniel Israel Quimbia Imbaquingo, estudiante de la carrera de Mecatrónica me ha explicado en qué consisten las pruebas a las que seré sometido/a.

1.- Es un procedimiento que mediante la colocación de electros en la zona frontal del tórax permite la recolección de señales electrocardiográficas para determinar la frecuencia cardíaca para finalmente diagnosticar si el paciente tiene Bradicardia o Taquicardia.

El objetivo de este procedimiento es el de la validación del sistema mecatrónica como parte de una investigación de señales dieléctricas.

El procedimiento siempre estará supervisado por la Dra. Andrea Gudín.

Profesional encargada de verificar el cumplimiento correcto del protocolo.

CONSENTIMIENTO

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que en cualquier y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ellos manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del procedimiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

Que se me realice las pruebas con el dispositivo.

En Abril a 12 días del año 2020



Resultados:

Dispositivo comercial → 71 Lpm.

Dispositivo de la investigación → 72 Lpm

Documento de Consentimiento Informado

Para Pruebas de Validación de un sistema para monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

N° de paciente: 8

Sr./Srta: Roberto Pulmarin de 22 años de edad.

Con domicilio en: N. 17 de Julio y Cedula de ciudadanía N°: 1720243821

DECLARO

Que el Sr Daniel Israel Quimbia Imbaquingo, estudiante de la carrera de Mecatrónica me ha explicado en qué consisten las pruebas a las que seré sometido/a.

1.- Es un procedimiento que mediante la colocación de electros en la zona frontal del tórax permite la recolección de señales electrocardiográficas para determinar la frecuencia cardíaca para finalmente diagnosticar si el paciente tiene Bradicardia o Taquicardia.

El objetivo de este procedimiento es el de la validación del sistema mecatrónica como parte de una investigación de señales dieléctricas.

El procedimiento siempre estará supervisado por la Dra. _____.

Profesional encargada de verificar el cumplimiento correcto del protocolo.

CONSENTIMIENTO

He comprendido las explicaciones que se me han facilitado en un lenguaje claro y sencillo y el facultativo que me ha atendido me ha permitido realizar todas las observaciones y me ha aclarado todas las dudas que le he planteado.

También comprendo que en cualquier y sin necesidad de dar ninguna explicación, puedo revocar el consentimiento que ahora presto.

Por ellos manifiesto que estoy satisfecho con la información recibida y que comprendo el alcance y los riesgos del procedimiento.

Y en tales condiciones

CONSIENTO

Que se me realice las pruebas con el dispositivo.

En Barra a 12 días del año 2020

Resultados: Dispositivo comercial → 65 lpm
Dispositivo de la investigación → 66 lpm.

Apéndice F

Certificación por parte del Departamento de Bienestar Universitario



UNIVERSIDAD TÉCNICA DEL NORTE
DEPARTAMENTO DE BIENESTAR UNIVERSITARIO

Resolución Nro. 001 – 073 CEAACES – 2013 - 13

DRA MARTHA MOLINA, DIRECTORA (E) DEL DEPARTAMENTO DE BIENESTAR UNIVERSITARIO,

CERTIFICA QUE:

QUE, QUIMBIA IMBAQUINGO DANIEL ISRAEL, con cédula de ciudadanía 1003432489, es estudiante de la Carrera de Mecatrónica y realizó en el servicio médico de esta dependencia las **Pruebas de Validación** para la el tema de Investigación: **“Sistema para Monitoreo y Detección de Bradicardia y Taquicardia”**, previa la obtención del Título como Ingeniero en Mecatrónica, bajo el control de la Dra. Andrea Gudiño, médica del mencionado servicio.

Ibarra, 13 de febrero 2020.

Dra. Martha Molina O
DIRECTORA (E) DBU

Dra. Andrea Gudiño
MÉDICA DBU

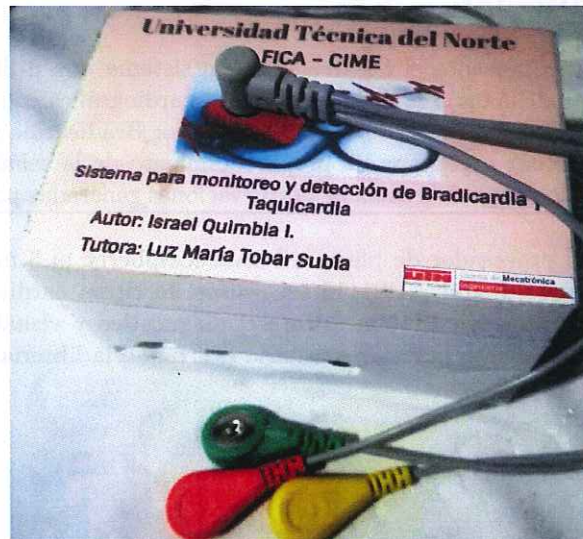
Apéndice G

Manual de Usuario

Sistema para el monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia

Daniel Israel Quimbia Imbaquingo

Febrero 26, 2020



Manual de Usuario

Importante: Leer detenidamente cada uno de los puntos desarrollados en el manual para el correcto uso del dispositivo. Conserve el manual para futuras consultas y referencias.

