

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA



PONTIFICIA
UNIVERSIDAD
CATÓLICA
DEL PERÚ

**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN MÓDULO DE MONITOREO
CARDIACO PÓRTATIL PARA ZONAS RURALES**

Tesis para optar el Título de **Ingeniero Electrónico**, que presentan los
bachilleres:

Jaqueline Raquel Yupanqui Lizana

Sofía Marisol Roncal Loyola

ASESOR: Mg. Willy Eduardo Carrera Soria

CO-ASESOR: Dr. Benjamín Castañeda Aphan

Lima, Junio del 2018

En primer lugar me gustaría agradecer a mi padre José Luis Roncal, a mi hermana Rocío Roncal y a mi abuelita Floresmila Lozano por el cariño y apoyo moral brindado a lo largo de mis estudios. A mis amigos con quienes he compartido muchas experiencias a lo largo de la carrera y me han brindado su apoyo moral durante la realización de la tesis.

A mis asesores el Mg. Willy Carrera y el Dr. Benjamín Castañeda por su orientación, paciencia y motivación; las cuales han sido fundamentales para el desarrollo del presente trabajo. A la empresa Diacs por depositar la confianza en nosotros con el financiamiento parcial de la tesis, la cual fue participe del proyecto “Desarrollar una solución integral para aplicaciones de telemedicina en redes de salud, para diagnóstico por imágenes médicas (PACS/RIS), con capacidad de comunicación adaptativa para diferentes anchos de banda”, con código: 273-FINCYT-FIDECOM-PIPEA-2014 el cual está financiado por INNÓVATE PERÚ.

Sofía Roncal Loyola

Le agradezco a Dios, porque estuvo conmigo en todo momento, a mi padre Carlos Yupanqui por su ejemplo y apoyo incondicional durante toda mi carrera. A mi madre Raquel Lizana y a mi hermana Yazmin Yupanqui por su paciencia y comprensión.

A mis asesores el Mg. Willy Carrera y el Dr. Benjamín Castañeda, por su orientación y motivación; las cuales han sido fundamentales para la realización de la presente tesis.

A la empresa Diacs por depositar la confianza en nosotros con el financiamiento parcial de la tesis, la cual fue participe del proyecto “Desarrollar una solución integral para aplicaciones de telemedicina en redes de salud, para diagnóstico por imágenes médicas (PACS/RIS), con capacidad de comunicación adaptativa para diferentes anchos de banda”, con código: 273-FINCYT-FIDECOM-PIPEA-2014 el cual está financiado por INNÓVATE PERÚ.

Jaqueline Yupanqui Lizana

Asimismo un especial agradecimiento a quienes nos apoyaron durante las distintas etapas de nuestra formación como Carlos Yupanqui, Julio Pachamango, Mauro Colombatti, Willian Valladares, Javier Alfaro y a nuestros profesores.

Jaqueline Yupanqui y Sofía Roncal

RESUMEN

Según la Organización Mundial de Salud (OMS) en el año 2015, de las 56.4 millones de defunciones registradas la causa principal fueron las cardiopatías isquémicas y los accidentes cerebrovasculares. En el mismo año, estableció como umbral mínimo la cantidad de 23 profesionales (médicos y enfermeras) por cada 10 000 habitantes. En el Perú, las muertes por enfermedades al corazón ocupan el segundo puesto de las causas de muerte más comunes con un 10.5% de la tasa de mortalidad. Asimismo según datos recabados del Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) y el Ministerio de Salud (MINSA) en el año 2014, se cuenta con 26 profesionales de la salud por cada 10 000 habitantes con lo que se logra cumplir con lo recomendado por la OMS. Sin embargo, en algunos departamentos como por ejemplo Cajamarca, Piura y San Martín dicha relación no se cumple teniendo cada una 16,13 y 12 profesionales de la salud por cada 10 000 habitantes respectivamente. Además, se debe considerar que para el monitoreo de los pacientes en hospitales y centros de salud se requiere de un equipo médico de alto costo, el cual solo puede ser usado por personal médico capacitado.

Debido a lo expuesto previamente, la presente tesis plantea el diseño e implementación de un módulo de monitoreo portátil cardíaco para zonas rurales, el cual realiza la adquisición de la señal electrocardiográfica de una derivación en pacientes que se encuentren en estado de reposo, la cual podrá ser observada en una aplicación para computadora.

El módulo desarrollado está dividido en dos etapas. La primera etapa consiste en un circuito de adquisición y acondicionamiento de la señal ECG. Para la adquisición de dicha señal se colocarán tres electrodos al paciente, estos estarán conectados al módulo mediante cables apantallados, cuya función es reducir la interferencia electromagnética o el ruido generado por el movimiento de los cables. Además, se transmitirán los datos adquiridos en esta etapa vía bluetooth a una computadora.

La segunda etapa recibirá los datos previamente mencionados en una plataforma gráfica instalada en la computadora la cual contiene tres ventanas. La primera ventana se utiliza para acceder a la ventana de registro de datos y monitoreo ECG. La segunda ventana servirá para realizar el registro de los datos tanto del paciente como del operario. La tercera ventana, monitorea la señal ECG la cual mostrará el ritmo cardíaco y el número de pulsaciones por minuto a tiempo real que luego podrán ser exportados a un archivo Excel. Además, se agregó una funcionalidad para poder exportar los datos a una página web.

Las pruebas del funcionamiento del módulo con las tarjetas ya integradas se realizaron en personas mayores de 18 años. De los resultados obtenidos en la etapa de validación se observa un error de 0.54%, lo cual se encuentra dentro del rango aceptable establecido en ANSI/AAMI EC 13:2002.



TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Diseño e implementación de un módulo de monitoreo cardiaco portátil para zonas rurales

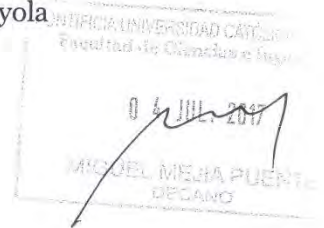
Área : Circuitos y Sistemas Electrónicos # 1364

Asesor : Mg. Willy Eduardo Carrera Soria, Dr. Benjamín Castañeda Aphan

Alumno : Jaqueline Yupanqui Lizana, Sofía Marisol Roncal Loyola

Código : 20082224, 20100868

Fecha : 06 Junio del 2017



Descripción y Objetivos

De acuerdo a la información publicada por la Organización Mundial de Salud, de las 56.4 millones de defunciones registradas en el 2015, las causas principales fueron las cardiopatías isquémicas y los accidentes cerebrovasculares las cuales representan el 26% de las muertes. Mientras que en el Perú las muertes por afecciones al corazón representan el 10.5% de la tasa de mortalidad, cifra que la ubica en el segundo puesto como la causa de muerte más común en nuestro país. El contexto mundial y nacional antes mencionado, aunado a las campañas estatales de prevención y cuidado de las enfermedades cardíacas ha permitido que los pacientes de estas afecciones tomen conciencia de la relevancia que tiene un monitoreo constante de sus enfermedades, ello con la finalidad de disminuir la tasa de mortalidad. Para el monitoreo de los pacientes en hospitales y centros de salud se requiere de un equipo médico de alto costo el cual solo puede ser utilizado por personal médico capacitado, que a nivel promedio en el Perú es escaso con solo 26 profesionales por cada 10 000 habitantes; en las zonas rurales esta cantidad disminuye considerablemente.

Por ello, el objetivo general de la tesis es diseñar e implementar un prototipo de módulo cardiaco portátil que sea capaz de monitorear la frecuencia y el ritmo cardiaco del usuario a tiempo real que podrá ser usado en zonas rurales.

Los objetivos específicos son la investigación del comportamiento de la señal electrocardiográfica, búsqueda y selección de sensores, diseño y desarrollo de Hardware, desarrollo de Software y pruebas del equipo completo

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

[Signature]

M. Sc. Ing. MIGUEL ANGEL CATANO SÁNCHEZ
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

MÁXIMO 80

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA

[Signature]

Mg. WILLY CARRERA SORIA
PROFESOR ASOCIADO



TEMA DE TESIS PARA OPTAR EL TÍTULO DE INGENIERO ELECTRÓNICO

Título : Diseño e implementación de un módulo de monitoreo cardiaco portátil para zonas rurales.

Índice

Introducción

1. Problemática de las enfermedades cardiacas.
2. Fisiología del corazón e Instrumentación Biomédica.
3. Diseño e implementación del módulo de monitoreo cardiaco portátil.
4. Pruebas realizadas y resultados.

Conclusiones

Recomendaciones

Bibliografía

Anexos

PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
SECCIÓN ELECTRICIDAD Y ELECTRÓNICA

Mg. WILLY CARRERA SORIA
PROFESOR ASOCIADO

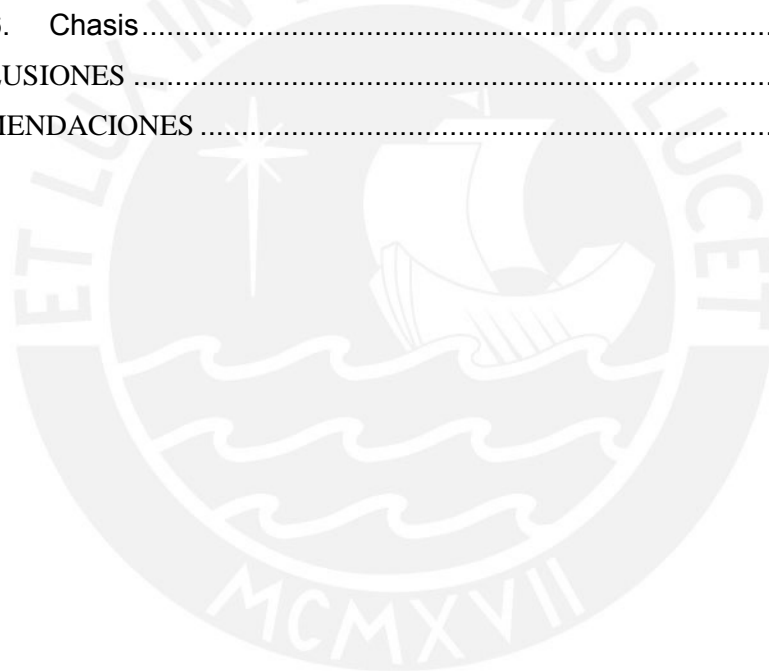
PONTIFICIA UNIVERSIDAD CATÓLICA DEL PERÚ
FACULTAD DE CIENCIAS E INGENIERÍA

M. Sc. Ing. MIGUEL ANGEL CATAÑO SÁNCHEZ
Coordinador de la Especialidad de Ingeniería Electrónica

Tabla de contenido

Índice de Tablas	V
Índice de Figuras	VI
CAPÍTULO I: PROBLEMÁTICA DE LAS ENFERMEDADES CARDIACAS	1
1.1. Estadísticas de enfermedades cardiovasculares en el mundo y el Perú	1
1.2. Causas y tipos de arritmias	2
1.2.1. Causas de arritmias	2
1.2.2. Tipos de Arritmia	2
1.3. Objetivos	4
1.3.1. Objetivos Generales	4
1.3.2. Objetivos específicos	4
CAPITULO II: FISIOLÓGÍA DEL CORAZÓN E INSTRUMENTACION BIOMÉDICA..	5
2.1. Equipos Existentes o Similares	5
2.2. Fisiología del Corazón	6
2.2.1. Potencial de acción cardiaco	7
2.2.2. Electrocardiograma	8
2.2.3. Derivaciones unipolares y bipolares	9
2.3. Sensores	11
2.3.1. Micro electrodos	11
2.3.2. Electrodo de Aguja	11
2.3.3. Electrodo de Superficie	12
2.4. Acondicionamiento de señal	13
2.4.1. Amplificador	14
2.4.2. Filtro	14
2.4.3. Microcontroladores	14
2.4.4. Comunicación Inalámbrica	14
CÁPITULO III: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL MÓDULO DE MONITOREO	
CARDÍACO PÓRTATIL	17
3.1. Alcance del Módulo de Monitoreo Cardíaco	17
3.2. Diagrama de Bloques	17
3.2.1. Planta	17
3.2.2. Hardware	18
3.2.3. Software	26
CAPITULO IV: PRUEBAS REALIZADAS Y RESULTADOS	40
4.1. Hardware	40
4.1.1. Pruebas de los sensores	40
4.1.2. Pruebas de los sensores y el circuito de pre-filtrado y amplificación	41

4.1.3.	Pruebas del circuito de control	44
4.1.4.	Pruebas circuito de alimentación.....	46
4.1.5.	Consumo de Potencia total del equipo	47
4.2.	Software.....	47
4.2.1.	Prueba de recepción de datos en la aplicación	47
4.2.2.	Pruebas de filtrado digital de la señal ECG	48
4.2.3.	Pruebas finales con la aplicación	51
4.3.	Ensayos CardioPucp.....	53
4.3.1.	Pruebas realizadas al módulo CardioPUCP con el equipo Prosim 4 53	
4.3.2.	Pruebas realizadas al módulo CardioPUCP en personas.....	54
4.4.	Encuestas a especialistas médicos	55
4.5.	Presupuesto.....	57
4.6.	Chasis.....	57
CONCLUSIONES		62
RECOMENDACIONES		63



Índice de Tablas

Tabla 1 Tipos de Arritmias Cardíacas	3
Tabla 2 Derivaciones Unipolares de las extremidades.....	10
Tabla 3 Ubicación de electrodos para la derivación unipolar precordial	10
Tabla 4 Derivaciones Bipolares	11
Tabla 5 Características de Familia de microcontroladores	14
Tabla 6 Características RF y Bluetooth.....	15
Tabla 7 Características del WIFI.....	16
Tabla 8 Criterio de Selección de electrodos superficiales	19
Tabla 9 Amplificadores Operacionales y de Instrumentación.....	20
Tabla 10 Configuración de Modulo Bluetooth HC-05	24
Tabla 11 Características del ATmega88	25
Tabla 12 Comparación entre Reguladores de 3.3v	26
Tabla 13 Características de Regulador LM2596	46
Tabla 14 Consumo de Potencia.....	47
Tabla 15 Ensayo del CardioPUCP con Prosim4	53
Tabla 16 Derivación estándar y valor medio de los datos	54
Tabla 17 Valores Máximos y Mínimo y cálculo del porcentaje de Error.....	54
Tabla 18 Pruebas con individuos	55
Tabla 19 Porcentaje de error de pruebas con personas.....	55
Tabla 20 Encuestas a Especialistas.....	56
Tabla 21 Datos personales y observaciones de los especialistas encuestados	56
Tabla 22 Presupuesto del Módulo de Monitoreo ECG	57



Índice de Figuras

Figura 1 Datos estadísticos de defunciones por departamento con respecto a las muertes registradas en el 2012.....	1
Figura 2 Datos estadísticos de personal médico por departamento (2014).....	2
Figura 3 Taquicardia Sinusal	3
Figura 4 Bradicardia Sinusal	4
Figura 5 CARDIOVIT AT-10PLUS	5
Figura 6 Contec ECG-600G.....	5
Figura 7 Monitor de Signos Waveline EZ MAX DRE.....	6
Figura 8 Anatomía del Corazón	7
Figura 9 Potencial de acción cardiaco	8
Figura 10 Electrocardiograma de un latido.....	8
Figura 11 Derivación DII	9
Figura 12 Derivación unipolar de las extremidades aVL	9
Figura 13 Derivación unipolar precordial.....	10
Figura 14 Triangulo de Einthoven	11
Figura 15 Micro electrodo de punta metálica	11
Figura 16 Electrodo de Aguja.....	12
Figura 17 Electrodo de Superficie	13
Figura 18 Rango de Frecuencias de Ondas Electromagnéticas.....	15
Figura 19 Diagrama de Bloques del Módulo Cardiaco	17
Figura 20 Ubicación de electrodos.....	18
Figura 21 Electrodo Desechables	19
Figura 22 Diagrama Esquemático de Amplificación y Filtrado.....	21
Figura 23 Circuito de voltaje de referencia.....	21
Figura 24 Filtro Pasa Altos.....	22
Figura 25 Filtro Pasa Bajos.....	22
Figura 26 Filtro RLD	23
Figura 27 Modulo Bluetooth HC-06.....	23
Figura 28 Circuito de Control	26
Figura 29 Diagrama de Flujo del Programa Principal	27
Figura 30 Interrupción de Timer.....	28
Figura 31 Interrupción ADC	28
Figura 32 Diagrama de Flujo de la Función Transmite Valor	29
Figura 33 Función Transmite Carácter.....	29
Figura 34 Programa Principal	30
Figura 35 Diagrama de Flujo de la función Registro de Datos.	31
Figura 36 Diagrama de Flujo de Función Enviar	32
Figura 37 Función Hora	32
Figura 38 Función Fecha	33
Figura 39 Función Limpiar Cadena.....	33
Figura 40 Diagrama de Flujo de la función Monitoreo de Datos.....	34
Figura 41 Diagrama de Flujo de la Función Bluetooth	35
Figura 42 Diagrama de Flujo de la Función Conectar	36
Figura 43 Diagrama de Flujo Función Desconectar	37
Figura 44 Diagrama de Flujo de la Función Guardar	38
Figura 45 Diagrama de Flujo de la Función Interrupción.....	39
Figura 46 Cable Multifilar	40
Figura 47 Señal obtenida con cable multifilar.....	40
Figura 48 Cables apantallados	41

Figura 49 Señal obtenida con cables apantallados	41
Figura 50 Circuito ECG.....	42
Figura 51 Señal obtenida del circuito ECG	43
Figura 52 Configuración Monitor cardíaco	44
Figura 53 Señal adquirida con el Módulo Single Heart Rate	44
Figura 54 Prueba de periodo de muestreo.....	45
Figura 55 Circuito Transmisión Serial	45
Figura 56 Estado OFF con App Blueterm	46
Figura 57 Estado Encendido con App Blueterm.....	46
Figura 58 Modulo LM2596	46
Figura 59 Prueba en aplicación de comunicación serial.....	47
Figura 60 Señal obtenida vía Bluetooth	48
Figura 61 Transformada de Fourier	48
Figura 62 Offset de la señal obtenida vía Bluetooth.....	49
Figura 63 Señal sin Offset	49
Figura 64 Señal filtrada - Filtro Pasa Bajos	50
Figura 65 Transformada de Fourier después del filtro pasa bajos.....	50
Figura 66 Señal filtrada - Filtro Wavelet	51
Figura 67 Número de pulsaciones	51
Figura 68 Circuito completo	52
Figura 69 Aplicación	52
Figura 70 Prosim 4	53
Figura 71 Modelado de las tarjetas desde diferentes ángulos	58
Figura 72 Modelado parte externa	58
Figura 73 Modelado parte externa unida con parte interna	59
Figura 74 Impresión del Chasis en impresora 3D	59
Figura 75 Proceso de masillado.....	60
Figura 76 Pintura de Base	60
Figura 77 Módulo con acabado completo	61

INTRODUCCIÓN

Según estudios realizados por la Organización Mundial de la Salud, de las 56,4 millones de defunciones registradas en el 2015, las causas principales de dichas defunciones fueron las cardiopatías isquémicas y los accidentes cerebrovasculares las cuales representan el 26% de las muertes [1].

Mientras que en el Perú las principales causas de defunción, de una población de 30.8 millones de habitantes en el 2014, son la neumonía e influenza a las cuales se les atribuyen el 15.9% de las defunciones, en segundo lugar con el 10.5% son las afecciones al corazón (5.4%, las fallas cardiacas y 5.1% las enfermedades del corazón mal diagnosticada) y en tercer lugar la septicemia con 8.6%.

El contexto mundial y nacional antes mencionado, aunado a las campañas estatales de prevención y cuidado de las enfermedades cardiacas han permitido que los pacientes de estas enfermedades tomen conciencia de la relevancia que tiene un monitoreo constante de sus enfermedades, ello con la finalidad de disminuir la tasa de mortalidad [2].

Para el monitoreo de los pacientes en hospitales y centros de salud se requiere de un equipo médico de alto costo el cual solo puede ser utilizado por personal médico capacitado. El cual en el Perú es escaso con solo 26 profesionales por cada 10 000 habitantes [3]. Otro factor a tomar en consideración es la ubicación de dicho centro de salud ya que esto influye en la cantidad de personal capacitado en cada localidad.

Por lo que la siguiente tesis tiene como objetivo el diseño e implementación de un equipo de monitoreo cardiaco portátil de bajo costo, el cual enviará la información obtenida a una computadora.

El documento se divide en cuatro capítulos. En el primer capítulo se presenta la problemática de las enfermedades cardiacas. En el segundo capítulo se detalla todo el marco teórico necesario para el desarrollo del proyecto. En el tercer capítulo se especifica el diseño de todo el sistema incluyendo los algoritmos de programación. Finalmente, en el cuarto capítulo se documenta todas las pruebas realizadas y se analizan los resultados obtenidos.