Propósito

La finalidad del manual es de servir como una herramienta básica de consulta y operación del “Sistema para el monitoreo y detección de bradicardia y taquicardia”. Esto permite al lector adquirir el conocimiento necesario para una correcta operación del sistema.

Peligro: Para reducir riesgos de descarga desconecte el cable para electrocardiografía mientras se esta colocando los electrodos en la piel del paciente.

Advertencia: Antes de usar el dispositivo asegurese que el paciente no presente ningún tipo de infección en la piel o alergias.

1 Introducción

A continuación se presenta el desarrollo de un sistema que utiliza algoritmos para la detección de la onda R de la señal electrocardiográfica con el fin de diagnosticar dos tipos de afecciones del aparato cardíaco: Bradicardia y Taquicardia. Es necesario efectuar una etapa de preprocesamiento de la señal para llevarla a un estado donde sea posible atenuar perturbaciones generadas por el ambiente.

Se utilizó un procesador de placa reducida Raspberry pi 3 modelo B+, un conversor analógico-digital ADS1115, el sensor de ritmo cardíaco AD8232 y lenguaje de programación Python . Para el diagnóstico y visualización de las señal se creó una interfaz gráfica de usuario utilizando la librería Tkinter, GUI propia de Python.

2 Protocolo para toma de electrocardiograma

La secuencia de preparación para las actividades operativas favorece al cumplimiento efectivo de los procesos de toma de datos, de una manera altamente profesional y segura para cada paciente.

A continuación se enumera dichas actividades:

1. Presentese y explique al paciente el procedimiento a realizar y pregunte si esta dispuesto a colaborar con el proceso.
2. Prepare el dispositivo para la toma del electrocardiograma.
3. Pídale al paciente que se retire objetos metálicos zapatos y se descubra el pecho (las mujeres no deben retirarse el sujetador)
4. Pídale que se acueste en la camilla.
5. Colocar los electrodos en los puntos de interés.
6. Iniciar el registro (por lo menos 6 segundos).
7. Comprobar los resultados del análisis.
8. Se desconecta el equipo y se procede a retirar los electrodos de la piel del paciente.
9. Se registran los resultados obtenidos.
10. Desconectar el cable del dispositivo.

3 Procedimiento

3.1 Conexiones físicas

Como primer punto se procede a la conexión de los distintos periféricos tales como; monitor, mouse y teclado (si es necesario) al sistema. La conexión del monitor mediante cable HDMI se puede ver en la Figura 1. En cambio las conexiones de mouse y teclado se las realiza en las entradas USB como se indica en la Figura 2.



Figure 1: Ejecutar el entorno de desarrollo Spyder

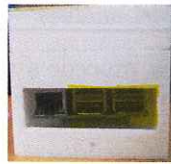


Figure 2: Ejecutar el entorno de desarrollo Spyder

Una vez conectado el monitor y mouse al sistema se procedes a conectar el cable de alimentación para su encendido (Ver Figura 3).



Figure 3: Ejecutar el entorno de desarrollo Spyder

3.2 Interfaz

Visto que el sistema haya iniciado, en el escritorio existe un ícono del entorno de desarrollo integrado multiplataforma de código abierto Spyder, donde se le

dará doble click. Por lo que la primera imagen que nos debería salir debería ser una imagen más o menos como la Figura 4.



Figure 4: Ejecutar el entorno de desarrollo Spyder

Una vez que se tenga la pantalla del entorno de desarrollo Spyder a la vista, se podrá observar un programa que inicia cuando se abre el entorno de Spyder, en este caso, se debe elegir la opción **Run file** para que el programa se ejecute, de esa manera el programa mostrará la pantalla principal de la interfaz gráfica de usuario. Ver Figura 5.

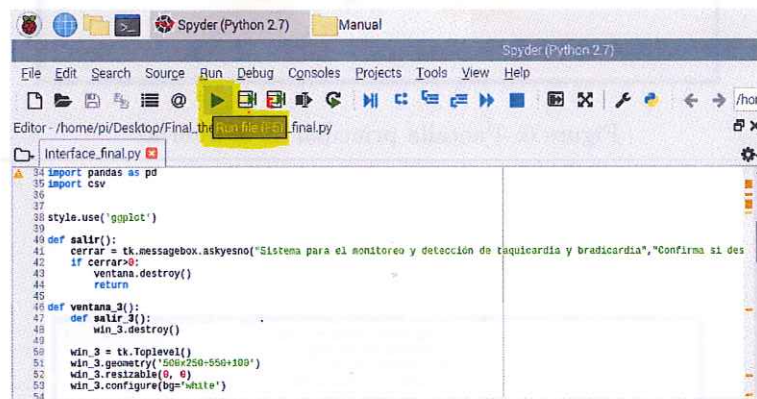


Figure 5: Ejecutar el código de la Interfaz

Ya que es mostrada la pantalla principal de la interfaz, se evidencian dos botones con nombres: **Inicio** y **Exit** ver Figura ???. Si se presiona el botón **Inicio**, se accede a una nueva ventana la cual lleva por nombre **Análisi y Resultados** (ver Figura 7), en cambio si se presiona el botón **Exit** aparecerá una ventana emergente donde se debe confirmar si se desea salir de la aplicación (ver Figura 8).

Ya mostrada la pantalla de **Análisi y Resultados** se tiene cuatro bonones:

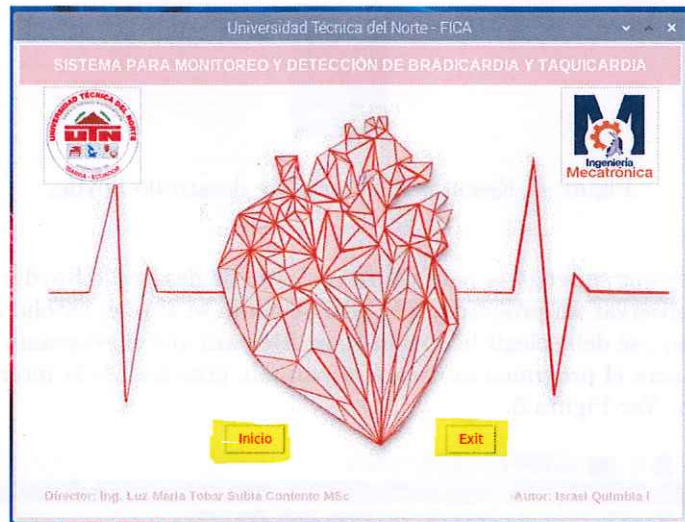


Figure 6: Pantalla principal de la interfaz

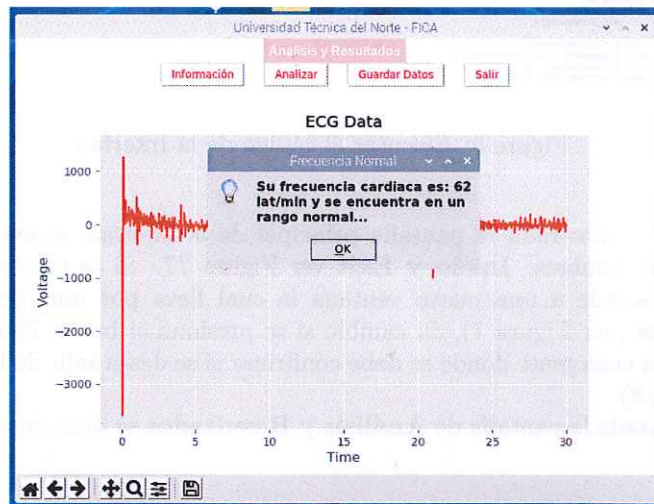


Figure 7: Pantalla de análisis y resultados



Figure 8: Ventana emergente para salir de la aplicación

El primero **Información** que tiene la función de desplegar una tercera ventana donde se muestran algunos rangos de edad y su respectiva frecuencia normal (Figura 10).



Figure 9: Botón información

El segundo tiene por nombre **Analizar**. Esta es la parte más importante del sistema, debido a que aquí es donde se muestra la gráfica de la señal y el diagnóstico (vease Figura 11). En la parte de la gráfica se tiene una barra de navegación que permite interactuar con la imagen de la señal obtenida. Se tiene como funciones importantes a **Save the figure**, **Zoom to rectangle** y **Pan axes with left mouse**, **zoom with right**, esto se muestra en la Figura 12, 13, 14 y 15.