CAPÍTULO I: PROBLEMÁTICA DE LAS ENFERMEDADES CARDIACAS

1.1. Estadísticas de enfermedades cardiovasculares en el mundo y el Perú

En el mundo, la causa principal de muerte según la Organización Mundial de la Salud son las enfermedades cardiovasculares con un porcentaje del 26% del total de las muertes registradas en el año 2015. [1] Estas son producidas en su mayoría por distintos factores, entre ellas las más comunes son los niveles altos de colesterol, tabaquismo, diabetes, estrés, obesidad, factores hereditarios, etc. [4].

En el Perú, según las OMS y la Organización Panamericana de la Salud, el porcentaje de defunciones relacionadas a enfermedades cardiacas (cardiopatías isquémicas, fallas cardiacas, etc.) representan el 10.5% de las muertes registradas [2].

Por departamentos el porcentaje de muertes, en el año 2012, con respecto al total de muertes registradas en dicho año se observa en la Figura 1. Además cabe mencionar que en promedio el porcentaje de muertes por departamentos es de 0.3% con respecto a su población [5].

Porcentaje de defunciones por departamentos del Perú (2012)

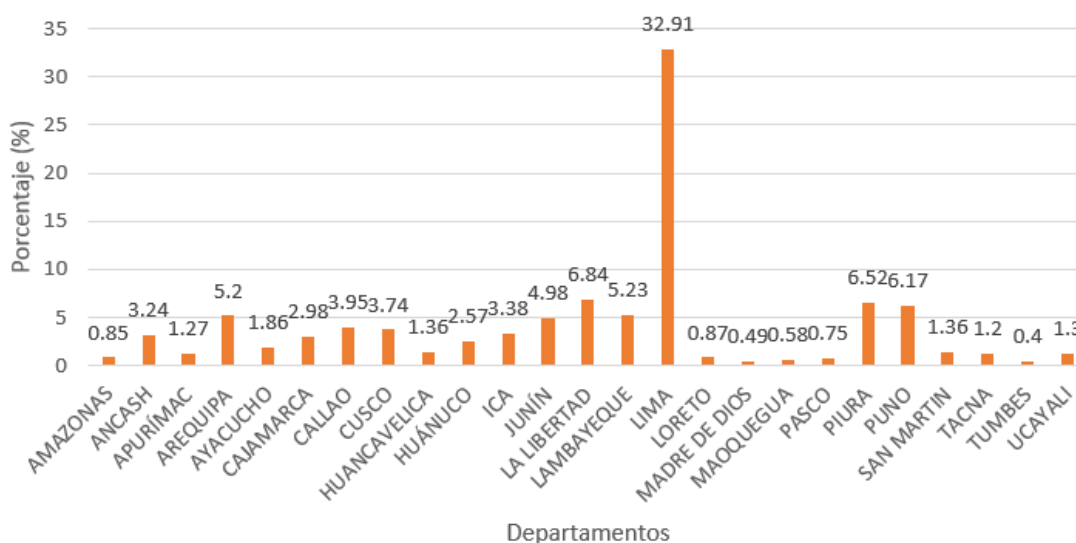


Figura 1 Datos estadísticos de defunciones por departamento con respecto a las muertes registradas en el 2012

Fuente: Elaboración propia [6] [5]

Además, se ha de considerar la escasez de personal médico en el Perú, ya que según datos recabados del Instituto Nacional de Estadística e Informática (INEI) y el Ministerio de Salud (MINSa), se cuenta con 26 profesionales de la salud por cada 10 000 habitantes con lo que se logra cumplir con lo recomendado por la OMS (23 profesionales médicos por cada 10 000 habitantes) [7]. Sin embargo, en algunos departamentos como por ejemplo Cajamarca, Piura y San Martín dicha relación no se cumple teniendo cada uno 16, 13 y 12 profesionales de la salud por cada 10 000 habitantes respectivamente.

En la Figura 2, se muestra el porcentaje de doctores y enfermeras por cada mil habitantes a nivel nacional [6] [7].

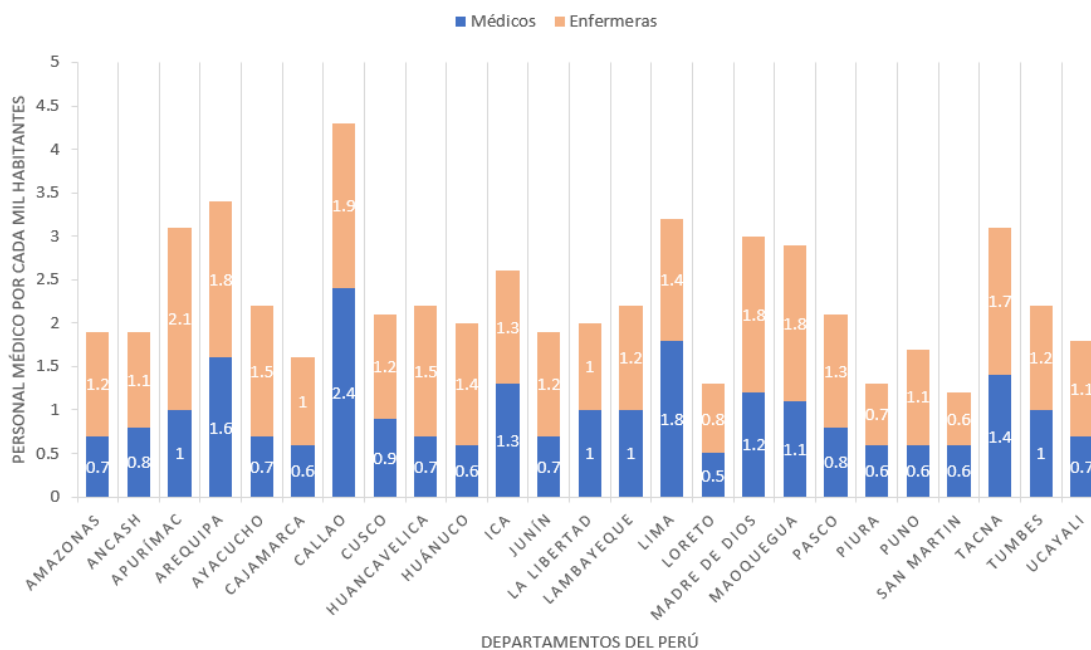


Figura 2 Datos estadísticos de personal médico por departamento (2014)
Fuente: Elaboración propia [6] [8]

1.2. Causas y tipos de arritmias

La arritmia es una alteración en el ritmo cardiaco, la cual origina que los latidos del corazón sean irregulares o lentos [9].

1.2.1. Causas de arritmias

Las principales causas de arritmias son las siguientes [9]:

- Patología Cardíaca
- Trastorno de la conducción o formación del impulso
- Traumatismos en el pecho
- Efectos de algunos medicamentos
- Enfermedades pulmonares
- Alteraciones de los electrolitos

1.2.2. Tipos de Arritmia

Los trastornos de ritmo cardiaco se dividen en tres grupos: arritmias supra ventriculares, arritmias ventriculares sostenidas y trastornos de la conducción, como se muestra en la Tabla 1 [9] [10].

Tabla 1 Tipos de Arritmias Cardíacas

Arritmias Supra ventriculares	Taquicardia Sinusal
	Bradicardia Sinusal
	Arritmia Sinusal
	Paro Sinusal
	Contracción Auricular y Prematura
	Flutter Auricular
	Fibrilación Auricular
	Fibrilo-Flutter Auricular
Arritmias Ventriculares Sostenidas	Taquicardia Ventricular
	Extrasístoles Ventriculares
	Flutter y Fibrilación Ventricular
Trastornos de la Conducción	Taquicardia Nodal
	Bloqueos AV
	Ritmo de la Unión A-V
	Ritmo idioventricular acelerado
	Bloqueos de Rama

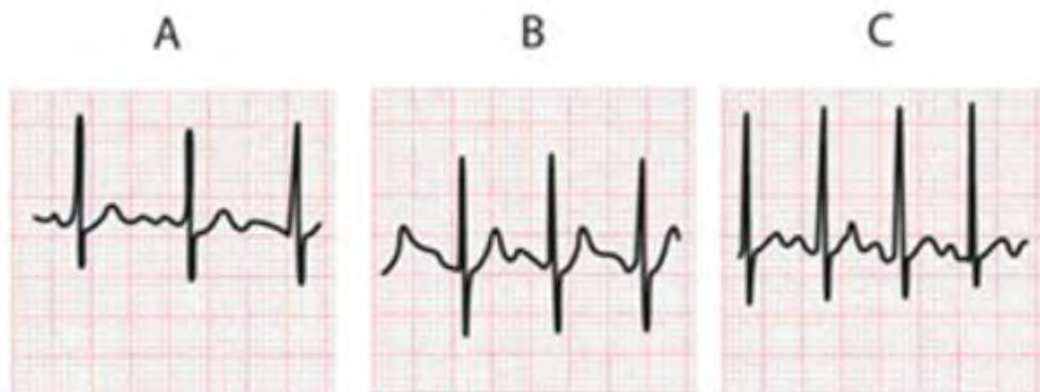
Fuente: *Elaboración Propia* [10]

i. Taquicardia y Bradicardia

De los tipos de arritmias mencionados con anterioridad los más comunes son las taquicardias y las bradicardias.

a. Taquicardia Sinusal

Es una arritmia en la cual el corazón late a una frecuencia muy alta, entre 100 a 180 latidos por minuto, ver Figura 3, ocasionando que las cavidades cardiacas no se llenen correctamente de sangre y llegue suficiente oxígeno. En la mayoría de casos se produce por estrés físico, estrés psíquico y enfermedades concomitantes [9] [10].



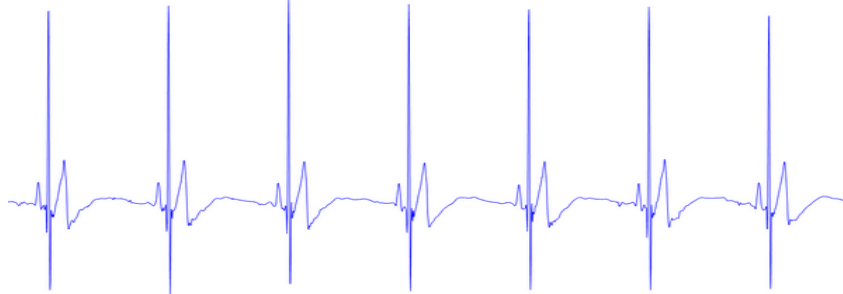
Obsérvese cómo aumenta la frecuencia cardíaca en un paciente al realizar un salto en paracaídas. A. antes de subir al avión. B y C durante el salto.

Figura 3 Taquicardia Sinusal

Fuente: *Arritmias supraventriculares: aspectos electrocardiográficos* [11]

b. Bradicardia Sinusal

Es una arritmia en el cual el corazón late a una frecuencia muy baja, disminuye a menos de 60 latidos por minuto, ver Figura 4. Esto se origina debido a un bloqueo en el sistema eléctrico del corazón [9].



*Figura 4 Bradicardia Sinusal
Fuente: Elaboración propia*

1.3. Objetivos

1.3.1. Objetivos Generales

El objetivo del presente trabajo es diseñar y desarrollar un módulo portátil de monitoreo cardíaco de bajo costo para localidades alejadas.

1.3.2. Objetivos específicos

- Investigación del comportamiento de la señal electrocardiográfica.
- Búsqueda y selección de sensores.
- Diseño y desarrollo de Hardware.
- Desarrollo de Software:
 - ✓ Diseño de Aplicación para Computadora.
 - ✓ Desarrollar un programa capaz de interpretar y procesar los datos obtenidos del usuario.
 - ✓ Desarrollar un programa de comunicación inalámbrica que permite enviar los datos a la computadora.
- Pruebas del equipo completo con fuente de alimentación.

CAPITULO II: FISIOLÓGÍA DEL CORAZÓN E INSTRUMENTACION BIOMÉDICA

2.1. Equipos Existentes o Similares

En el mercado actual existen muchos electrocardiógrafos de uso clínico, tales como el Electrocardiógrafo CARDIOVIT AT-10PLUS (ver Figura 5) de 12 canales, con una alimentación de 115Vac, cuenta con opciones de comunicación bidireccional WLAN. Además permite la grabación de hasta 350 señales ECG y tiene un costo de 5,995.00 dólares [12].



Figura 5 CARDIOVIT AT-10PLUS
Fuente: MFI medical [12]

Otro electrocardiógrafo que encontramos en el mercado es el CONTEC ECG 600G Digital Touch (Ver Figura 6) visualiza simultáneamente 3, 6, 12 derivaciones, con una alimentación de 7.4V y una frecuencia de muestreo de 100Hz. Tiene un precio de S/.21,430.00 [13] [14].



Figura 6 Contec ECG-600G
Fuente: Medikatalogo [13]

El monitor de Signos Vitales Waveline (ver Figura 7), es un electrocardiógrafo de 3 o 5 canales cuya alimentación puede estar en el rango de 100-240V, 50/60Hz y detecta arritmias [15].



Figura 7 Monitor de Signos Waveline EZ MAX DRE
Fuente: Dremed [15]

Además, existen prototipos de electrocardiógrafos que no se encuentran en el mercado y son utilizados para la investigación, estos equipos generalmente están compuestos por etapas de adquisición de señal, filtrado y amplificación, finalmente procesamiento de datos [16].

En la etapa de la adquisición de la señal, en general se utilizan electrodos para la obtención de la señal empleada en el electrocardiograma. Se debe utilizar un gel conductor en la placa conductora del electrodo para minimizar el potencial del electrodo de media célula (electrode half-cel potencial) que es la diferencia de potencial entre el electrodo y el electrolito. Además, es preferible que el área en el que se coloquen dichos electrodos sea afeitada para reducir el ruido en la señal [17].

Es necesaria una etapa de filtrado ya que el ritmo cardiaco (señal) obtenido por los electrodos es afectado por dos factores principales: el ruido eléctrico (60Hz) y el ruido generado por los movimientos de los cables. De esta forma se obtendrá una señal más estable y lista para pasar a la etapa de amplificación, que es requerida debido a que el ritmo cardiaco medido se encuentra en el rango de los mili-voltios (mv) con un pico aproximado de 1mv [16].

Finalmente, en la etapa de procesamiento de datos, con la ayuda de un convertidor análogo-digital se encargará de analizar y cuantificar la frecuencia cardiaca.

Cabe resaltar que existen otros equipos a los cuales se les ha incorporado pantallas LCD para visualizar el ritmo cardiaco medido o se le ha colocado una memoria externa para después transferir los datos obtenidos a una computadora y ser analizados por un doctor.

2.2. Fisiología del Corazón

El corazón es un órgano muscular hueco que suministra oxígeno y expulsa sangre a todos los órganos del cuerpo. Su masa oscila entre 250-350g y se encuentra entre la columna vertebral y el esternón. Presenta cuatro cavidades, dos aurículas y dos ventrículos, ver Figura 8 [18].

La separación entre ellas se da por medio de una pared muscular denominada Tabique.

Tiene cuatro válvulas que controlan el flujo de sangre en el corazón [18].

- La válvula tricúspide
- La válvula pulmonar
- La válvula mitral
- La válvula aórtica

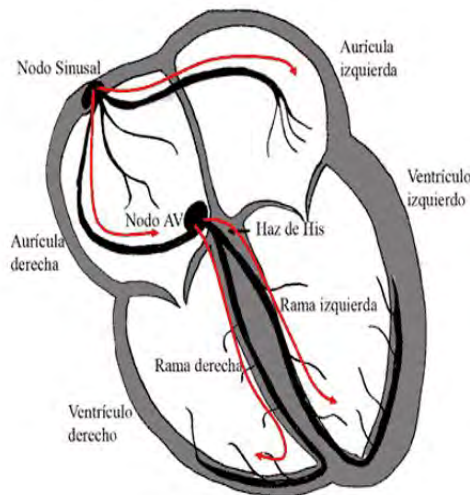


Figura 8 Anatomía del Corazón
Fuente: Apuntes de Electromedicina [19]

La actividad eléctrica en el miocardio genera la contracción del corazón, para lograr dicha contracción es necesario el desplazamiento de proteínas presentes en las células del miocardio, lo cual solo ocurre al producirse un cambio de potencial eléctrico en la membrana del miocardio denominado potencial de acción [18].

El potencial de acción se inicia en el nodo sinoauricular (SA), ubicado en la aurícula derecha, lo cual genera la contracción de las aurículas [18].

Luego la señal pasa al nodo auriculoventricular (AV) en donde se detiene brevemente. Una vez que este impulso sale del nódulo AV recorre rápidamente el haz de His, las ramas de la derecha e izquierda, las divisiones anterior y posterior de la rama izquierda y el sistema Purkinje. Después de la contracción de los ventrículos estos se relajan [18].

2.2.1. Potencial de acción cardíaco

Las células del corazón, tanto las del sistema de conducción como las auriculares y ventriculares modifican el potencial de membrana en reposo cada vez que les llega un estímulo eléctrico. También tienen la capacidad de generar rítmica y espontáneamente una despolarización y un potencial de acción [20].

El potencial de acción cardíaco de las células no automáticas (auriculares y ventriculares) únicamente se desarrollan cuando llega un impulso cardíaco procedente del nodo sinotrial [20].

En la Figura 9 el potencial de acción se inicia con la fase 0 donde ocurre una rápida despolarización logrando que el potencial de membrana pase de electronegativo a electropositivo. En la fase 1 se observa un pico donde ocurre la re polarización. Luego, le sigue la fase 2, también llamada meseta, que disminuye marcadamente la

velocidad de re polarización. Durante la fase 3 la velocidad de re polarización aumenta de nuevo y el potencial de membrana vuelve alcanzar valores negativos. Finalmente la fase 4 existe un intervalo isoelectrico comprendido hasta el siguiente potencial de acción [20].

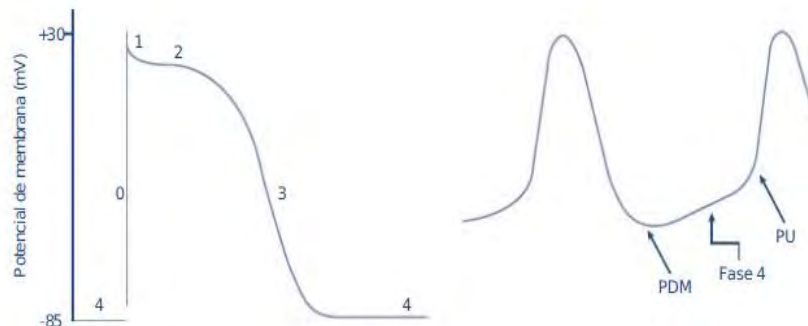


Figura 9 Potencial de acción cardíaco
Fuente: Anatomía y fisiología del Cuerpo Humano [20]

2.2.2. Electrocardiograma

Es la representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, compuesta por dos magnitudes: anchura, para referirnos al tiempo y altura o profundidad (según sea onda positiva o negativa) definido como voltaje. La Figura 10 muestra el comportamiento del corazón para un solo latido [21].

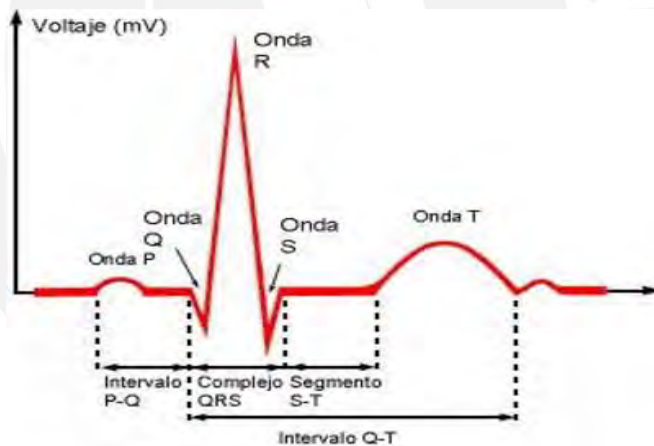


Figura 10 Electrocardiograma de un latido
Fuente: Medvoice [22]

Como se puede observar el electrocardiograma presenta 6 ondas o deflexiones distintas P, Q, R, S, T y U [21].

La onda P es la despolarización de las aurículas, su duración es menor de 0,10 s (2,5 mm de ancho) y un voltaje máximo de 0,25 mV (2,5 mm de alto) [21].

El complejo QRS es la despolarización de los ventrículos cuya duración varía entre 0.06 s y 0.10 s [21].

La onda T es la repolarización de los ventrículos cuya amplitud máxima es menor de 5 mm en derivaciones periféricas y menor de 15 mm en derivaciones precordiales [21].

Por último la onda U es generada debido a la repolarización retardada de las fibras de Purkinje, cuya amplitud generalmente es un tercio de la onda T [21].

2.2.3. Derivaciones unipolares y bipolares

Con la derivación electrocardiográfica se puede medir la corriente producida en el corazón que va en línea recta desde un electrodo a otro, como se muestra en la Figura 11 para la derivación DII [23].

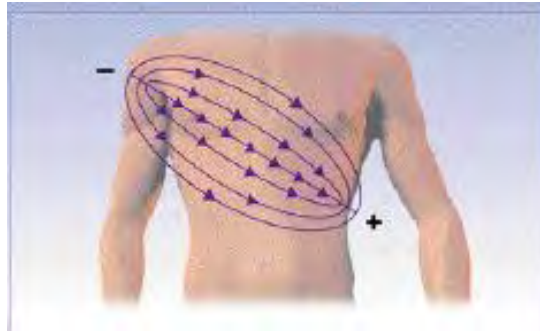


Figura 11 Derivación DII
Fuente: Electrocardiografías y arritmias [23]

Existen dos tipos de derivaciones Unipolares y Bipolares, las cuales se explicarán con mayor detalle a continuación.

i. Derivaciones Unipolares o aumentadas

Se determinan de la diferencia de potenciales eléctricos entre un punto virtual de potencial cero y un electrodo positivo. Se clasifican en derivaciones unipolares de las extremidades y unipolares precordiales [24].

a. Derivaciones unipolares de las extremidades:

A las derivaciones unipolares de las extremidades se les conoce como VR, VL y VF; donde la primera letra significa Vector y la segunda letra significa Derecha, Izquierda y Pie respectivamente. Debido a que las señales medidas son muy pequeñas estas requieren ser amplificadas por lo que se agregó la letra "a" al inicio del vector (ver Figura 12), en la Tabla 2 se especifican las ubicaciones de las tres derivaciones previamente mencionadas.

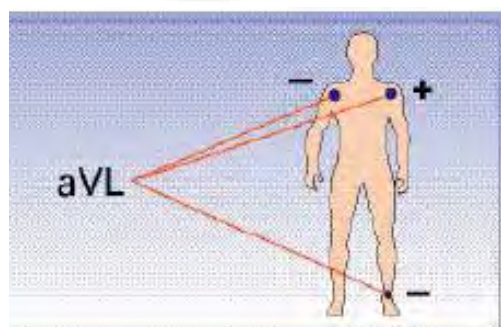


Figura 12 Derivación unipolar de las extremidades aVL
Fuente: Electrocardiografías y arritmias [23]

Tabla 2 Derivaciones Unipolares de las extremidades

Derivación	Descripción
aVR	Electrodo (-) en la unión del brazo izquierdo y la pierna izquierda y (+) en el brazo derecho.
aVL	Electrodo (-) en la unión del brazo derecho y la pierna izquierda y (+) en el brazo izquierdo.
aVF	Electrodo (-) en la unión del brazo izquierdo y el brazo derecho y (+) en la pierna izquierda.

Fuente: Elaboración propia [23]

b. Derivaciones unipolares precordiales

Es un sistema no amplificado cuya unidad terminal o electrodo cero representa el centro eléctrico del corazón localizado cerca de la mitad del tórax (ver Figura 13), se especifican las ubicaciones de los electrodos en la Tabla 3 [23].

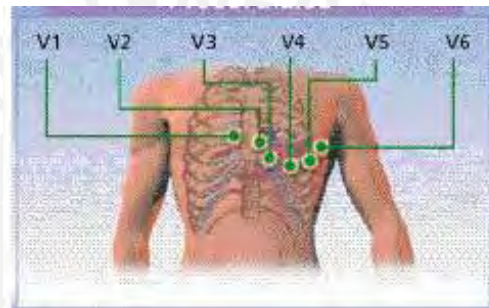


Figura 13 Derivación unipolar precordial
Fuente: Electrocardiografías y arritmias [23]

Tabla 3 Ubicación de electrodos para la derivación unipolar precordial

Derivación	Descripción
V1	Cuarto espacio intercostal derecho con línea para esternal.
V2	Cuarto espacio intercostal izquierdo con LPE izquierdo.
V3	Intermedio entre V2 y V4.
V4	Quinto EII con línea medio clavicular.
V5	Quinto EII con línea axilar anterior.
V6	Quinto EII con línea axilar media.

Fuente: Elaboración propia [23]

ii. Tipos de derivaciones bipolares o derivaciones de plano frontal

Las derivaciones bipolares o también conocidas como derivaciones de plano frontal registran la diferencia de potencial en extremidades diferentes: una extremidad con electrodo positivo y en el otro extremo uno negativo. Estas se clasifican en DI, DII y DIII (ver Tabla 4) cuyo conjunto es denominado el Triángulo de Einthoven, Figura 14. La Ley de Einthoven establece que la derivación D2 es igual a suma de la derivación D1 y D3 [23].

Tabla 4 Derivaciones Bipolares

Derivación	Descripción
Derivación I	Conectar un electrodo en cada brazo: izquierdo y derecho
Derivación II	Conectar un electrodo en brazo derecho y pie izquierdo.
Derivación III	Conectar un electrodo en brazo izquierdo y pie izquierdo.

Fuente: Elaboración propia [24]

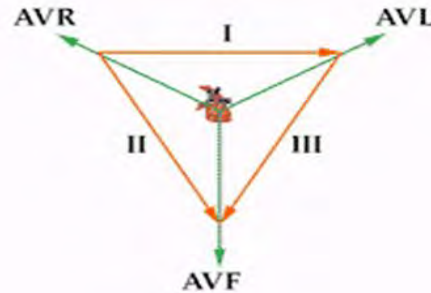


Figura 14 Triangulo de Einthoven

Fuente: Derivaciones Cardíacas del Electrocardiograma [24]

2.3. Sensores

Para la etapa de adquisición de la señal cardíaca se utilizan electrodos. A los cuales se les considera como el elemento que hace interface entre el cuerpo y el equipo de medida. El electrodo es un transductor que censa la distribución de iones en la superficie de un tejido y convierte la corriente de iones a corriente de electrones [25].

2.3.1. Micro electrodos

Se utilizan para medir potenciales dieléctricos dentro de las células. Cuyas puntas deben ser lo suficientemente pequeñas para penetrar las células sin dañarlas [26]. Se dividen en dos tipos, ver Figura 15.

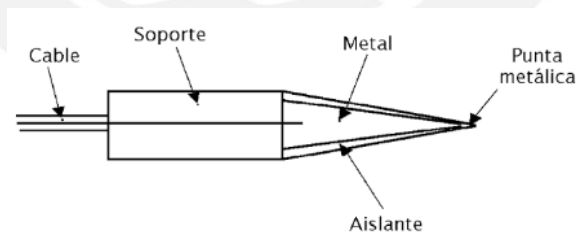


Figura 15 Micro electrodo de punta metálica

Fuente: Instrumentación Biomédica [27]

2.3.2. Electrodos de Aguja

Aquellos electrodos capaces de medir biopotenciales dentro del cuerpo, ver Figura 16 Utilizados generalmente para Encefalogramas ya que al utilizarlos se reduce la impedancia de la interferencia [26].

Se dividen en:

- Electrodo mono polar
- Electrodo bifilar
- Electrodo coaxial
- Electrodo de vidrio

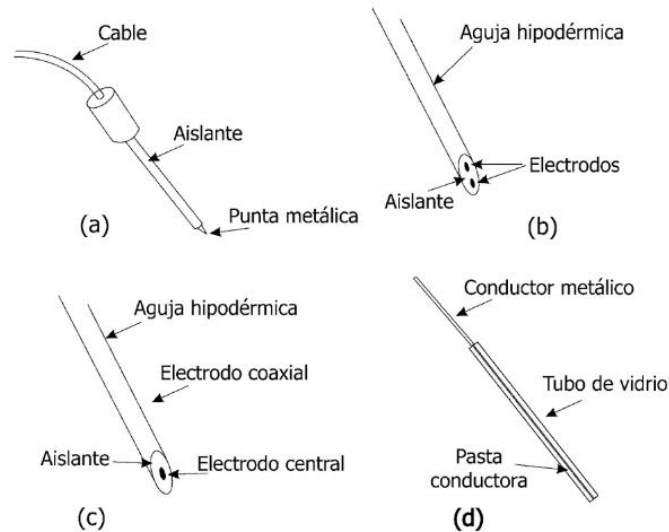


Figura 16 Electrodos de Aguja
Fuente: Instrumentación Biomédica [27]

2.3.3. Electrodos de Superficie

Se le llama electrodos de superficie a todos los electrodos que se colocan por encima de la piel, miden la actividad muscular y esquelética transmitida a la superficie de la piel, de los cuales se obtienen los potenciales musculares [27].

Dentro de los electrodos de superficie existen seis tipos [27]:

i. Electrodo de lámina metálica

Debido a la alta impedancia de estos electrodos se dificulta la medición de las señales biológicas lo cual los hace muy sensibles a los movimientos de los pacientes.

ii. Electrodo desechable

Estos no tienen contacto con la piel, ya que el electrodo está recubierto con pasta electrolítica. Son los más utilizados en los centros de salud debido a la facilidad con se adhieren a la piel y a que son más higiénicos.

Están formados por dos círculos concéntricos, ver Figura 17(b), el más grande es de plásticos adhesivo y el más pequeño está recubierto por una película de cloruro de plata e impregnado con pasta electrolítica.

iii. Electrodo de succión

Compuesto por una copa metálica y un bulbo de succión de goma, ver Figura 17 (c), el cual crea un vacío lo que permite al electrodo adherirse a la piel del paciente. A pesar de su gran tamaño, la superficie en contacto con la piel es pequeña. Tiene una impedancia mayor al de los electrodos de lámina metálica lo cual dificulta la obtención de la señal biológica.

Generalmente utilizados en electrocardiogramas como electrodo precordial debido a su facilidad de movimiento.

iv. Electrodo flotante

Este tipo de electrodo es inmune al movimiento, ya que como se observa en la Figura 17 (d) estos electrodos tienen una cavidad en la cual se encuentra la pasta electrolítica, por lo que el electrodo no se encuentra en contacto directo con la piel. Es un electrodo no polarizado cuya principal aplicación es como electrodo de referencia.

v. Electrodo flexible

Se considera electrodos flexibles, ver Figura 17 (e), aquellos que se adaptan a la superficie del cuerpo, tienen mayor área de contacto con la piel y más firme. Además las interferencias por el movimiento se reducen. Debido a estas características son mayormente utilizados en niños prematuros debido a que por su tamaño las curvaturas de su cuerpo son más pronunciadas.

vi. Electrodo activo

Los electrodos activos, ver Figura 17 (f), tienen un amplificador incorporado, el cual adecua la señal para su transmisión al equipo de medida. Son muy sensibles a la interferencia electromagnética y a la electricidad estática.

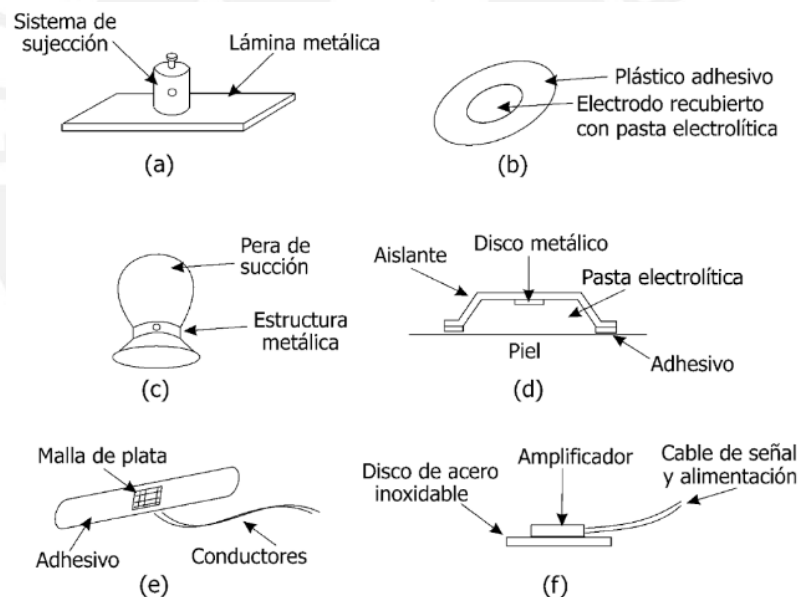


Figura 17 Electrodo de Superficie
Fuente: Instrumentación Biomédica [27]

2.4. Acondicionamiento de señal

Debido a que la señal obtenida por los sensores (electrodos) tiene una amplitud en el rango de mili voltios (mv), esta debe pasar por una etapa de pre amplificación para que pueda ser detectada por el circuito de control.

Además, se debe de tener en consideración que la señal adquirida presenta ruido a causa del movimiento muscular, la red eléctrica y los equipos electrónicos que se encuentran a su alrededor por tal motivo es necesaria una etapa de filtrado.

2.4.1. Amplificador

La señal obtenida por el ECG está en el rango de mili-voltios, por lo que es necesario amplificar esta señal para que el microcontrolador pueda utilizar los datos para esto se requiere un amplificador de 1000 aproximadamente [21].

2.4.2. Filtro

La señal amplificada por el bloque previo debe ser filtrada, ya que presenta interferencia generada por la red eléctrica y equipos electrónicos. Además se tienen fuentes de ruido como el electromiograma (EMG), ruido generado por el movimiento muscular, el ruido obtenido en la interfaz electrodo-paciente y del sistema de medida [28].

2.4.3. Microcontroladores

En la actualidad existe una gran variedad de familias de microcontroladores, dentro de ellos los que más destacan son Atmel, PIC, Texas Instrument y Freescale. Cada uno presenta ventajas y desventajas que se evaluarán para decidir qué tipo de microcontrolador es el más óptimo para el desarrollo de la presente tesis. La Tabla 5 presenta las características de algunas de las familias de microcontroladores.

Tabla 5 Características de Familia de microcontroladores

Características	Atmel AVR	PIC	Freescale
Frecuencia de Trabajo	Interna: 8MHz, Externa:16MHz	Externo:20MHz	Interno:32MHz
Bits por segundo	16 MIPS	5 MIPS	2 MIPS
Tipo de Arquitectura	RISC	RISC	CISC
Tamaño de Bus	16 bits	12 bits	8 bits
USART	SI	SI	SI
ADC	10 bits	10 bits	10 bits

Fuente: Elaboración propia

Normalmente no hay información acerca de los microprocesadores utilizados en los equipos comerciales para ECG, pero por las funciones que estos realizan, los microprocesadores han de tener ciertas características como convertidor analógico-digital, interrupciones externas y bajo consumo debido a que son equipos portátiles y estos deben durar la mayor cantidad de tiempo posible [16] [29].

2.4.4. Comunicación Inalámbrica

La comunicación inalámbrica con el uso de sus ondas electromagnéticas realiza la comunicación entre un emisor y receptor a través del espacio. Estos dispositivos representan un gran beneficio debido a que no dependen de cables, logrando ser más rápido que cualquier otra tecnología y reduciendo notablemente los costos. La Figura 18 presenta el rango de frecuencias de las ondas electromagnéticas que se propagan a través del espacio libre [30] [31].

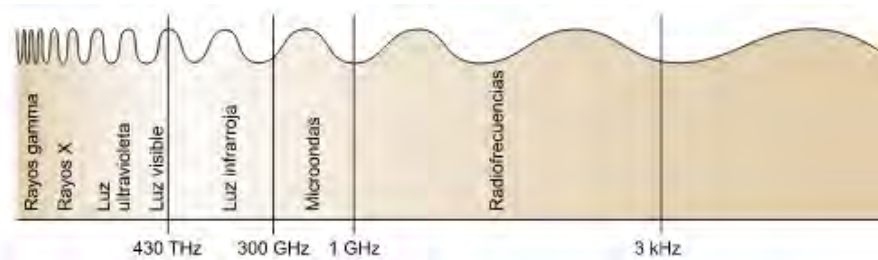


Figura 18 Rango de Frecuencias de Ondas Electromagnéticas
Fuente: Introducción a los sistemas de comunicación inalámbrica [30]

Este tipo de comunicación se clasifica en: Red de Área Personal Inalámbrica (WPAN), Red de Área Local Inalámbrica (WLAN) y Red de Área Extendida Inalámbrica (WWAN) [30].

i. Red de Área Personal Inalámbrica (WPAN)

La característica principal de esta red es que involucra muy pocas conexiones directas hacia el exterior. Además hace un uso eficiente de recursos, utilizando protocolos simples y óptimos para la realización de la comunicación y su aplicación. Tiene un alcance de 10 metros a la redonda que envuelve a una persona o dispositivo que esté en movimiento o no. Las tecnologías más usadas en WPAN son el bluetooth y el infrarrojo [30].

a. Bluetooth

Posibilita la transmisión de voz y datos entre diferentes dispositivos mediante un enlace por radiofrecuencia en la banda ISM de los 2.4GHz. Permite la conexión con distintos dispositivos electrónicos, como PDA, teléfonos móviles y ordenadores portátiles [32] [33].

b. Infrarrojo

Se enlazan transmisores y receptores que modulan la luz infrarroja no coherente. Se encuentran alineados directamente o con una reflexión sobre una superficie. Los infrarrojos van desde 300GHz hasta 384THz. Alcanza una distancia máxima de 1Km y tiene una velocidad de transmisión de datos hasta 115Kbps [30].

La Tabla 6 presenta un cuadro comparativo de las características de RF y Bluetooth.

Tabla 6 Características RF y Bluetooth

Características	RF	Bluetooth
Frecuencia	300GHz-384THz	2.4GHz
Ancho de Banda	1MHz	24MHz
Distancia	Max 1Km	0-30m
Seguridad	Moderada	Moderada
Costo Aprox(S/.)	65	35

Fuente: Blázquez, Josep Prieto [30]

ii. Red de Área Local Inalámbrica (WLAN)

Es una red cuya comunicación se realiza vía microondas, presenta un área limitada, velocidad de transmisión relativamente alta, bajo nivel de errores, accede a

información a tiempo real y es configurable con diferentes topologías. La tecnología más usada en WLAN es el WIFI.

a. WIFI

Mecanismo de conexión entre dispositivos electrónicos de forma inalámbrica por medio de ondas de radio con una buena calidad de emisión para cortas distancias, ofrece una velocidad de 54Mbps en una distancia de varios cientos de metros. La Tabla 7 presenta las características del WIFI.

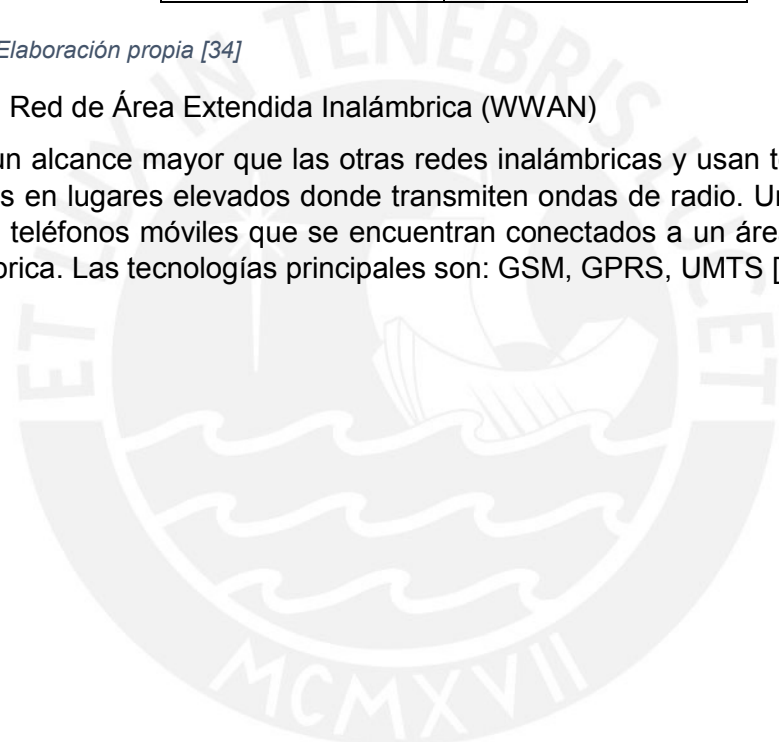
Tabla 7 Características del WIFI

Características	WIFI
Frecuencia	2.4 – 5 GHz
Ancho de banda	1 GHz
Seguridad	Moderada
Distancia	0-300m

Fuente: Elaboración propia [34]

iii. Red de Área Extendida Inalámbrica (WWAN)

Tiene un alcance mayor que las otras redes inalámbricas y usan torres de antenas situados en lugares elevados donde transmiten ondas de radio. Un ejemplo de ello son los teléfonos móviles que se encuentran conectados a un área extensa de red inalámbrica. Las tecnologías principales son: GSM, GPRS, UMTS [30].