Figure 10: Ventana de información: rangos de frecuencias

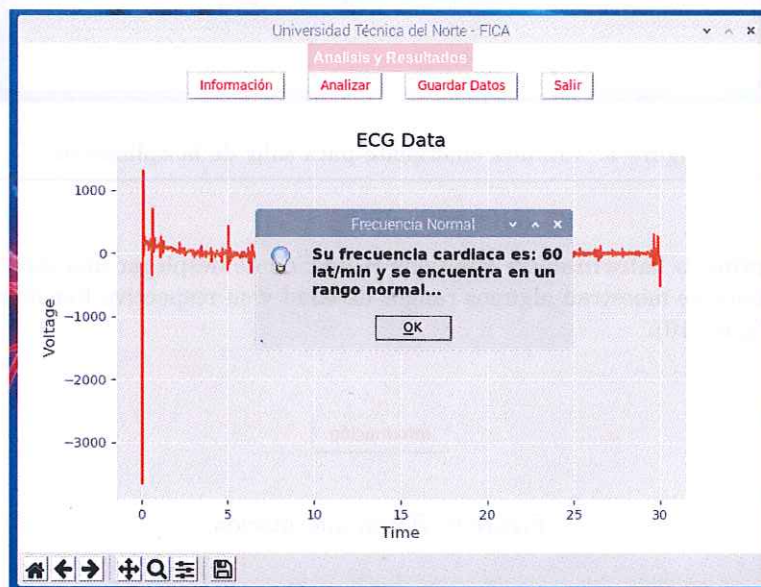


Figure 11: Diagnóstico y gráfica de la señal



Figure 12: Funciones para interactuar con la gráfica



Figure 13: Save the figure



Figure 14: Zoom to rectangle y Pan axes with left mouse



Figure 15: Zoom with right mouse

El tercer botón tiene por nombre **Guardar Datos** y se le atribuye la función de guardar los datos en archivo en formato .csv, esto para un posterior análisis de los datos guardados. La dirección donde se guardan los datos se presenta en la Figura 16.

A screenshot of a button labeled "Guardar Datos" in red text on a white background with a thin border.

Figure 16: Dirección donde se guarda el archivo .csv

Finalmente como último botón se tiene a **Salir** el cual tiene la función de quitar la pantalla de Análisis y Resultados. Ver Figura 17.

Una vez finalizado el proceso de análisis simplemente se da click en el botón **Exit** de la ventana principal, para salir de la aplicación gráfica.

Tomar en cuenta que para cada análisis se debe cerrar la ventana de **Análisis y Resultados** debido a que el procesador tiende a saturarse.



Figure 17: Botón Salir

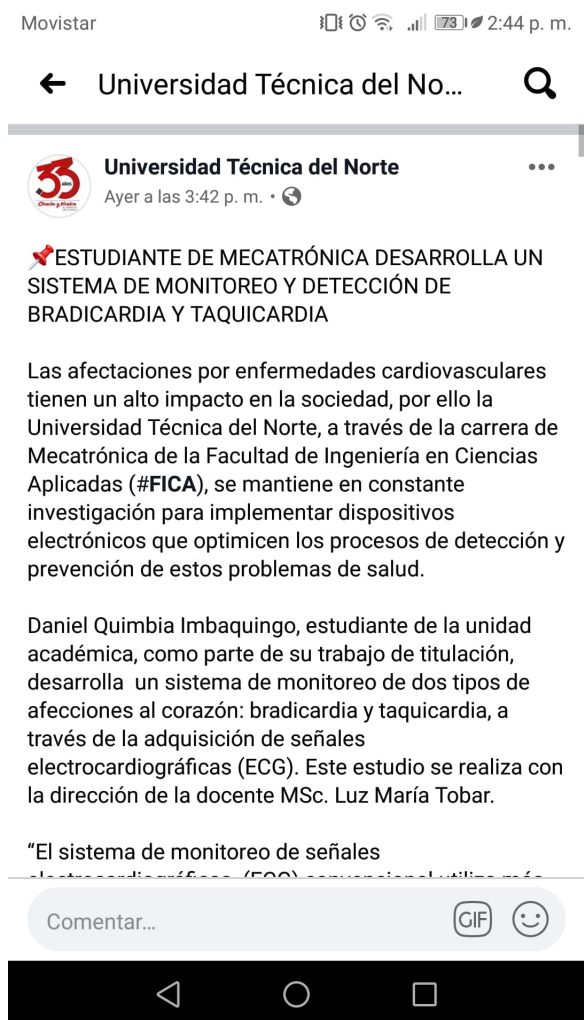
4 Problemas y Soluciones

Error	Acción a realizar
El programa no se comunica con el sistema	Cierre la aplicación, reinicie la Raspberry pi y vuelva a ejecutar el programa
La señal no tiene una forma normal	Verifique que los electrodos esten correctamente ubicados
La aplicación esta lenta	Cierre la aplicación y vuelva a ejecutarla

Table 1: Errores y soluciones

Apéndice H

Manual de Usuario



← Universidad Técnica del No... 

“El sistema de monitoreo de señales electrocardiográficas (ECG) convencional utiliza más de 10 cables conectados al cuerpo y su costo es mayor a \$50,00. Sin embargo, con este prototipo que estamos implementando se necesitan solo tres cables, lo que le brindará una sensación de tranquilidad al paciente, al ser un sistema portable, de fácil uso y poco invasivo, que tendría un costo más bajo.”, explicó Quimbia.