CÁPITULO III: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL MÓDULO DE MONITOREO CARDÍACO PÓRTATIL

3.1. Alcance del Módulo de Monitoreo Cardíaco

El siguiente módulo de monitoreo cardíaco, obtiene la señal electrocardiográfica del paciente por medio de tres electrodos de superficie de tipo desechable.

La información obtenida por dichos sensores pasa por una etapa de pre filtrado y amplificación para luego ser enviada vía comunicación inalámbrica a una computadora, en la cual se procesará dicha información para obtener la frecuencia cardíaca y el ritmo cardiaco.

Se podrá visualizar en la aplicación instalada en la computadora la frecuencia cardiaca, los datos del paciente y la señal ECG.

Además, se ha generado en este trabajo de tesis un manual de usuario CARDIOPUCP que da información del uso del módulo de monitoreo cardiaco (ver anexo 8).

3.2. Diagrama de Bloques

En el siguiente diagrama se muestran las distintas etapas por las cuales se procesa la señal electrocardiográfica, desde la obtención de la señal ECG hasta la visualización de esta en la aplicación en la computadora.

El sistema está compuesto por la planta (el paciente), hardware (todos los bloques adicionales) y el software que solo se desarrolla para el bloque de control y la aplicación en la computadora, ver Figura 19.

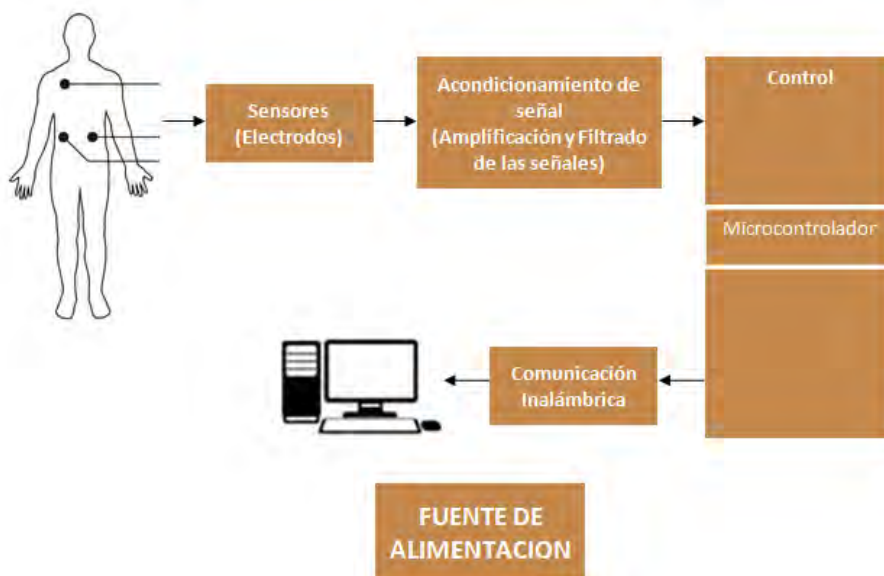
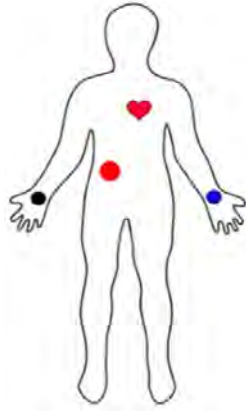


Figura 19 Diagrama de Bloques del Módulo Cardíaco
Fuente: Elaboración propia

3.2.1. Planta

La presente tesis tiene como finalidad monitorear a personas mayores de 18 años, para ello se colocarán tres electrodos en contacto directo con la piel. La Figura 20

muestra la ubicación donde se colocarán los electrodos cuya derivación es DII: brazo izquierdo, brazo derecho y en la costilla izquierda inferior.



*Figura 20 Ubicación de electrodos
Fuente: Sparkun [35]*

3.2.2. Hardware

A continuación se especificarán los elementos físicos usados para el desarrollo de la presente tesis como los sensores para la adquisición de la señal ECG, los integrados de la etapa de pre-amplificado y filtrado, el microcontrolador del bloque de control, módulo de la comunicación inalámbrica y el regulador de voltaje para la alimentación módulo de monitoreo cardiaco.

i. Sensores

Para la adquisición de la señal ECG se debe determinar el tipo de sensor a utilizar según los siguientes requerimientos [27].

- Fácil colocación
- Higiénicos
- No invasivos
- Medición de biopotenciales del corazón
- Menor interferencia de artefactos

De los electrodos mencionados en la sección 2.3 se escogen los electrodos de superficie ya que de los tres tipos mencionados estos no son invasivos y son capaces de obtener los biopotenciales de un órgano, en este caso el corazón.

En la Tabla 8 se explican los criterios de selección para el electrodo de superficie que se utilizará en la presente tesis.

Tabla 8 Criterio de Selección de electrodos superficiales

	Sensible al movimiento	Gel conductor	Fácil colocación	Aplicación
Lámina Metálica	SI	NO	SI	ECG
Desechables	SI	SI	SI	ECG, EMG, EEG
Succión	SI	NO	NO	ECG(electrodo precordial)
Flotante	NO	SI	SI	Electrodo de referencia
Flexible	SI	NO	SI	ECG Neonatal
Activo	SI	NO	SI	Electroterapia

Fuente: Elaboración propia [27]

De acuerdo a las características mencionadas previamente y la Tabla 8, se utilizarán los electrodos de superficie del tipo desechable ya que son de fácil colocación en el paciente e higiénicos, lo cual no reduce la calidad de la señal obtenida, ver Figura 21.

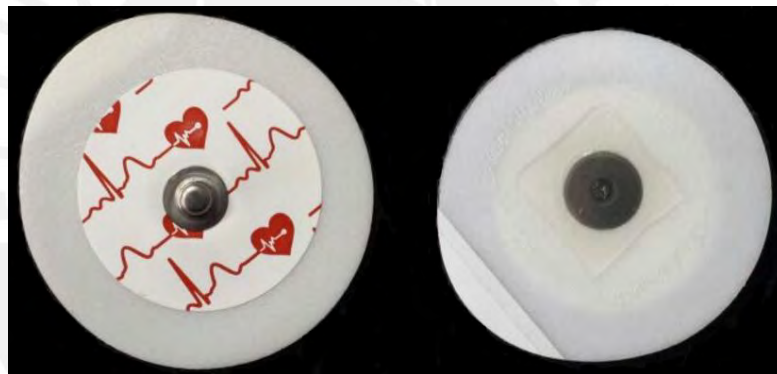


Figura 21 Electrodo Desechables
Fuente: BIOPROTECH INC.

ii. Acondicionamiento de la Señal

Los requerimientos para la selección de componentes de la etapa de acondicionamiento de la señal ECG son los siguientes:

- Impedancia de entrada: $> 5M\Omega$ [36].
- Corriente a través del paciente: $< 1 \mu A$ [36].
- Resistencia del terminal central: $> 3.3 M\Omega$ [36].
- Ganancia: 1000 [36].
- Ancho de Banda: 0.14 Hz a 25 Hz: ± 0.5 dB [36].
- Frecuencia superior de corte: 100 Hz [36].
- CMRR: ≥ 90 dB [37].
- Alimentado con una sola polaridad
- Bajo consumo de energía

Por las características antes mencionadas se requiere dos tipos de amplificadores. Un amplificador de instrumentación con bajo consumo de energía y un CMRR alto para el filtro pasa altos. Un amplificador operacional para el filtro pasa bajo. A continuación, mencionaremos algunos amplificadores que existen en el mercado.

Tabla 9 Amplificadores Operacionales y de Instrumentación

Características	OPP2227	AD620	TL084	AD8232	Unidad
Voltaje de alimentación	-22	+2.3 +-18	+-18	3.3	V
Corriente de alimentación	-	1.3	1.4	0.17	mA
Voltaje de entrada	-12.3	-	+-15	3.3	V
Disipación de potencia	100	650	680	-	mW
Resistencia de entrada	-	1000	10	10	GΩ
Slew Rate	2800	1.2	16	0.02	V/μs
Rechazo de modo común (tip.)	126	100	86	100	dB
Temperatura	-55 a 125	-40 a 85	-40 a 85	-40 a 85	°C
N° de amplificadores	-	1	4	-	-
Tipo	Operacional	instrumentación	instrumentación	Operacional, Instrumentación	

Fuente: Elaboración propia [38] [39] [40] [41]

Debido a las características mencionadas en la Tabla 9, se escoge el integrado AD8232. Además dicho integrado nos permite la configuración del amplificador Right Leg Drive (RLD) sin la necesidad de adquirir otro integrado mejorando el CMRR del circuito.

Se utiliza la configuración de Monitor Cardíaco la cual tiene la siguiente configuración, ver Figura 22 y anexo1.

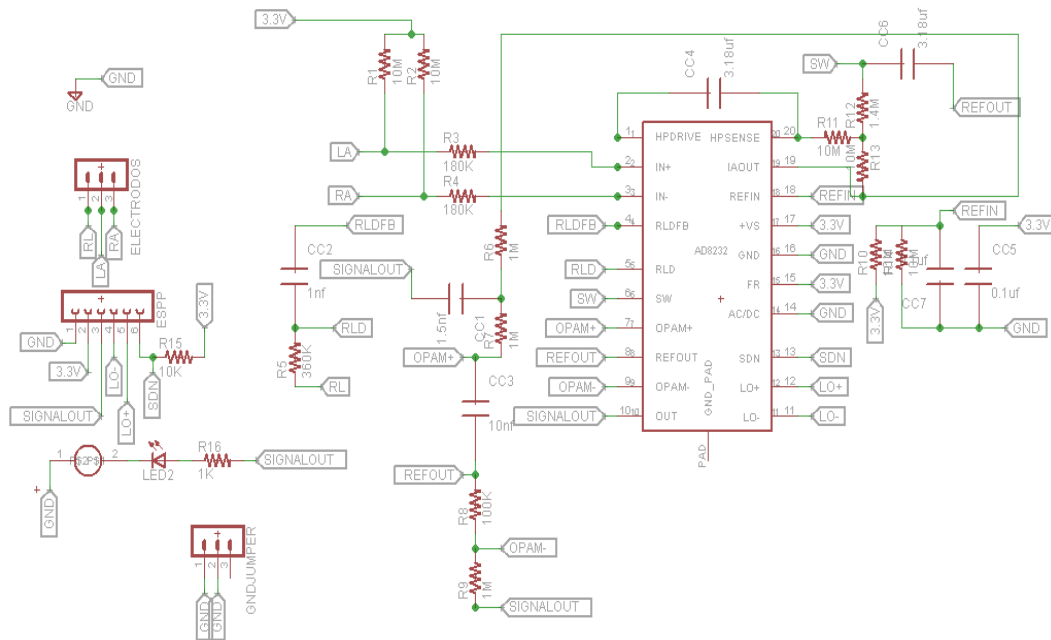


Figura 22 Diagrama Esquemático de Amplificación y Filtrado
Fuente: Elaboración Propia

- Alimentación: 3.3 v
- Offset: Se determinó como voltaje de referencia a 1.5v por lo que se utiliza un divisor de voltaje para establecerlo, ver Figura 23.
- $R1=R2= 10M\Omega$

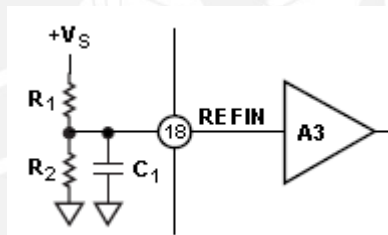


Figura 23 Circuito de voltaje de referencia
Fuente: Alldatasheet [39]

- Filtro pasa alto: Por los requerimientos establecidos previamente se implementará un filtro pasa altos, ver Figura 24, para este diseño se utilizan las recomendaciones de la hoja de datos del integrado AD8232 [39].
Ganancia: 100 (pre establecido)
Orden: 2
Frecuencia de corte: 0.05Hz [42]
 $R1=R2=10M\Omega > 100k\Omega$
 $C1=C2$
 $R_{comp}=0.14 * R1=1.4M\Omega$

$$F_c = \frac{10}{2 * \pi * \sqrt{R1 * C1 * R2 * C2}} = 0.05Hz$$

$$C1=3.18\mu F$$

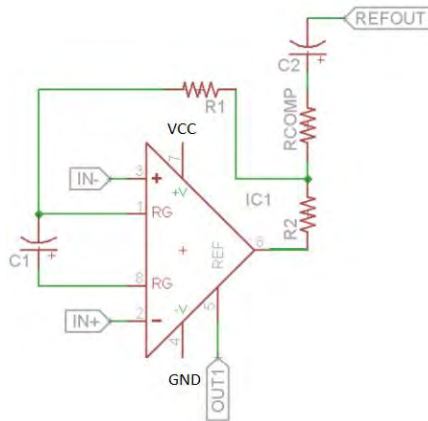


Figura 24 Filtro Pasa Altos
Fuente: Elaboración propia [39]

- Filtro pasa bajo: El diseño del circuito se encuentra en la Figura 25.
Orden: 2
Frecuencia de Corte: 40Hz [42]

$$F_c = \frac{1}{2 * \pi * \sqrt{R1 * C1 * R2 * C2}} = 40Hz$$

R1= R2=1MΩ
C1*C2=15nF
C1=1.5nF
C2=10nF
Ganancia: 11

$$G = 1 + \frac{R3}{R4} = 11$$

R3=1MΩ
R4=100KΩ

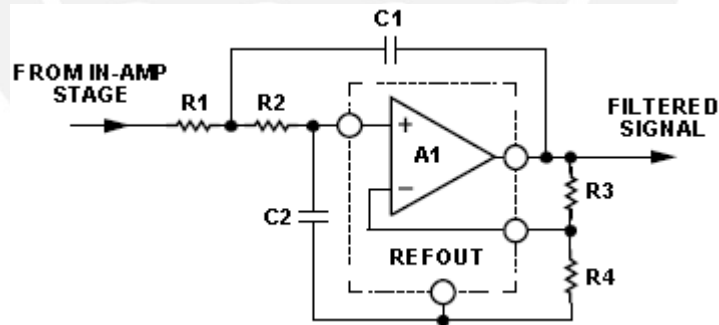


Figura 25 Filtro Pasa Bajos
Fuente: Alldatasheet [39]

Además se utiliza un tercer electrodo para mejorar el rechazo de modo común mediante un filtro Right Leg Drive (RLD).

- Filtro RLD: Para la implementación de este filtro se utilizó la configuración recomendada de la hoja de datos [39], Figura 26.

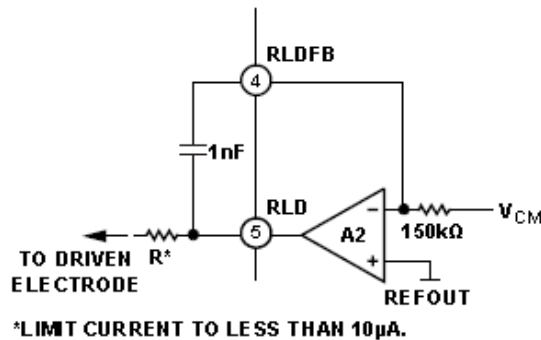


Figura 26 Filtro RLD
Fuente: Alldatasheet [39]

Por lo tanto, la ganancia total del circuito sería de 1100 con frecuencias de corte en 0.05Hz y 40Hz.

iii. Módulo Inalámbrico

Después de obtener la señal ECG esta debe ser enviada a tiempo real a una aplicación, según las investigaciones realizadas y los electrocardiógrafos comerciales, se utilizan plataformas de comunicación inalámbrica como bluetooth, Radiofrecuencia, WLAN, entre otros [12] [29].

Los requerimientos para la etapa de envío de datos, son los siguientes:

- Distancia mínima: 10m
- Bajo costo
- Bajo consumo de energía

Según los requerimientos mencionados previamente se realiza la comparación entre los distintos tipos de medios de transmisión inalámbrica mostrados en la Tabla 6 y la Tabla 7, se descarta la comunicación por radiofrecuencia debido a que se necesita desarrollar un hardware tanto para el emisor como para el receptor RF ocasionando mayor complejidad y costo. Otra tecnología descartada es el módulo WIFI ya que algunas localidades rurales no tienen o presentan un déficit en flujo constante de internet, ya que el módulo elegido deberá monitorear constantemente al paciente teniendo como prioridad que no exista pérdida de conexión en ningún momento.

Por lo tanto, la mejor alternativa es el módulo bluetooth, ya que cumple con los principales requerimientos como distancia, frecuencia y menor costo.

Los módulos bluetooth más usados son: HC05 y HC06 (ver Figura 27), ambos tienen sensibilidad de 80dBm, tensión de alimentación de 3.3V, interface UART con velocidad de transmisión variable y antena incorporada.



Figura 27 Módulo Bluetooth HC-06
Fuente: Electrónicos Caldas [43]

La única diferencia es la configuración que presenta, el módulo HC06 tiene configuración esclavo mientras que el HC05 presenta maestro y esclavo.

- Configuración esclavo: este tipo de configuración viene preestablecido, por lo tanto el nombre como la contraseña vienen definidos y permite la comunicación bilateral con solo un módulo bluetooth.
- Configuración Maestro - Esclavo: en este tipo de configuración se requiere comandos AT, debido a que de este modo se permite el cambio de nombre, contraseña, baudios, etc. Además permite la comunicación bilateral con varios módulos bluetooth.

Para el caso de las computadoras de escritorio que no tengan bluetooth, la solución a esto es usar un adaptador.

En el laboratorio en el que se realizaron las pruebas se encontraban operando otros proyectos que utilizaban módulos bluetooth. Debido a que el módulo HC-05 presenta una configuración preestablecida de nombre y contraseña existieron conflictos de enlace. Ante ello se planteó la solución de cambiar de nombre y contraseña del módulo, con lo cual se eliminaban los problemas de conexión entre la parte física y la aplicación.

Para realizar el cambio de nombre y contraseña previamente mencionados, se realizó una configuración por medio de comandos AT, con el conversor de RS232 a TTL.

Los parámetros que se configuraron en el módulo HC05 se muestran en la Tabla 10.

Tabla 10 Configuración de Modulo Bluetooth HC-05

CONFIGURACIÓN DE MODULO BLUETOOTH HC-05	
Nombre del dispositivo (AT+NAME)	CardioCare
Velocidad de Transmisión (AT+BAUD)	9600 bps
Código de emparejamiento (AT+PSWD)	1412
Modo de Funcionamiento (AT+ROLE)	Esclavo

Fuente: Elaboración Propia

iv. Etapa de control

En la etapa de control se realizará la conversión análoga - digital de la señal recibida como entrada de la etapa de adquisición y acondicionamiento de la señal, además enviará los datos vía comunicación inalámbrica al aplicativo en la computadora.

Los requerimientos para la selección del microcontrolador son los siguientes:

- Un conversor análogo digital
- La interfaz UART
- Configuración de interrupciones
- Alimentación 3.3 v
- Timer
- Bajo consumo de energía

A continuación se especifican las entradas y salidas del microcontrolador.

Entradas:

- Una señal de recepción del módulo bluetooth.
- Una señal de la etapa de adquisición y acondicionamiento para su conversión analógica-digital.

Salidas:

- Una señal de trasmisión hacia la etapa de comunicación inalámbrica.

Dentro de la familia de microcontroladores expuesto en la Tabla 5, se optará por los de la familia Atmel dado que es el que presenta un entorno de programación accesible, conocido y con el que se tiene mayor experiencia. Por lo tanto, se recomienda la utilización el ATmega 88, ver Tabla 11, debido a que presenta bajo consumo de energía, costo, facilidades de uso y programación.

Debido a que en el mercado nacional no se encuentra ATmega 88 en montaje superficial se optó por la utilización del ATmega8 el cual cumple con los requisitos establecidos, ver Tabla 11.

Tabla 11 Características del ATmega88

Características	ATMEGA88	ATMEGA8
Mem.SRAM	1Kbytes	1Kbytes
Mem.Flash	8Kbytes	8Kbytes
Transmisión Serial	Usart	Usart
Canales ADC	8	6
ADC	10 bits	10 bits
Corriente Vcc-GND	200mA	300mA
Voltaje Entrada	1.8-5.5V	2.7- 5.5V

Fuente: Elaboración propia [44] [45]

La Figura 28 muestra el diagrama esquemático del microcontrolador con sus respectivas conexiones, anexo 2 mostrará el esquemático y el archivo .brd del circuito.

El microcontrolador recibirá las señales ECG de la etapa de adquisición y las convertirá a señales digitales, usando el pin 23 que contiene el ADC0. Esta señal será enviada por el puerto UART (pin2 y pin3) a la aplicación instalada en la computadora.

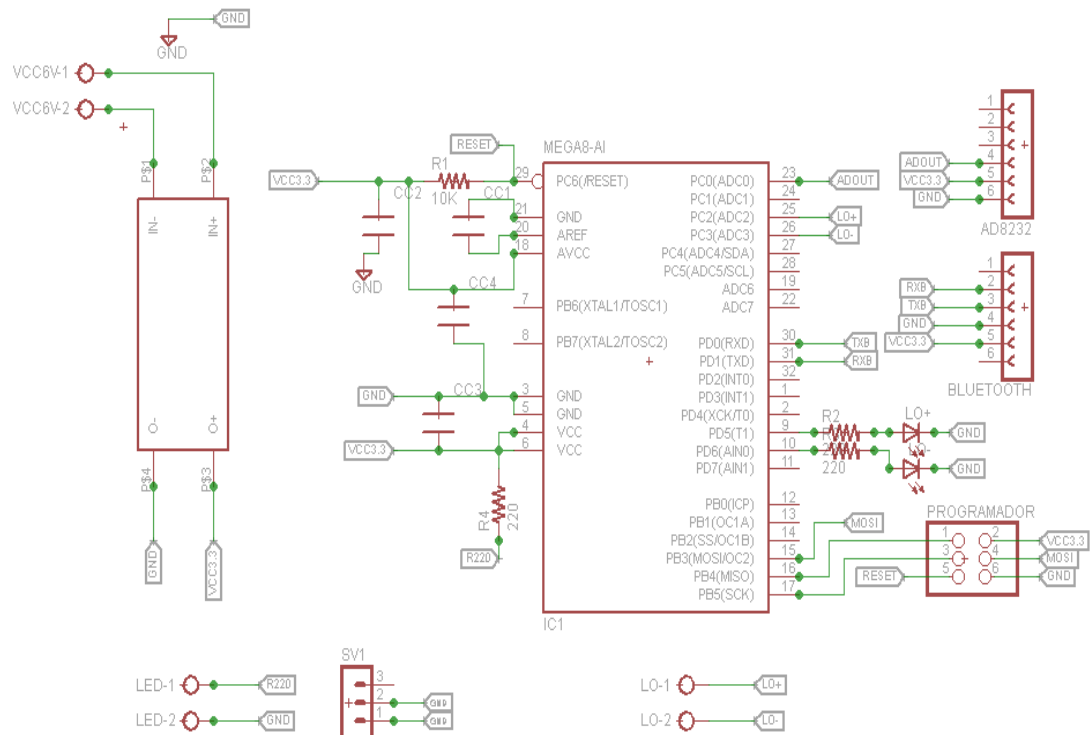


Figura 28 Circuito de Control
Fuente: Elaboración Propia

v. Alimentación

Los requerimientos para la fuente de alimentación son los siguientes:

- Voltaje de salida 3.3 voltios
- Corriente de salida mínima 55 mA
- Menor caída de tensión

La Tabla 12 muestra las características de distintos reguladores de voltaje con salida de tensión de 3.3 voltios.

Tabla 12 Comparación entre Reguladores de 3.3v

Características	MCP1700-3302E/TO	HT7333	TLV2217-33
Voltaje Salida	3.3 V	3.3 V	3.3 V
Voltaje Entrada máx.	6 V	12 V	15 V
Dropout voltaje	350 mV	90 mV	500 mV
I _{out}	250 mA	250 mA (min.)	500 mA (máx.)

Fuente: Elaboración propia [46] [47] [48]

De acuerdo a la Tabla 12, el regulador que cumple con la totalidad de los requerimientos es el HT7333, dado que su caída de tensión y consumo de potencia es menor en comparación con los otros reguladores.

3.2.3. Software

La presente tesis contiene dos programas, el primero para la etapa de control en el microcontrolador, y el segundo para el aplicativo que es realizado en la plataforma

de Matlab. Esta última, muestra la señal ECG y exporta la información de la señal como los datos del paciente en Excel.

i. Software de la Etapa de Control

El programa de la etapa de control se ha desarrollado en el lenguaje de programación C++. Este programa se encarga de convertir la señal analógica del ECG a digital y transmitirla vía bluetooth, en el anexo 3 se encontrará el código completo.

a. Programa Principal

En este programa se realizan las configuraciones del TIMER, ADC y UART, ver Figura 29.

A continuación se especifican las configuraciones realizadas.

- Configuración USART:
Velocidad de transmisión: 9600 bps
Modo: Asíncrono
Paridad: Par
Bits de parada: 1
Bits de datos: 8
- Configuración del TIMER:
Periodo: 6ms
Selección de TIMER: TIMER1
- Configuración del ADC:
Modo de activación: TIMER1
Prescalador: 64

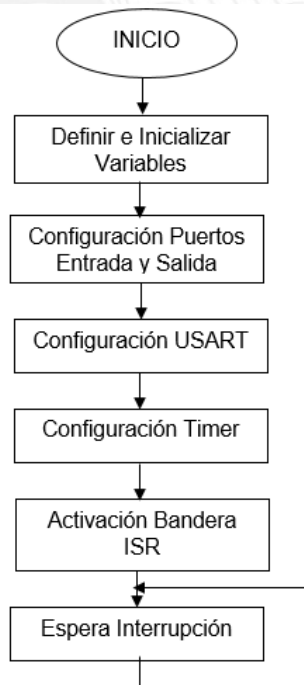


Figura 29 Diagrama de Flujo del Programa Principal
Fuente: Elaboración Propia

El programa principal está a la espera de que sucedan las interrupciones de Timer y ADC.

Las configuraciones para la interrupción del timer mostradas en la Figura 30 son las siguientes:

- USART: Comunicación bluetooth.
- TIMER y ADC: Interrupciones utilizadas en la adquisición de datos con un periodo de muestreo de 6ms.
- Activación de la bandera ISR: para que se inicien las interrupciones

A continuación se desarrolla las funciones del programa principal.

b. Interrupción de Timer

Espera a que pasen 6ms, activa la bandera y espera a que suceda la interrupción, ver Figura 30.

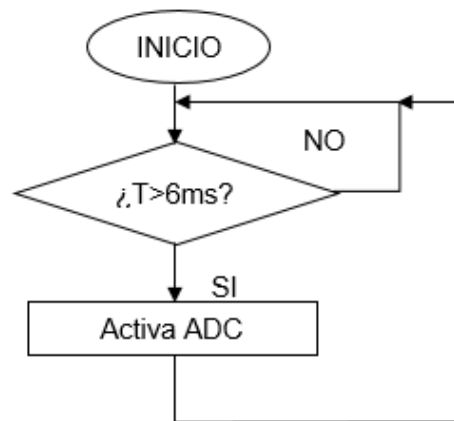


Figura 30 Interrupción de Timer
Fuente: Elaboración Propia

c. Interrupción del ADC

Una vez activada esta interrupción se procede a realizar la conversión análoga - digital de los datos entregados por la etapa de pre-muestreo y amplificación, dicho valor será almacenado en memoria para luego ser transmitido mediante la función Transmite Valor, ver Figura 31.

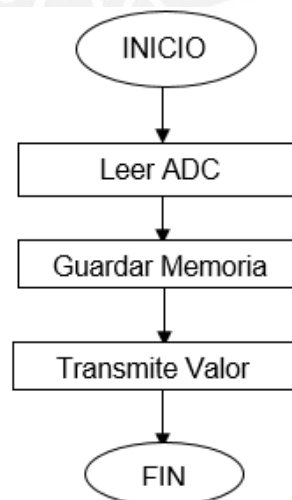


Figura 31 Interrupción ADC
Fuente: Elaboración Propia

d. Función Transmite Valor

Esta función al ser llamada realizará la conversión de la información que se desea enviar a una cadena de caracteres, posteriormente llamará a la función transmite carácter para enviar dicha información vía comunicación serial, ver Figura 32.

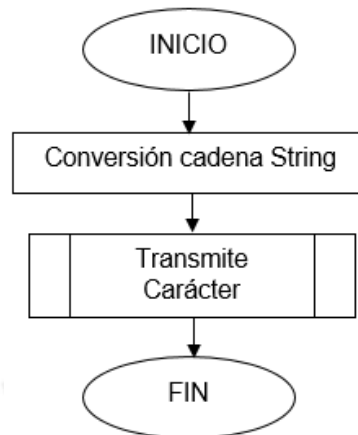


Figura 32 Diagrama de Flujo de la Función Transmite Valor
Fuente: Elaboración Propia

e. Transmite Carácter

La función transmite carácter esperará a que el buffer de la comunicación serial se encuentre libre para enviar el valor deseado, ver Figura 33.

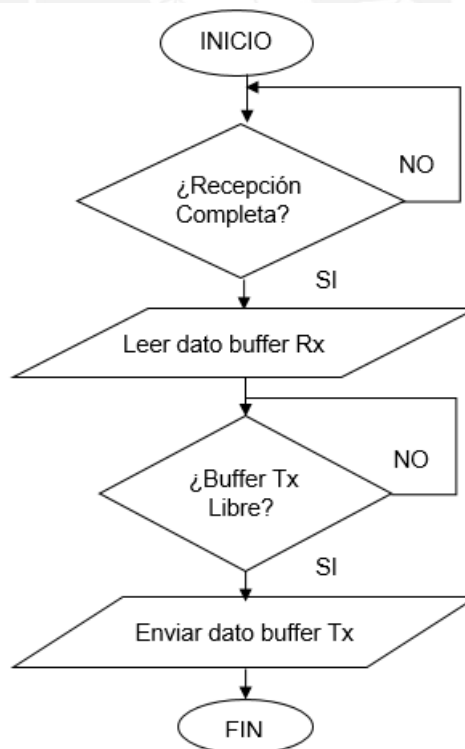


Figura 33 Función Transmite Carácter
Fuente: Elaboración Propia

ii. Software del Aplicativo

En la realización de la aplicación para la computadora se utiliza el programa Matlab ya que permite realizar filtros digitales y generar aplicaciones, las cuales pueden ser

ejecutadas sin la necesidad de tener el programa instalado; el programa completo de la aplicación se encontrará en el anexo 4.

a. Programa principal

El aplicativo cuenta con tres ventanas, el diagrama de flujo del Programa Principal se muestra en la Figura 34.

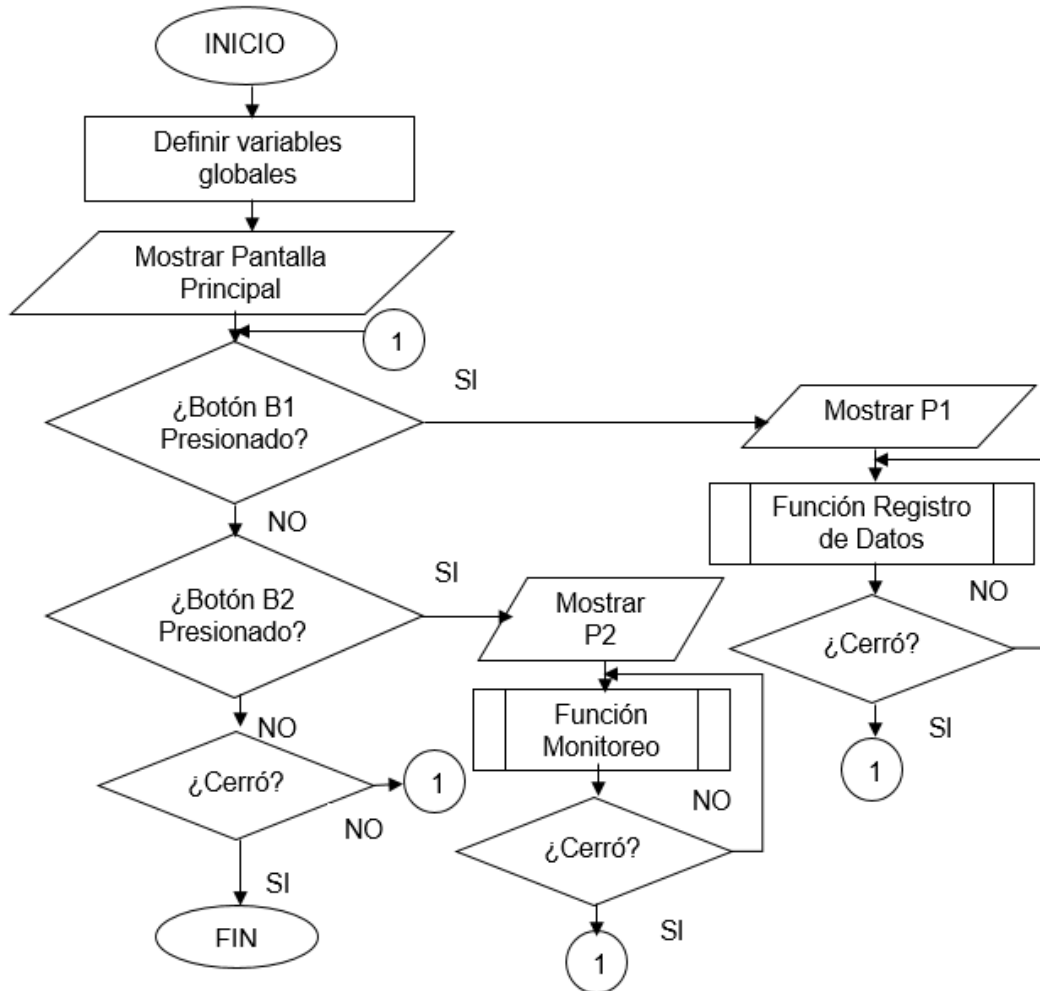


Figura 34 Programa Principal
Fuente: Elaboración Propia

De la Figura 34, considerar lo siguiente:

- B1: Botón “Registro de Datos”
- B2: Botón “Monitoreo ECG”
- P1: Pantalla “Registro de Datos”
- P2: Pantalla “Monitoreo ECG”

La ventana principal tiene dos botones, dependiendo del botón que se seleccione dirigirá a las otras dos ventanas de registro de datos o de monitoreo.

La ventana de registro de datos, en esta se ingresarán los datos del operario y del paciente para luego ser exportados.

La ventana de monitoreo de la señal ECG, la cual mostrará a tiempo real el ritmo y frecuencia cardiaca. Además, se podrán exportar los datos del ritmo cardiaco.

b. Programa de Registro de Datos

El registro de los datos del paciente y del operador son ingresados en una ventana emergente del aplicativo, a continuación se detallará las funciones que componen dicho programa.

1º. Función Registro de Datos

El diagrama de flujo de la función Registro de Datos, ver Figura 35, dependiendo del botón que se presione se ejecutará una función determinada. El botón BE llama la función enviar datos, exportará la información que se ingresó a un archivo Excel. Mientras que si se presiona el botón BL llama a la función limpiar cadena, la cual borrará los datos ingresados. Al seleccionar las casillas Hora y Fecha, estas llamarán a las funciones fecha y hora respectivamente.

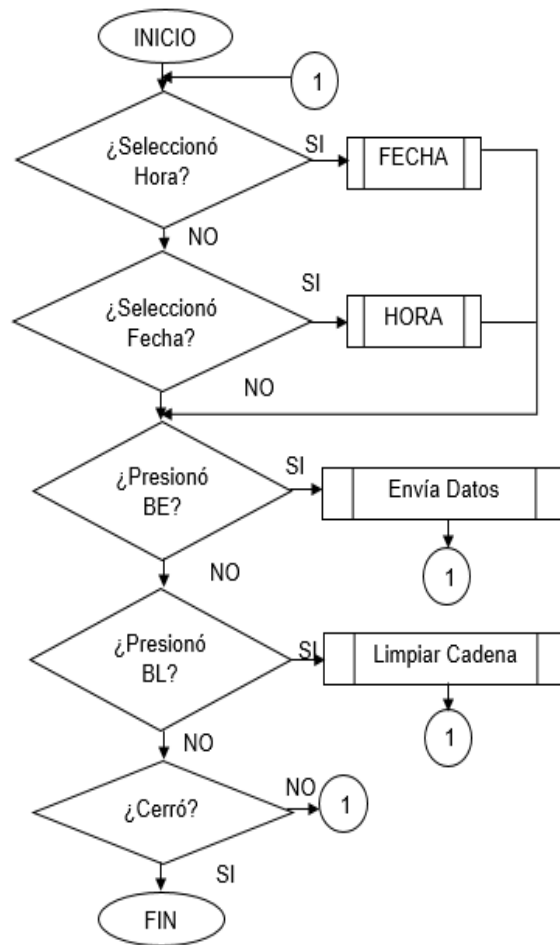


Figura 35 Diagrama de Flujo de la función Registro de Datos.
Fuente: Elaboración Propia

2º. Función Enviar Datos

La función Enviar Datos, ver Figura 36, se activará al presionar el botón BE, si algunos de los datos de los campos obligatorios no son llenados aparecerá un mensaje de alerta indicando la ausencia de estos. Caso contrario, se exportarán los datos en formato Excel. Cuando se seleccione dos o más de las casillas de la categoría Sexo, mostrará un mensaje de alerta luego de presionar el botón BE.

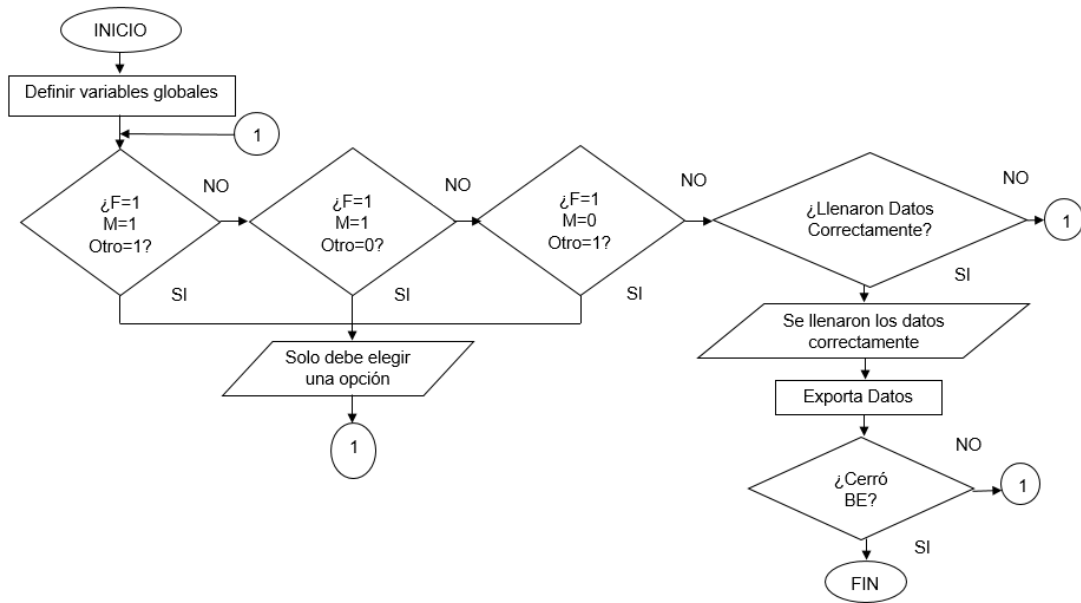


Figura 36 Diagrama de Flujo de Función Enviar
Fuente: Elaboración Propia

3°. Función Hora

El diagrama de Flujo que se muestra en la Figura 37, muestra la hora cada vez que la casilla se encuentre activa, este dato es configurado para que se vea la hora en formato hora, minutos y segundos respectivamente.

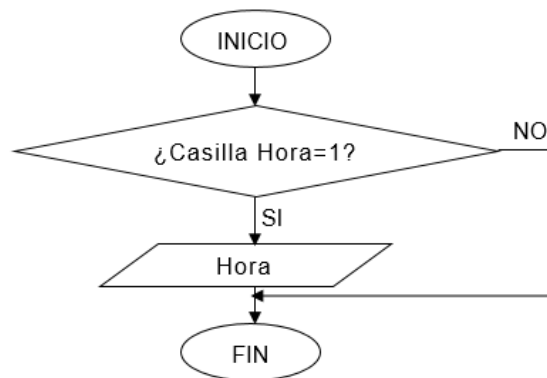


Figura 37 Función Hora
Fuente: Elaboración Propia

4°. Función Fecha

El diagrama de Flujo que se muestra Figura 38, muestra la fecha cada vez que la casilla se encuentre activa, este dato es configurado para que se vea la fecha en formato número con dos dígitos el día y el mes, mientras que para el año en formato de tres dígitos.