A más de realizar la misma función que un oxímetro de pulso (aparato médico que mide de manera indirecta la saturación de oxígeno de la sangre de un paciente con un problema cardiovascular), permite visualizar la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón en función del tiempo, con lo que se puede identificar las dos patologías señaladas. Este proyecto de tesis que está por culminar, es considerado un aporte fundamental para las futuras investigaciones en este campo.

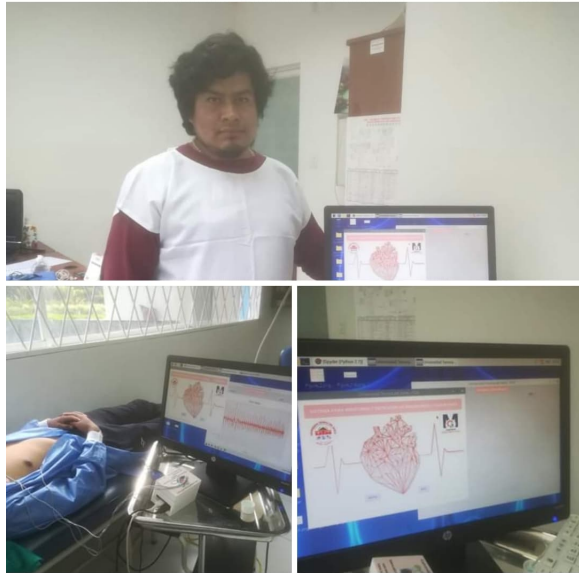
La UTN comprometida con el bienestar de la colectividad, promueve iniciativas que buscan contribuir a mejorar la calidad de vida de la población.

#YoSoyUTN 

Comentar...



#YoSoyUTN 🗣️ 🗣️



📍 Me encanta 💬 Comentar ➦ Compartir

👤 Tí Andres Isma y 441 personas más

Comentar... 📺 GIF 😊



Apéndice I

Listado de códigos

Este apéndice incluye los programas implementados en el análisis y desarrollo de la aplicación.

I.1. Programas implementados

I.1.1. Desarrollo de interfaz

Listing I.1: Interfaz gráfica de usuario

```
"""
Created on Fri Feb 14 15:10:51 2020

@author: pi
"""

import tkinter as tk
import tkinter.messagebox
from tkinter import *
from tkinter import ttk
import random
import time
import datetime
import matplotlib
matplotlib.use("TkAgg")
from matplotlib.backends.backend_tkagg import FigureCanvasTkAgg, NavigationToolbar2TkAgg
from matplotlib.figure import Figure
import matplotlib.animation as animation
from matplotlib import style

import Adafruit_ADS1x15
import numpy as np
import matplotlib.pyplot as plt
from scipy.signal import butter, lfilter
import scipy.fftpack as fourier
from numpy.fft import fft, fftfreq, ifft
import pywt
from scipy.signal import find_peaks
import scipy.signal
from pywt import wavedec
```

```

from scipy.interpolate import interp1d
import pandas as pd
import csv

style.use('ggplot')

def salir():
    cerrar = tk.messagebox.askyesno("Sistema para el monitoreo y deteccion de taquicardia y
        bradicardia","Confirma si deseas salir: ")
    if cerrar>0:
        ventana.destroy()
        return

def ventana_3():
    def salir_3():
        win_3.destroy()

    win_3 = tk.Toplevel()
    win_3.geometry('500x250+550+100')
    win_3.resizable(0, 0)
    win_3.configure(bg='white')

    etiqueta4 = tk.Label(win_3, text='Frecuencia cardiaca normal', font = ('arial', 12, 'bold'
        ),
        bd = 5, bg = 'RosyBrown2', fg = 'white')
    etiqueta4.place(x=140, y=0)

    #=====#

    edad = tk.Label(win_3, text='EDAD', font = ('arial', 10, 'bold'),
        bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
    edad.place(x=45, y=40)

    ninio = tk.Label(win_3, text=' 6 a los 12 anios', font = ('arial', 10, 'bold'),
        bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
    ninio.place(x=10, y=60)

    ninio_1 = tk.Label(win_3, text='12 a los 17 anios', font = ('arial', 10, 'bold'),
        bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
    ninio_1.place(x=10, y=80)

    adulto = tk.Label(win_3, text=""En general, para personas mayores a 10 anios
        la frecuencia cardiaca normal esta entre 60 y 100 lat/min.""", font = ('arial',
        10, 'bold'),
        bd = 5, bg='white', fg = 'black')
    adulto.place(x=10, y=120)

    #=====#

    variacion = tk.Label(win_3, text='VARIACION', font = ('arial', 10, 'bold'),
        bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
    variacion.place(x=190, y=40)

    variacion_ninio = tk.Label(win_3, text='70 a 110 lat/min', font = ('arial', 10, 'bold'),
        bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
    variacion_ninio.place(x=180, y=60)

    variacion_ninio_1 = tk.Label(win_3, text='60 a 110 lat/min', font = ('arial', 10, 'bold'),
        bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
    variacion_ninio_1.place(x=180, y=80)

    #=====#