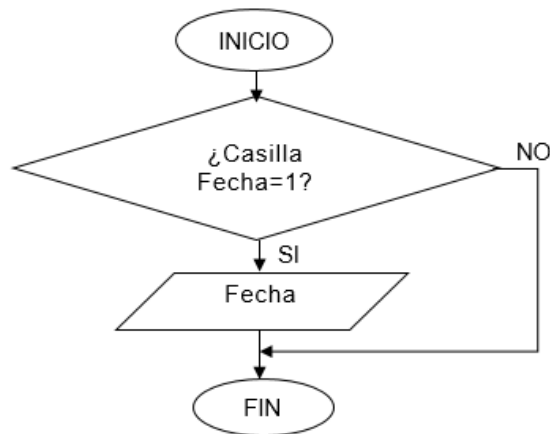


Figura 38 Función Fecha
Fuente: Elaboración Propia

5°. Función Limpiar Cadena

La función limpiar cadena, borra la información ingresada en las casillas de datos cada vez que se presiones el botón 2, ver Figura 39.

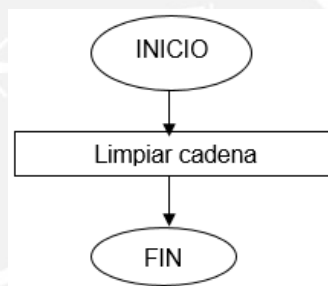


Figura 39 Función Limpiar Cadena
Fuente: Elaboración Propia

c. Obtención de la Señal ECG

1°. Función Monitoreo de Datos

En el diagrama de flujo mostrado en la Figura 40, dependiendo del botón que se presione este ejecutará una función determinada.

El Botón 1, para que la aplicación se conecte o desconecte al bluetooth de la computadora.

El Botón 2, llamará a la función CONECTAR con la cual se procederá a realizar la adquisición de los datos vía Bluetooth, filtrarla y mostrarla en la ventana de la aplicación.

El Botón 3, llamará a la función DESCONECTAR la cual detendrá las acciones previamente mencionadas.

El Botón 4 se encarga de llamar a la función GUARDAR con la cual se podrán exportar los datos obtenidos durante la prueba a un archivo Excel.

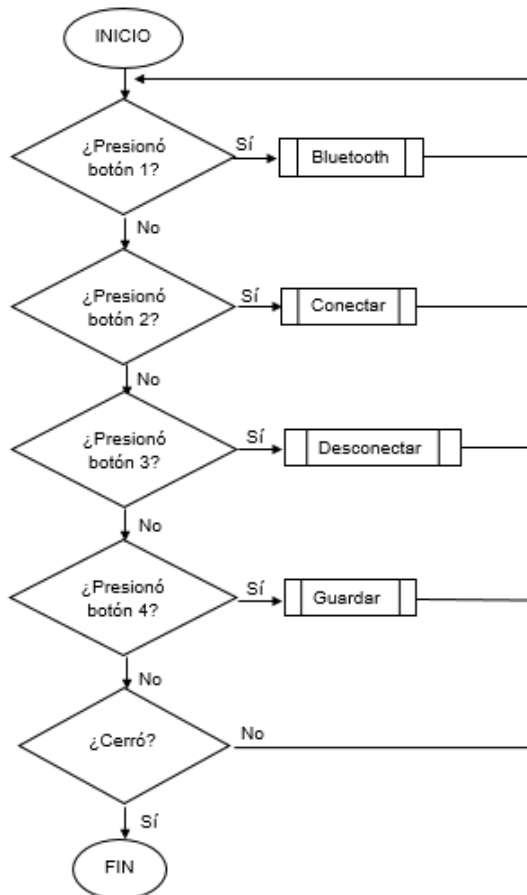


Figura 40 Diagrama de Flujo de la función Monitoreo de Datos
Fuente: Elaboración propia

2º. Función Bluetooth

En la Figura 41 se observa el diagrama de flujo de la función Bluetooth. Dependiendo de los valores del Botón 1 la función creará o eliminará el objeto Bluetooth que se utiliza para la comunicación del módulo cardíaco con la computadora.

En esta etapa se eliminan los timers anteriores para evitar problemas de ejecución. Se configura un nuevo timer para generar una interrupción de lectura de los datos recibidos por bluetooth.

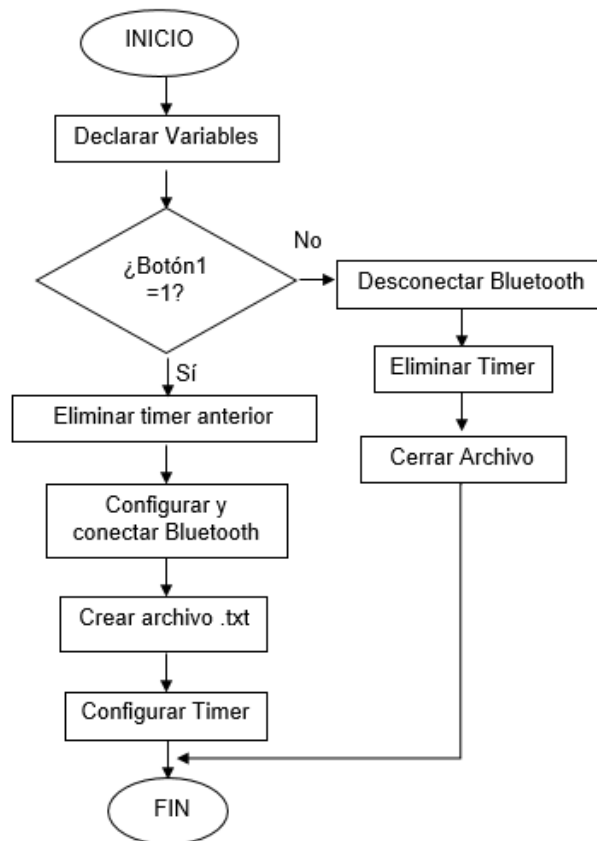


Figura 41 Diagrama de Flujo de la Función Bluetooth
Fuente: Elaboración propia

3º. Función Conectar

La función conectar verifica que se haya creado el objeto del bluetooth e inicializará el Timer configurado en la Función Bluetooth, de lo contrario se mostrará un mensaje de alerta.

Luego, de no haberse presionado el Botón 3, procederá con la lectura del archivo .txt en el que se han almacenado los datos de la señal adquirida por la interrupción, estos datos se filtrarán y mostrarán en la pantalla de la aplicación.

Finalmente realizará el cálculo de la frecuencia cardiaca la cual también será mostrada en la ventana de la aplicación, ver Figura 42.

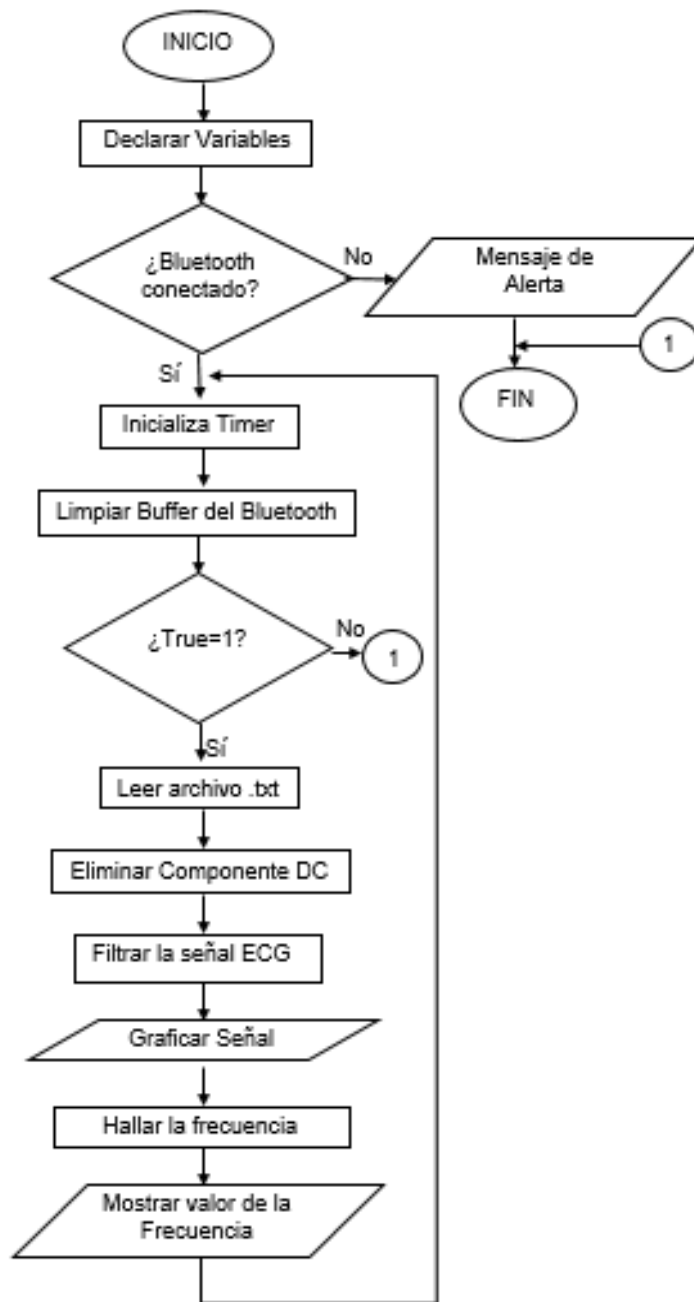


Figura 42 Diagrama de Flujo de la Función Conectar
Fuente: Elaboración propia

4°. Función Desconectar

En el diagrama de flujo que se muestra en la Figura 43 se observa que cambia la variable True con la cual detiene la ejecución de la función Conectar, ver Figura 43, y desactiva la interrupción por TIMER (ver Figura 45).

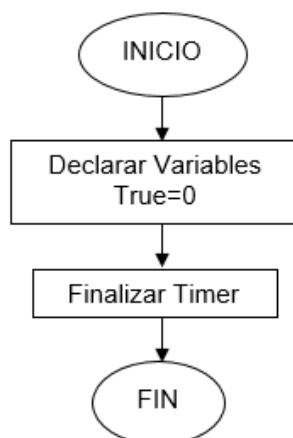


Figura 43 Diagrama de Flujo Función Desconectar
Fuente: Elaboración propia

5º. Función Guardar

En el siguiente diagrama de flujo, ver Figura 44, al ser llamada dicha función se procederá a exportar los datos obtenidos de la señal ECG.

Se tienen dos opciones para exportar los datos:

- Archivo Excel: Para este caso solo se deberá presionar el botón “Guardar” y la información del registro de datos y de la señal ECG serán exportados en diferentes páginas de un mismo libro de un archivo Excel, el cual tendrá como nombre el apellido del paciente
- Guardar Online: Primero se deberá seleccionar la opción “Guardar Online” y luego presionar el botón “Guardar”, con lo que se procederá a exportar todos los datos del estudio a una página web previamente establecida en formato Json. Además creará un archivo Excel de las mismas características mencionadas previamente.

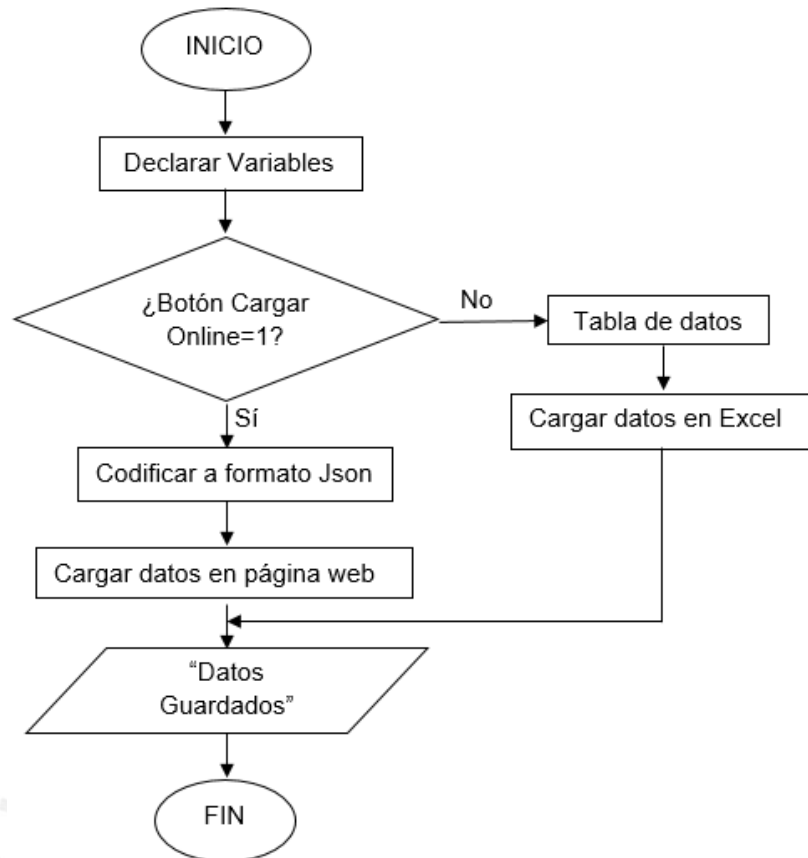


Figura 44 Diagrama de Flujo de la Función Guardar
Fuente: Elaboración propia

Con esta función, el módulo CardioPUCP puede ser utilizado en Telemedicina. Ya que al exportar los datos a una página web estos podrán ser almacenados en una base de datos para realizar seguimiento a los pacientes. Además los pacientes que no se encuentre cerca de un hospital podrán acceder a una atención médica especializada de forma remota.

6°. Interrupción

En la interrupción se leen los valores recibidos a través del objeto Bluetooth, se convierte este valor a una escala de milímetros (mm) para luego guardar dicho valor en el archivo “.txt” creado en la Función Bluetooth, ver Figura 45.

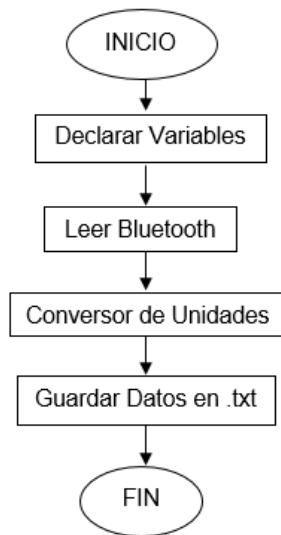
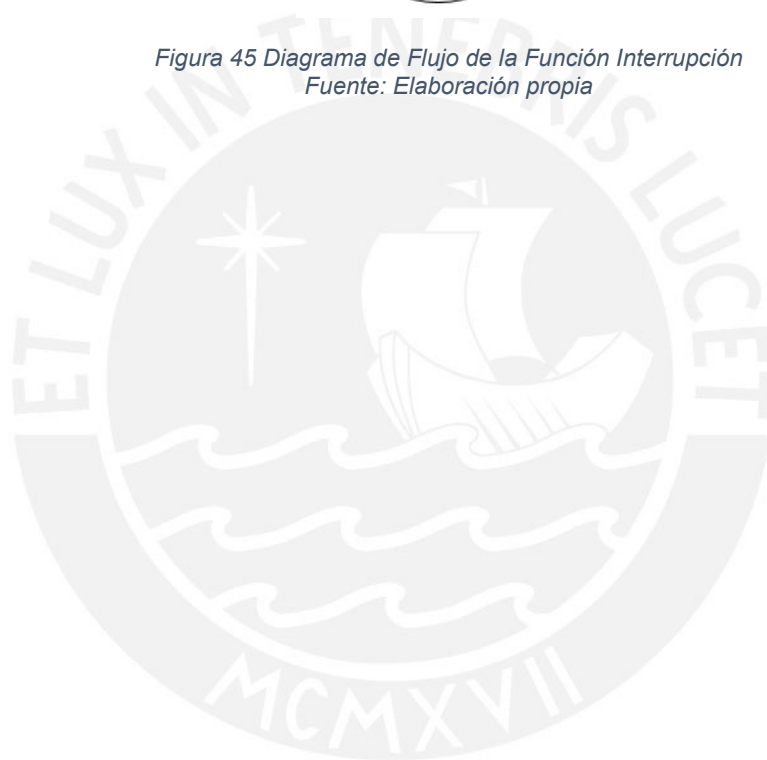


Figura 45 Diagrama de Flujo de la Función Interrupción
Fuente: Elaboración propia



CAPITULO IV: PRUEBAS REALIZADAS Y RESULTADOS

4.1. Hardware

Se mostrarán los ensayos realizados durante el desarrollo de la parte física de la presente tesis.

Esta etapa se divide en las siguientes pruebas:

- Pruebas de sensores
- Pruebas de los sensores y el circuito de pre- filtrado y amplificación
- Pruebas de circuito de control
- Pruebas circuito de alimentación
- Consumo de potencia total del equipo

A continuación se desarrollarán las pruebas mencionadas.

4.1.1. Pruebas de los sensores

En la Figura 47 se puede observar la señal obtenida mediante el uso de cables multifilares (ver Figura 46), en la cual se aprecia ruido debido al movimiento de los cables ya que estos no aíslan la señal ECG.



Figura 46 Cable Multifilar
Fuente: Sparkfun [35]

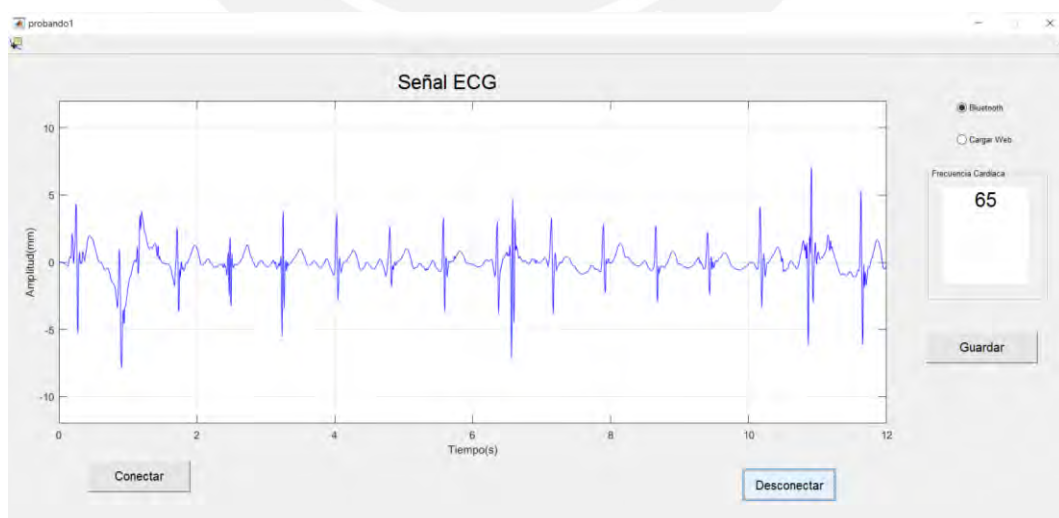


Figura 47 Señal obtenida con cable multifilar
Fuente: Elaboración propia

Por tal motivo se propuso la utilización de cables apantallados (ver Figura 48), cuya función es la protección contra interferencia electromagnética, ruido eléctrico, etc. Con lo que se pudo mejorar la señal ECG obtenida como se muestra en la Figura 49.

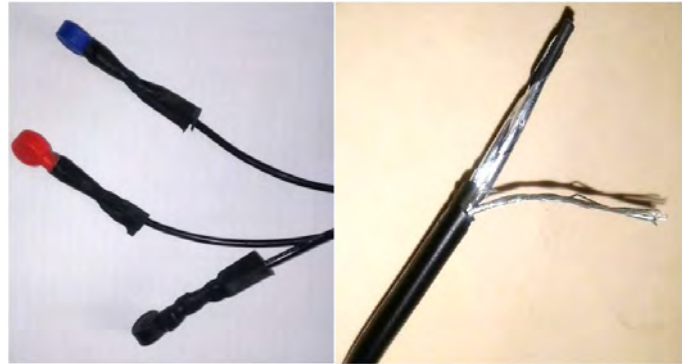


Figura 48 Cables apantallados
Fuente: Elaboración propia

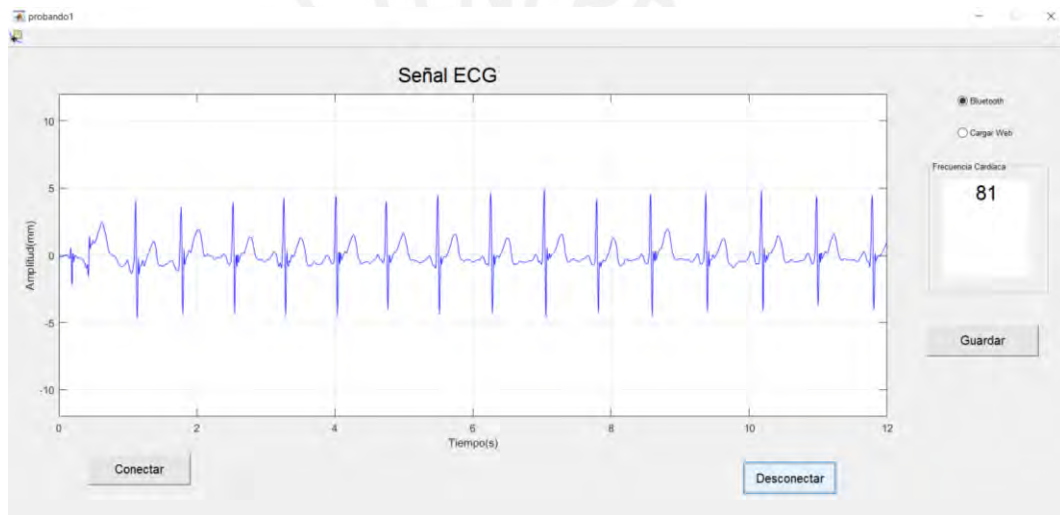


Figura 49 Señal obtenida con cables apantallados
Fuente: Elaboración propia

4.1.2. Pruebas de los sensores y el circuito de pre-filtrado y amplificación

Para el circuito de pre filtrado y amplificación se realizaron dos tipos de ensayos, el primer ensayo fue utilizando amplificadores de instrumentación y operacionales. El segundo usando el Módulo Single Lead Heart Rate.

A continuación se mostrará las pruebas realizadas y resultados obtenidos.

i. Ensayo con Amplificadores de Instrumentación y Operacionales

El circuito mostrado en la Figura 50, presenta una frecuencia de corte en 0.02Hz para el filtro pasa altos, 100Hz para el filtro pasa bajos y una ganancia de 1008 para el circuito completo, ver anexo 5.

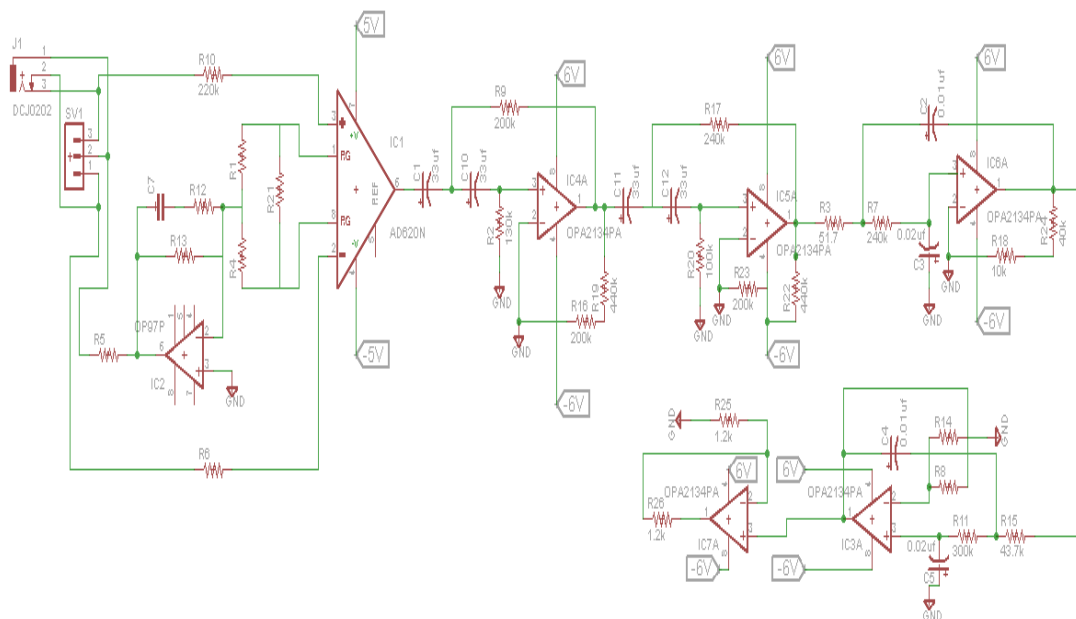


Figura 50 Circuito ECG
Fuente: Elaboración propia

Luego de la implementación del circuito, en la señal obtenida no se pueden identificar las ondas P y T del ritmo cardiaco, siendo estas fundamentales para la detección de afecciones cardiacas por su duración, ver Figura 51.

El circuito tiene la siguiente configuración:

- Alimentación: $\pm 5v$ y $\pm 6v$
- Pre Amplificación:
Ganancia: 8
- Filtro pasa alto:
Orden: 2
Frecuencia de corte: 0.02Hz
Ganancia: 6.3
- Filtro pasa bajo
Orden: 2
Frecuencia de Corte: 100Hz
Ganancia: 10
- Amplificador no inversor:
Ganancia: 2

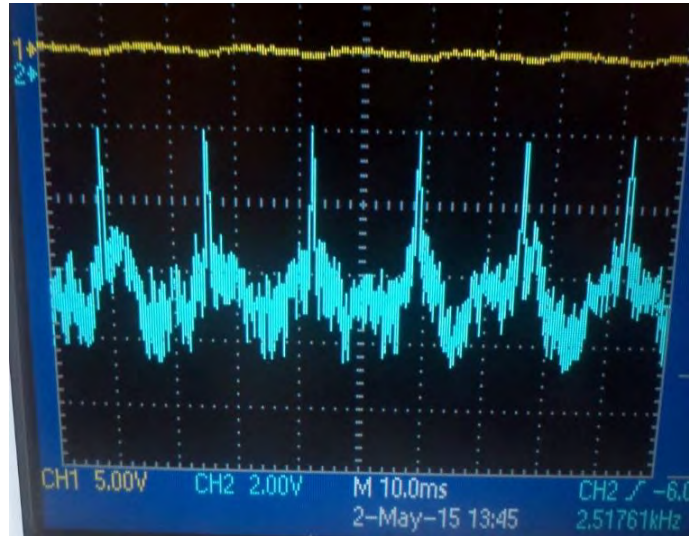


Figura 51 Señal obtenida del circuito ECG
Fuente: Elaboración Propia

Además al ser un equipo portátil se debe reducir el consumo de energía, por lo que se descartó la implementación del circuito de la Figura 50 por la necesidad de utilizar dos fuentes de alimentación: alimentación positiva y negativa.

ii. Pruebas con el Módulo Single Lead Heart Rate

Para la implementación se seleccionó el módulo Single Lead Heart Rate Monitor de Sparkfun [35], la cual utiliza el integrado AD8232, su esquemático se muestra en la Figura 52 y anexo 6. Dicho módulo tiene la siguiente configuración y se puede apreciar la señal adquirida en la Figura 53.

- Alimentación: 3.3 v
- Offset: 1.5 v
- Filtro pasa alto:
 - Orden: 2
 - Frecuencia de corte: 0.5Hz [49]
 - Ganancia: 11
- Filtro pasa bajo
 - Orden: 2
 - Frecuencia de Corte: 40Hz
 - Ganancia: 100

La cual si bien no cumple con la frecuencia de corte para el filtro pasa altos en nuestros requerimientos, según lo encontrado en Electrocardiograma y su tecnología [49] se acepta la utilización de la frecuencia de corte de 0.5Hz.

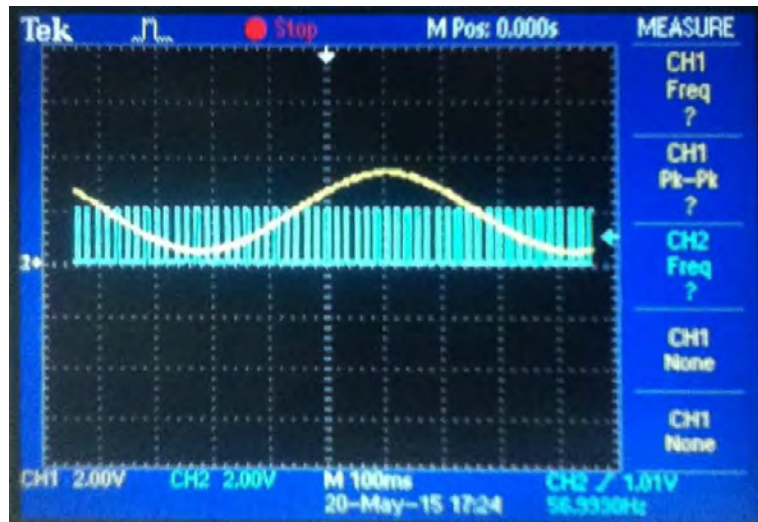


Figura 54 Prueba de periodo de muestreo
Fuente: Elaboración propia

ii. Pruebas de comunicación serial

Se configuró el ATMEGA para que prenda o apague un led cada vez que el interruptor cambie de estado, ver Figura 55.

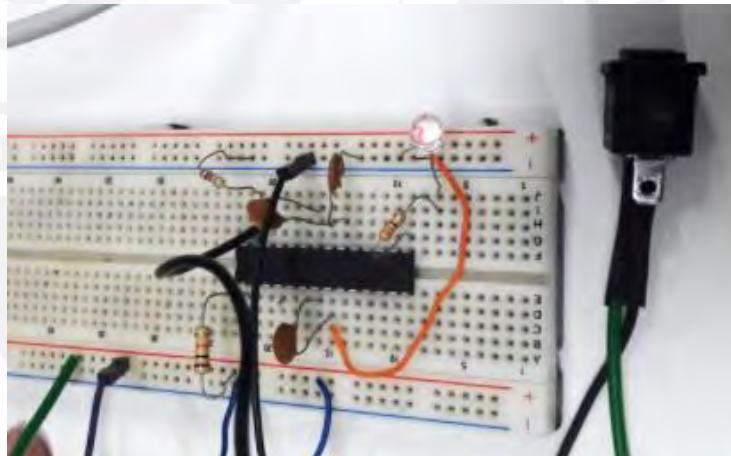


Figura 55 Circuito Transmisión Serial
Fuente: Elaboración Propia

Además el microcontrolador envía OFF y ENCENDIDO a la aplicación BlueTerm por transmisión serial dependiendo del estado en el que se encuentra el interruptor, ver Figura 56 y Figura 57.



Figura 56 Estado OFF con App Blueterm
Fuente: Elaboración Propia

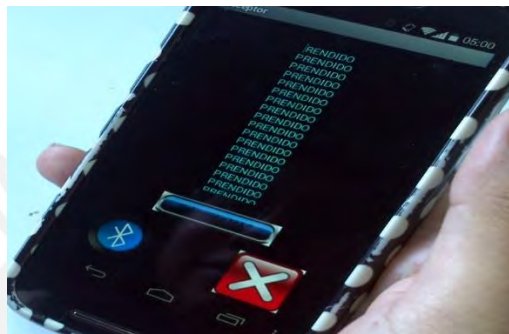


Figura 57 Estado Encendido con App Blueterm
Fuente: Elaboración Propia

4.1.4. Pruebas circuito de alimentación

Para la etapa de pruebas se utilizó el Módulo LM2596 ADJ DC-DC para energizar el módulo cardiaco, la Tabla 13 muestra las características del regulador LM2596, ver Figura 58.

Debido a que el voltaje mínimo de alimentación es de 4.5v para el desarrollo de la presente tesis se utilizaron cuatro pilas AA ya que cada pila es de 1.5v y entrega como máximo 1A [50].

Tabla 13 Características de Regulador LM2596

Características	Regulador LM2596
Voltaje de entrada	4.5 - 40V
Voltaje de Salida	1.2 - 37V
Iload	0.2 - 3A
Dropout	1.2 V

Fuente: Elaboración Propia [51]



Figura 58 Modulo LM2596
Fuente: Elaboración propia

4.1.5. Consumo de Potencia total del equipo

En la Tabla 14 se especifica la potencia consumida por cada etapa del equipo.

El consumo de corriente del circuito se divide en dos modos, Modo Con Conexión en el cual el bluetooth se encuentra enlazado con la computadora y el Módulo AD8232 se encuentra conectado al paciente. Modo sin Conexión, tanto el bluetooth y el Módulo AD8232 se encuentran energizados mas no conectados a la computadora y al paciente respectivamente.

Tabla 14 Consumo de Potencia

Componentes	Voltaje (v)	Con Conexión (mA)	Potencia (mW)	Sin Conexión (mA)	Potencia (mW)
AD8232	3.3	0.73	2.41	0.05	0.16
Bluetooth	3.3	12.01	39.63	4.02	13.27
Atmega	3.3	0.18	0.59	0.18	0.59
TOTAL		12.92	42.63	4.25	14.02

Fuente: Elaboración propia

4.2. Software

A continuación se especificarán las pruebas realizadas para el desarrollo del aplicativo con el hardware ya implementado.

4.2.1. Prueba de recepción de datos en la aplicación

Se realizaron pruebas para verificar que el aplicativo CardioCare realizado en Matlab reciba los datos correctamente, por lo que se envió la palabra ALARMA desde el microcontrolador.

Al momento de presionar el botón "Push Boton", la aplicación se conecta al bluetooth de la computadora y mostrará el mensaje enviado en la interfaz como se observa en la Figura 59, con ello verificamos la recepción de datos en la aplicación desde la etapa de control.

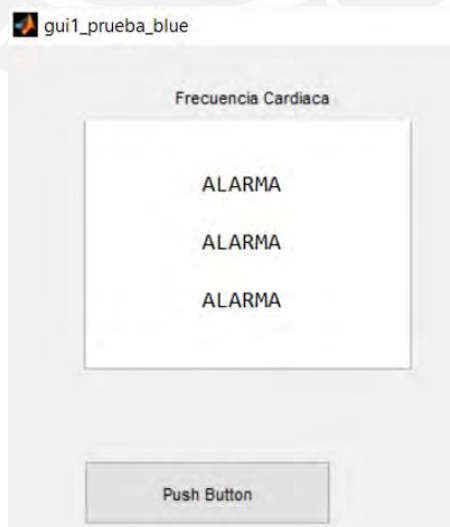


Figura 59 Prueba en aplicación de comunicación serial
Fuente: Elaboración propia

4.2.2. Pruebas de filtrado digital de la señal ECG

Luego de recibir la señal enviada desde la etapa de control se procede a procesar los datos adquiridos para determinar qué tipos de filtros requiere.

i. Análisis de la señal obtenida

Como se puede observar en la Figura 60 la señal que se obtiene en la computadora vía bluetooth presenta ruido en 0Hz (componente DC) y 60Hz (red eléctrica) como se observa en la Figura 61.

Por tal motivo se requiere la implementación de filtros digitales para mejorar la calidad de la imagen a mostrar.

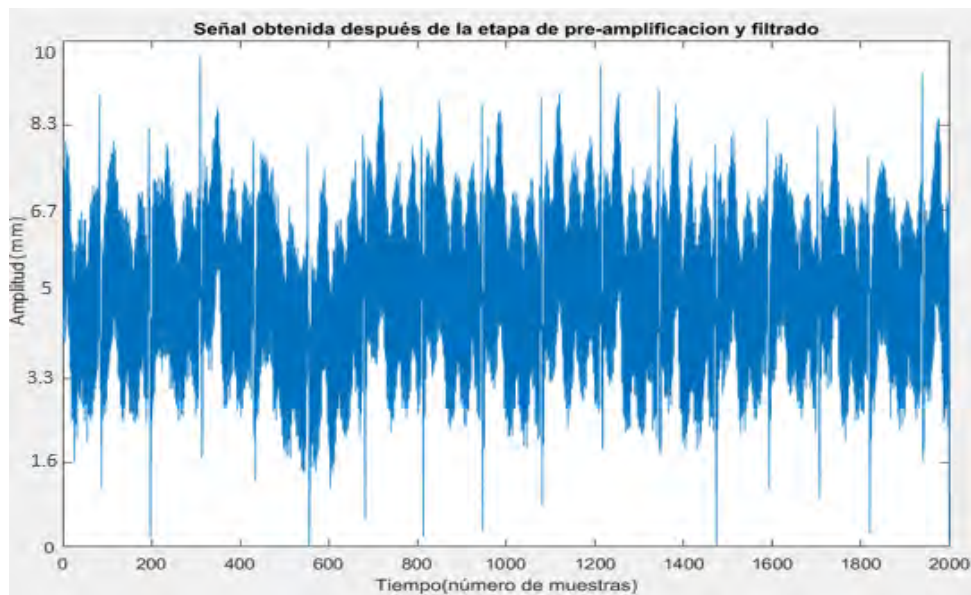


Figura 60 Señal obtenida vía Bluetooth
Fuente: Elaboración propia

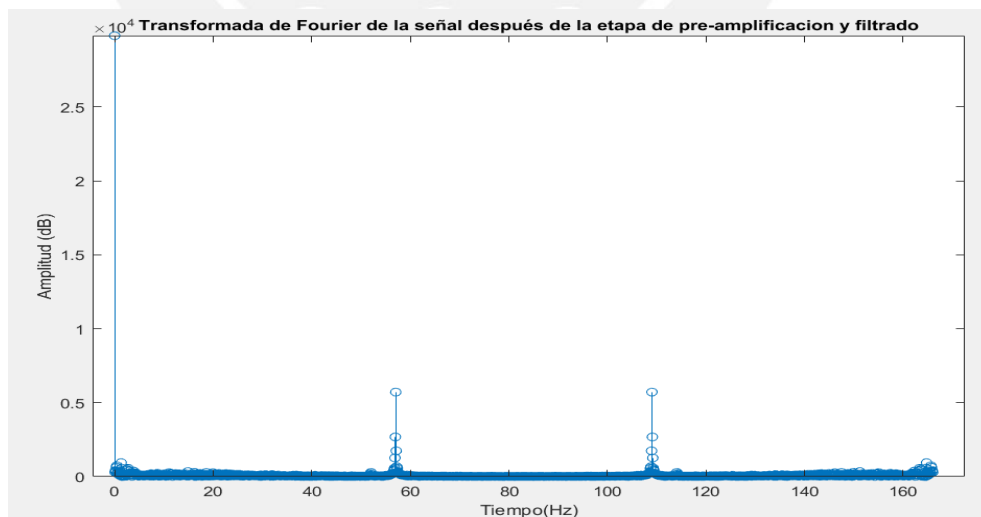


Figura 61 Transformada de Fourier
Fuente: Elaboración propia

a. Filtrado de la componente DC

Para poder eliminar la componente DC de la señal primero se determina el Offset de cada muestra, como se muestra en la Figura 62.



Figura 62 Offset de la señal obtenida via Bluetooth
Fuente: Elaboración propia

Posteriormente, la señal original (ver Figura 61) será restada por el offset de esta (ver Figura 62) con lo cual se obtiene una señal en el origen de coordenadas como se muestra en la Figura 63.

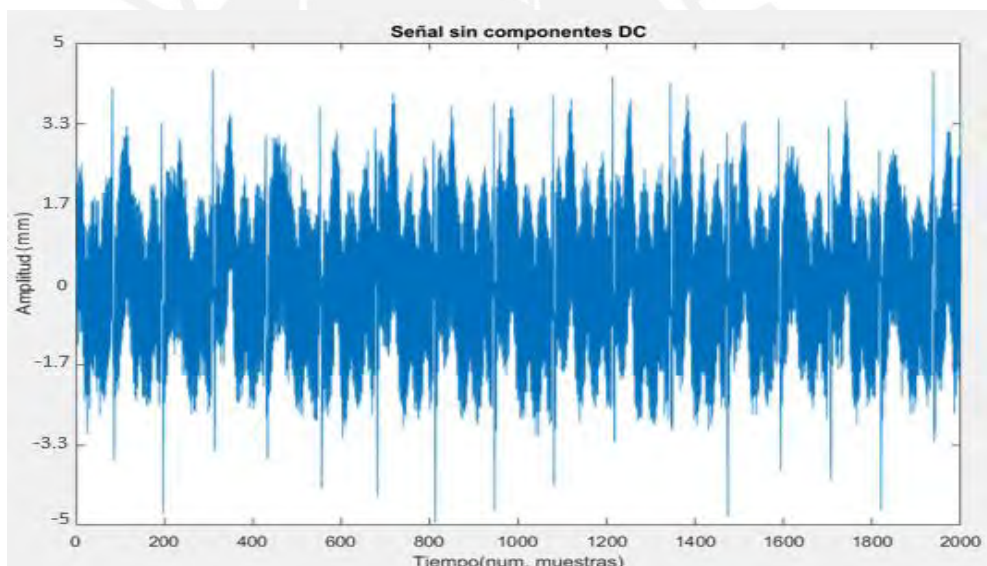


Figura 63 Señal sin Offset
Fuente: Elaboración propia

b. Filtro Pasa Bajos

Para eliminar la frecuencia de 60 Hz se utiliza un filtro pasa bajos de tipo FIR por ser de fase lineal y estable. Luego de aplicar el filtro se obtiene la señal mostrada en la Figura 64 y su espectro en frecuencia se observa en la Figura 65.

Cabe mencionar que para evitar la atenuación en los extremos de la señal ECG se utilizó la técnica de Zero Padding antes del filtro pasa bajos.