```

```

promedio = tk.Label(win_3, text='PROMEDIO NORMAL', font = ('arial', 10, 'bold'),
                    bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
promedio.place(x=340, y=40)

promedio = tk.Label(win_3, text='90 lat/mins', font = ('arial', 10, 'bold'),
                    bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
promedio.place(x=370, y=60)

promedio_1 = tk.Label(win_3, text='85 lat/mins', font = ('arial', 10, 'bold'),
                      bd = 5, bg='LightYellow1', fg = 'black')
promedio_1.place(x=370, y=80)

##### BOTONES VENTANA 3#####
salir_info = tk.Button(win_3, text='Cerrar', fg='red', relief=RAISED, cursor = "heart",
                       command = salir_3)
salir_info.place(x=220, y=200)
def ventana_2():

    def salir_2():
        newWin.destroy()

#         cerrar = tk.messagebox.askyesno("Sistema para el monitoreo y deteccion de taquicardia
#         y bradicardia","Confirma si deseas salir: ")
#         if cerrar>0:
#             newWin.destroy()
#         return

### PARAMETROS VENTANA DE ANALISIS####
#ventana.withdraw()

newWin = tk.Toplevel()
newWin.geometry('800x580+550+100')
newWin.resizable(0, 0)
newWin.configure(bg='white')

#     fondo2 = tk.PhotoImage(file = "heart_health.gif")
#     image = fondo2.subsample(100,100)
#     label = tk.Label(newWin, image=fondo2)
#     label.place(x=0, y=0, relwidth=1.0, relheight=1.0)

etiqueta3 = tk.Label(newWin, text='Analisis y Resultados', font = ('arial', 12, 'bold'),
                     bd = 5, bg = 'RosyBrown1', fg = 'white')
etiqueta3.place(x=310, y=0)

etiqueta4 = tk.Label(newWin, text='El proceso durara 30 segundos...', font = ('arial', 20,
'bold'),
                     bd = 5, bg = 'RosyBrown1', fg = 'white')
etiqueta4.place(x=200, y=250)

#     etiqueta3 = tk.Label(newWin, text=""Informacion"", font = ('arial', 12, 'bold'),
#                          bd = 5, bg = 'RosyBrown1', fg = 'white')
#     etiqueta3.place(x=310, y=50)

### CREATE PLOT OBJECT ON GUI###
f = Figure(figsize=(8,6), dpi=100);
a = f.add_subplot(111)

a.set_title('ECG Data')
a.set_xlabel('Time')
a.set_ylabel('Voltage')

data = [0]

```

```

#data.clear()
rate = 250
GAIN = 2/3
tiempo = 30.0

# def tiempo_muestreo():
#     if time == 0:
#         print("Hola")

def ecg_connected(adc, data_rate, GAIN):
    try:
        adc.start_adc(0, gain=GAIN, data_rate=rate)
        #messagebox.showwarning("Connected!!! Starting...")
    except Exception:
        messagebox.showwarning("Error de comunicacion...", "Verifique las conexiones
            fisicas de su dispositivo...")
        return
    start = time.time()
    while (time.time() - start) <= tiempo:
        value = adc.read_adc(0, gain=GAIN, data_rate=rate)
        data.append(value)
        values = np.asarray(data)
    adc.stop_adc()
    return values

def bandpass_filter(values):
    nyquist_freq = 0.5 * rate
    low = 0.1 / nyquist_freq
    high = 25.0 / nyquist_freq
    b, a = butter(5, [low, high], btype="band")
    y = lfilter(b, a, values)
    return y

def Dwavelet_filter(y):
    levels = 5
    C = wavedec(y, 'db1', level = levels)
    filtered_1a = C[levels-1]
    filtered_2a = C[levels]

    xnew = np.arange(len(y))

    time_1 = np.linspace(0, len(y), len(filtered_1a), endpoint=True)
    filtered_1 = interp1d(time_1, filtered_1a)(xnew)

    time_2 = np.linspace(0, len(y), len(filtered_2a), endpoint=True)
    filtered_2 = interp1d(time_2, filtered_2a)(xnew)

    filtered = filtered_1 + filtered_2
    fil_ind = list(filtered)
    return fil_ind

def Detect_ecg_peaks(x):
    #Derivative - provides QRS slope information.
    y0 = np.ediff1d(x)
    # Squaring - intensifies values received in derivative
    y1 = y0 ** 2
    # Moving-window integration.
    y2 = np.convolve(y1, np.ones(22))
    return y2

def Arrhythmia_detection(x):

```

```

indexes = scipy.signal.find_peaks_cwt(x, np.arange(10, 24))
indexe = np.array(indexes)-1
heart_rate = len(indexe)*2 # aria directamente cuando se setea el tiempo
return heart_rate

def time_now():
time = np.linspace(0, tiempo, len(data))
times = np.asarray(time)
return times

def write_csv():
with open('/home/pi/Desktop/Final_thesis/DATAS/data_ecg.csv', mode = 'a') as data_ecg:
    sensor_ecg = csv.writer(data_ecg, delimiter=',', quotechar='"', quoting=csv.
        QUOTE_MINIMAL)
    write_log = sensor_ecg.writerows([time_now(), data])
return(write_log)

def analisis():
values_ecg = ecg_connected(Adafruit_ADS1x15.ADS1115(address=0x48, busnum=1), GAIN=2/3,
    data_rate=250)
butter_filter = bandpass_filter(values_ecg)
wave_filter = Dwavelet_filter(butter_filter)
deri_ecg = Detect_ecg_peaks(wave_filter)
TB = Arrhythmia_detection(deri_ecg)

b = wave_filter
t = np.linspace(0., tiempo, np.size(b))
a.plot(t, b)

canvas = FigureCanvasTkAgg(f, newWin)
canvas.get_tk_widget().place(x=5, y=62, width=790, height=480)

#canvas.get_tk_widget().pack(side=tk.TOP, fill=tk.BOTH, expand=True)
toolbar = NavigationToolbar2TkAgg(canvas, newWin)
toolbar.update()

if TB < 60:
    messagebox.showwarning("Bradycardia", "'Su frecuencia cardiaca es: {} lat/min'".
        format(TB))
elif TB > 100:
    messagebox.showwarning("Taquicardia", "Su frecuencia cardiaca es: {} lat/min".
        format(TB))
else:
    messagebox.showinfo("Frecuencia Normal", "Su frecuencia cardiaca es: {} lat/min y
        se encuentra en un rango normal...".format(TB))

canvas.clear('all')
canvas.draw()
canvas._tkcanvas.pack()

informacion = tk.Button(newWin, text='Informacion', fg='red', bg = 'white', relief=RAISED,
    cursor = "heart", command = ventana_3)
informacion.place(x=180, y=30)
analizar = tk.Button(newWin, text='Analizar', fg='red', bg = 'white', relief=RAISED, cursor
    = "heart", command = analisis)
analizar.place(x=310, y=30)
guardar = tk.Button(newWin, text='Guardar Datos', fg='red', bg = 'white', relief=RAISED,
    cursor = "heart", command = write_csv)
guardar.place(x=414, y=30)
salir_analizar = tk.Button(newWin, text='Salir', fg='red', bg = 'white', relief=RAISED,
    cursor = "heart", command = salir_2)
salir_analizar.place(x=560, y=30)

```

```

#----- Iniciar comunicacion -----#

ventana = tk.Tk()
ventana.title("Universidad Tecnica del Norte - FICA")

#=====PANTALLA DE INICIO=====
ventana.geometry('700x500')
ventana.resizable(0,0)
ventana.configure(bg= 'LightYellow1')

fondo = tk.PhotoImage(file = 'ekg-sim-logo.gif')
image = fondo.subsample(3,3)
labell = tk.Label(image=fondo)
labell.place(x=0, y=0, relwidth=1.0, relheight=1.0)
#labell.pack()

logoUtn = tk.PhotoImage(file = 'logo-UTN.gif')
image = logoUtn.subsample(3,3)
label = tk.Label(image=logoUtn)
label.place(x=30, y = 48)

logocime = tk.PhotoImage(file = "Cime.gif")
image = logocime.subsample(3,3)
labe2 = tk.Label(image=logocime)
labe2.place(x=570, y = 48)

etiqueta1 = tk.Label(ventana, text = 'SISTEMA PARA MONITOREO Y DETECCION DE BRADICARDIA Y
    TAQUICARDIA', font = ('arial', 12, 'bold'),
    bd = 10, bg = 'RosyBrown1', fg = 'white')
etiqueta1.pack(fill=tk.X, padx = 5, pady = 5)

etiqueta2 = tk.Label(ventana, text = 'Autor: Israel Quimbia I', font = ('arial', 10, 'bold'),
    bd = 10, bg = 'white', fg = 'RosyBrown1').place(x=510, y=455)
etiqueta3 = tk.Label(ventana, text = 'Director: Ing. Luz Maria Tobar Subia Contento MSc', font
    = ('arial', 10, 'bold'),
    bd = 10, bg = 'white', fg = 'RosyBrown1').place(x=20, y=455)

#=====CREACION BOTONERS=====
btnventana2 = tk.Button(ventana, text = 'Inicio', fg='red', bg = 'white', relief=RAISED,
    cursor = "heart", command = ventana_2 )
btnventana2.place(x=220, y=400)

btnexit = tk.Button(ventana, text = 'Exit', fg='red', bg = 'white', relief=RAISED, cursor = "
    heart", command = salir )
btnexit.place(x=450, y=400)

ventana.mainloop()

```

Bibliografía

- [1] L. J. Acierno., Historia de la cardiología., Estados Unidos, 1994.
- [2] El Comercio. (2016, agosto 29). Las enfermedades cardiovasculares son la primera causa de muerte en el Ecuador [Online]. Available: <https://www.elcomercio.com/tendencias/enfermedadescardiovasculares-muertes-ecuador-cifras-juangabriel.html>
- [3] San Mauro, M. (2013). Anatomía cardíaca. Una manera integral de estudiar las estructuras del corazón y los grandes vasos. La Plata: Edulp
- [4] El universo. (2017, marzo 08). Economía de Ecuador perdió 615 millones por enfermedades cardíacas, según estudio. [Online]. Available: <https://www.eluniverso.com/vida/2017/03/08/nota/6079264/economia-ecuador-perdio-615-millones-enfermedades-cardiacas-segun>
- [5] Cuenca, M. (2006). Fundamentos de Fisiología. Madrid: Parainfo
- [6] Antonio López Ferré., Carlos Macaya Miguel., “Libro de la salud cardiovascular del hospital clínico San Carlos y la Fundación BBVA.”, 1ra edición, Bilbao, Fundación BBVA 2009.
- [7] Lama, A. (2004). *Einthoven: the man and his invention*, volumen (132), pp. 260-264. Recuperado de: <https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci.arttext&pid=S0034-98872004000200018>
- [8] Bayés de Luna, A. (2014). *Manual de electrocardiografía básica*. Barcelona, España: CA-DUCEO MULTIMEDIA, S. L.
- [9] Ocampo, J. (2011). *Diseño e implementación de software de análisis para establecer los efectos de la telefonía celular sobre parámetros electrocardiográficos* (Trabajo de Fin de Máster no publicado). Universidad Tecnológica de Pereira, Pereira.
- [10] Viera, B. Falcón, A. Navarro, V. Valladares, F. Penichet, R. Castellón, C. (2006). Arritmias Cardíacas. *Revista de las Ciencias de la Salud de Cienfuegos*, volumen (11), pp. 31-39.

- [11] García, G. Quino, K. (2018). *Desarrollo de un equipo tipo Holter de una derivación para monitoreo de señales cardíacas y una aplicación web de procesamiento de señales ECG para detección y estudio de arritmias de tipo fibrilación auricular* (Trabajo de fin de Grado no publicado). Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (UPC), Lima.
- [12] Analog Devices. *AD8232 DATA SHEET*. Analog Devices, Inc. USA. 2012
- [13] Proakis, John (2014). *Tratamiento digital de señales*. 4a ed. Madrid: Prentice-Hall
- [14] Texas Instruments. *ADS1115 DATA SHEET*. Texas Instruments, Inc. USA. 2009
- [15] Micó, P. (2005). *Nuevos desarrollos y aplicaciones basados en métodos estocásticos para el agrupamiento no supervisado de latidos en señales electrocardiográficas* (Tesis doctoral). Universidad Politécnica de Valencia, Valencia.
- [16] Mallat, S. (2005). "A Wavelet Tour of Signal Processing", 2da Edición, Boston, Academic Press Inc
- [17] Addison, P. (2002). *The Illustrated Wavelet Transform Handbook*, Edimburgo, Ucrania, IoP Publishing Ltd
- [18] R. Hernández Sampieri, C. Fernández Collado y M. d. P. Baptista Lucio, Metodología de la investigación, México D.F.: McGRAW-HILL / Interamericana editores, S.A. DE C.V., 2014.
- [19] C. Riva Romeva, *Diseño concurrente*, Barcelona: Edicions UPC, 2002.
- [20] Kohler, B. U., Hennig, C., Orglmeister, R. (2002). "The principles of software QRS detection". *Engineering in Medicine and Biology Magazine*, IEEE, 21(1), 42-57.
- [21] Pan, J. Tompkins, W. (1985). A Real-Time QRS Detection Algorithm. *Transaction biomedical engineering*. IEEE., volumen (3)., pp. 230-236
- [22] S. Sastoque, C. Narváz y G. Garnica, Metodología para la construcción de Interfaces Gráficas Centradas en el Usuario, *Nuevas Ideas en Informática Educativa*, vol. 12, pp. 314 - 324, 2016.