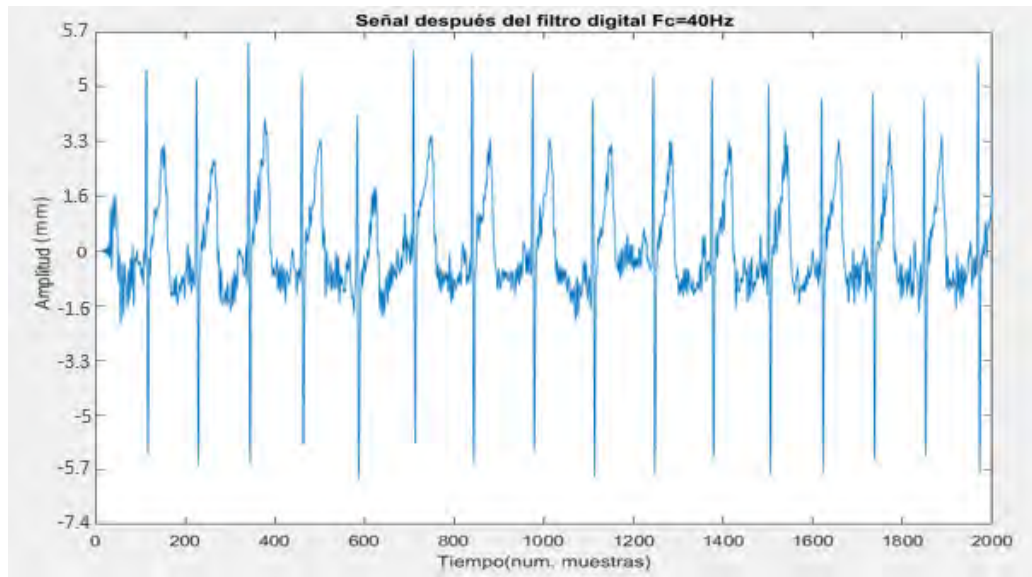


Figura 64 Señal filtrada - Filtro Pasa Bajos
Fuente: Elaboración propia

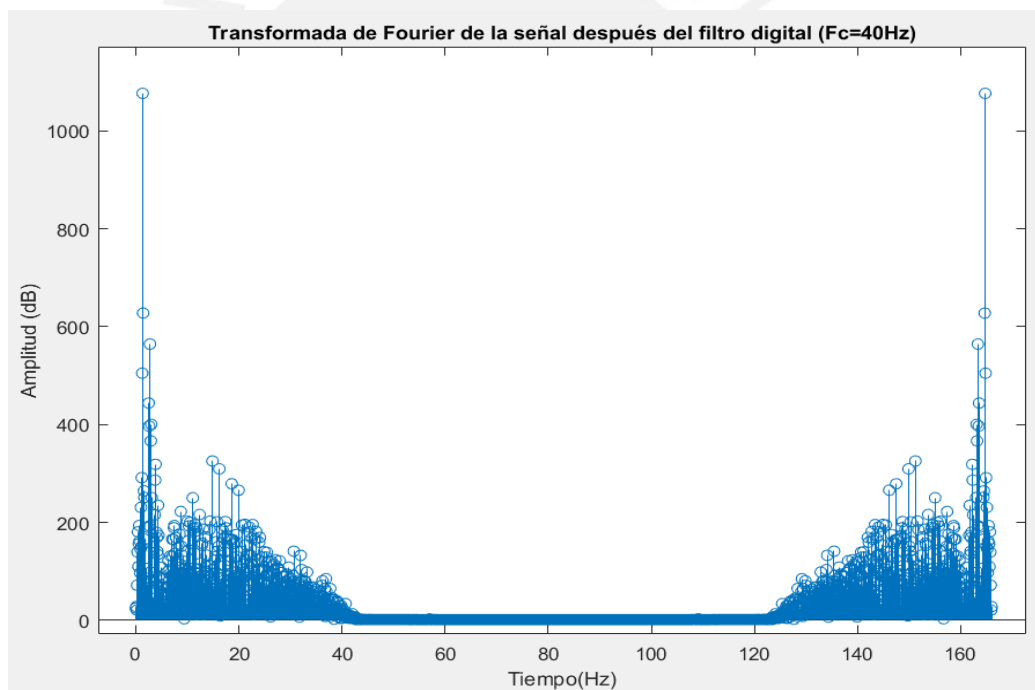


Figura 65 Transformada de Fourier después del filtro pasa bajos
Fuente: Elaboración propia

c. Filtro de compresión Wavelet

Para mejorar la calidad de la señal se ha utilizado el filtro De-noising o de compresión la cual utiliza una descomposición de Wavelet Daubechies de cuarto orden, ver Figura 66 (para mayor información del por qué se utilizó dicha descomposición ver el anexo 7 donde se realizaron pruebas con distintos tipos de Wavelets).

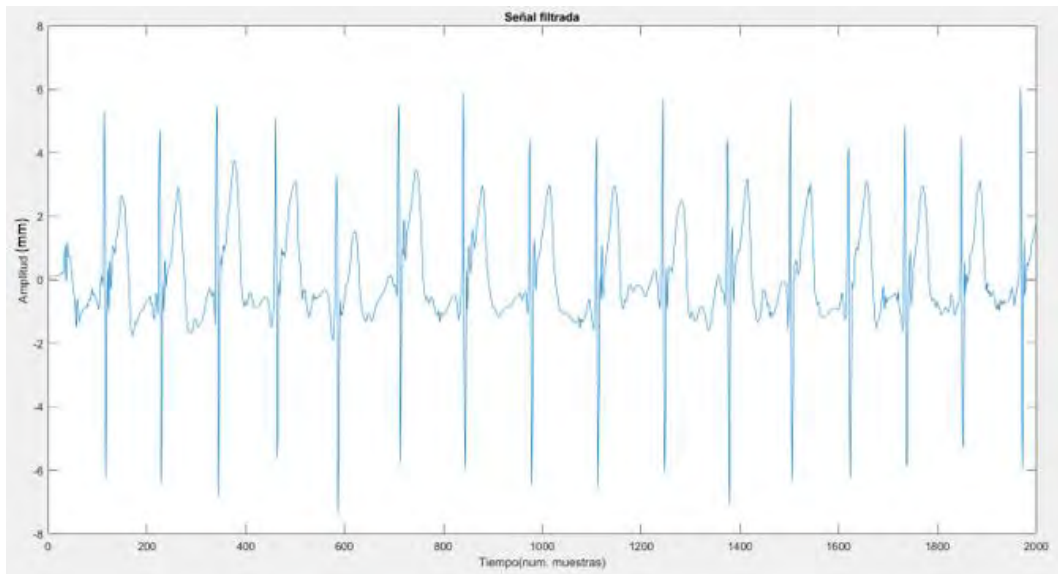


Figura 66 Señal filtrada - Filtro Wavelet
Fuente: Elaboración propia

Para determinar la frecuencia cardiaca, se le eliminan las componentes negativas de la señal filtrada. A dichos valores se elevan al cuadrado para determinar cuáles son los picos de la señal ECG como se muestra en la Figura 67, finalmente se cuentan las pulsaciones (picos) que hay en el periodo de tiempo establecido, en este caso 15 segundos, con lo q se puede determinar el número de pulsaciones por minuto del paciente.

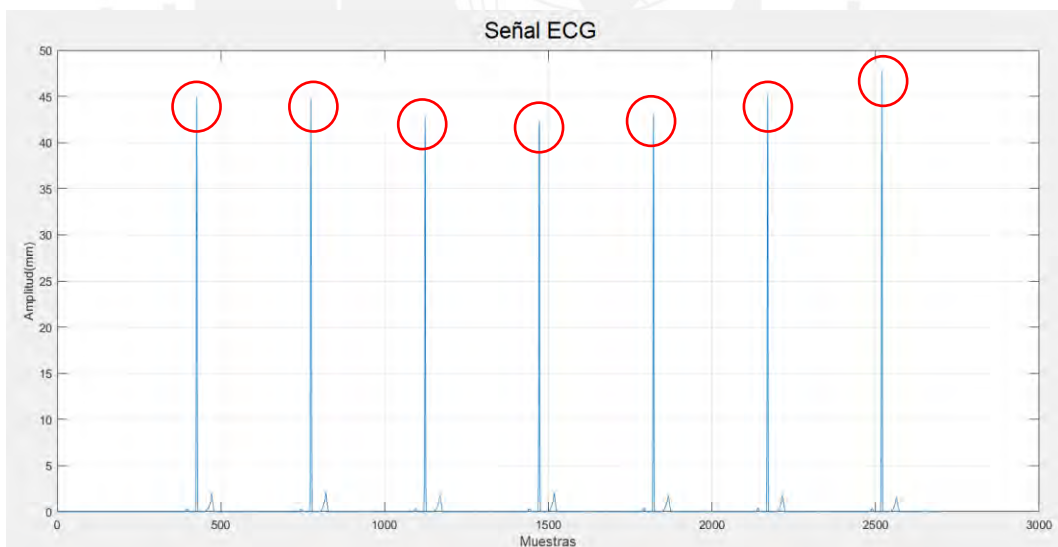


Figura 67 Número de pulsaciones
Fuente: Elaboración propia

4.2.3. Pruebas finales con la aplicación

Para las pruebas finales con la aplicación se acoplaron todas las etapas previamente mencionadas, ver Figura 68.

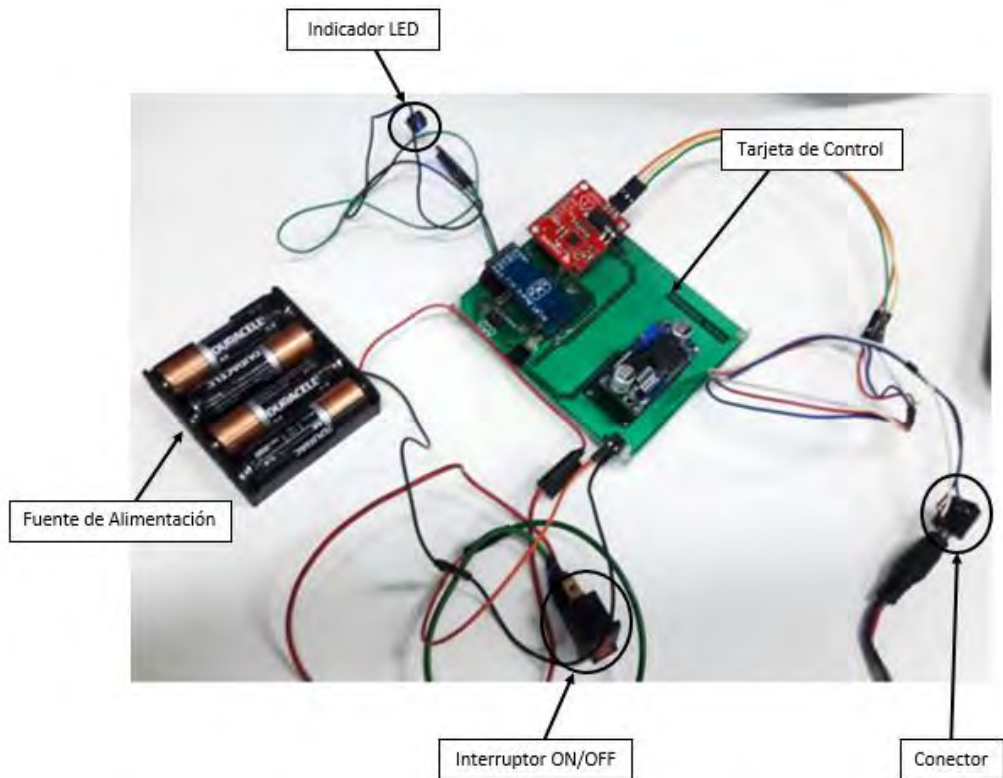


Figura 68 Circuito completo
Fuente: Elaboración propia

En la Figura 69 se observan las tres ventanas de la aplicación CardioPUCP, cuyo uso se explica con mayor detalle en el anexo 8.

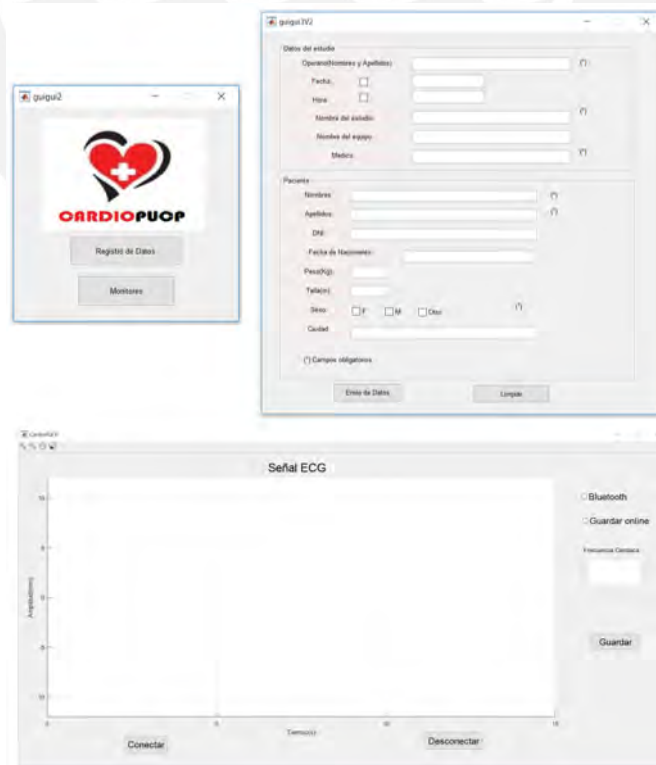


Figura 69 Aplicación
Fuente: Elaboración propia

4.3. Ensayos CardioPucp

4.3.1. Pruebas realizadas al módulo CardioPUCP con el equipo Prosim 4

Para la validación del módulo CardioPUCP se utilizó el simulador de paciente Prosim 4, ver Figura 70, cuyo certificado de calibración fue otorgado el 17 de Enero del 2017 por el Laboratorio de Metrología Set & Gad S.A.S (ver Anexo 9).



Figura 70 Prosim 4
Fuente: omnia [52]

Para la prueba de validación se realizaron ocho tomas de siete diferentes frecuencias cardíacas (30lpm-210lpm) generadas por el Prosim 4 (para poder variar la cantidad de latidos por minuto que genera el equipo Prosim 4 se requiere que el operador seleccione la frecuencia cardíaca que desee). La toma de datos mostrados en la Tabla 15 se realizó de la siguiente manera: (i) El operador seleccionó una frecuencia cardíaca en el PROSIM 4, (ii) Se esperó 15 segundos para tomar la primera muestra (M1), (iii) Luego se eligió de manera aleatoria otra frecuencia del intervalo 30lpm-210lpm, (IV) Finalmente para las muestras del M2 al M7 se repitieron los pasos ii y iii.

Se podrá observar los videos de las pruebas realizadas con el equipo PROSIM 4 en el anexo 10.

A continuación en la Tabla 15 se mostrarán los datos obtenidos de las pruebas realizadas (Mx significa el número de muestra tomada).

Tabla 15 Ensayo del CardioPUCP con Prosim4

Frecuencia Cardíaca (lpm)	M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8
30	30	30	30	30	30	30	30	30
60	60	59	60	60	60	60	60	60
80	79	79	79	79	79	79	79	79
90	89	89	89	89	90	89	89	89
120	119	119	119	119	119	119	119	119
150	149	148	149	148	149	149	148	148
180	178	178	178	178	178	178	178	178
210	207	206	207	206	206	207	207	207

Fuente: Elaboración propia

La Tabla 16 muestra la desviación estándar, el valor medio y el porcentaje de error de los datos obtenidos de la Tabla 15.

Tabla 16 Derivación estándar y valor medio de los datos

Frecuencia Cardíaca (lpm)	Desviación Estándar	Media	Error %
30	0.00	30.00	0.00
60	0.35	59.88	0.21
80	0.00	79.00	1.25
90	0.35	89.13	0.97
120	0.00	119.00	0.83
150	0.53	148.50	1.00
180	0.00	178.00	1.11
210	0.52	206.63	1.61

Fuente: Elaboración propia

En la Tabla 17, se puede observar que nuestro porcentaje de error no excede al 1.9 %, lo cual se encuentra dentro del rango establecido por ANSI/AAMI EC13:2002 (+/- 5 lpm o el 10% del valor de entrada) [53].

Tabla 17 Valores Máximos y Mínimo y cálculo del porcentaje de Error

Frecuencia Cardíaca (lpm)	Frecuencia Máxima	Error Max (%)	Frecuencia Mínima	Error Min (%)
30	30	0.00	30	0.00
60	60	0.00	59	1.67
80	79	1.25	79	1.25
90	90	0.00	89	1.11
120	119	0.83	119	0.83
150	149	0.67	148	1.33
180	178	1.11	178	1.11
210	206	1.43	206	1.90

Fuente: Elaboración propia

4.3.2. Pruebas realizadas al módulo CardioPUCP en personas

Para la etapa de validación se realizaron pruebas del equipo en cinco individuos normales sin problemas cardíacos entre un rango de edad de 18-60 años. Las cuales se llevaron a cabo cuando los pacientes se encontraban en un estado de reposo y sin contacto con equipos electrónicos que pudiesen causar interferencias con la señal ECG monitoreada por el módulo CardioPUCP. Se podrá observar las pruebas realizadas con individuos en el anexo 11.

En la Tabla 18 se observan las pruebas realizadas, se tomaron ocho muestras de la frecuencia cardíaca de cada individuo con intervalos de 15 segundos.

(*) Para obtener la frecuencia cardíaca, se contaron el número de pulsaciones por minuto percibidas en la muñeca de los individuos.

Tabla 18 Pruebas con individuos

Individuos	Edad	Frecuencia Cardíaca* (Imp)	Frecuencia con CardioPUCP								Promedio-Frecuencia Cardíaca (Imp)
			M1	M2	M3	M4	M5	M6	M7	M8	
Individuo 1	60	66	68	69	65	70	70	67	67	65	67.63
Individuo 2	25	76	77	75	77	78	78	77	71	74	75.88
Individuo 3	48	60	59	60	60	60	60	58	59	62	59.75
Individuo 4	24	63	61	63	62	64	64	64	63	64	63.12
Individuo 5	26	70	71	69	70	70	71	71	71	70	70.37

Fuente: Elaboración propia

En la Tabla 19 se puede observar que el error máximo con respecto a la frecuencia cardíaca de cada individuo es de 0.54%. Con lo que se determina que el error obtenido se encuentra dentro del rango establecido por ANSI/AAMI EC13:2002 (+/- 5 Imp o el 10% del valor de entrada) [53].

Tabla 19 Porcentaje de error de pruebas con personas

Individuo	Frecuencia Cardíaca (Imp)	Promedio Frecuencia Cardíaca (lpm)	Error (%)
Individuo 1	68	67.63	0.54
Individuo 2	76	75.88	0.16
Individuo 3	60	59.75	0.42
Individuo 4	63	63.12	0.19
Individuo 5	70	70.37	0.52

Fuente: Elaboración propia

4.4. Encuestas a especialistas médicos

Para determinar la utilidad del equipo CardioPUCP se realizaron encuestas a distintos especialistas en el área de la medicina para conocer su opinión, recomendaciones y observación sobre la viabilidad de implementar el equipo CardioPUCP en zonas rurales del Perú.

En la Tabla 20 se indican las preguntas realizadas a los doctores y enfermeras, además de la calificación que cada uno le otorgó al equipo CardioPUCP luego de que este fuese mostrado, de la misma manera se les explicó el modo de uso.

Las calificaciones son de una escala de uno a cinco, donde uno significa de poca utilidad y cinco de mucha utilidad.

Tabla 20 Encuestas a Especialistas

N°	PREGUNTAS	ENCUESTADOS										PROMEDIO
		A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	
1	Peso del equipo CardioPUCP	5	5	5	5	5	5	5	5	5	4	4.9
2	Tamaño del equipo CardioPUCP	5	5	5	5	5	5	5	5	5	4	4.9
3	Forma del equipo CardioPUCP	5	5	5	5	5	5	4	4	5	4	4.7
4	Manipulación del Aplicativo (botones)	5	5	5	5	4	5	5	4	4	5	4.7
5	Estructura y diseño del Aplicativo	4	5	5	5	4	5	4	4	4	5	4.5
6	Calidad de la señal ECG	4	3	5	5	4	5	4	5	5	5	4.5
7	Información brindada	4	4	5	5	5	5	5	5	5	5	4.8
Total											33	

Fuente: Elaboración Propia

En la Tabla 21 se observan los datos de los doctores encuestados, los mismos que brindaron comentarios respecto al uso del equipo y sugirieron la realización de algunas mejoras.

Tabla 21 Datos personales y observaciones de los especialistas encuestados

Encuestados	Especialidad	Observaciones
A	Cardiólogo	El equipo puede ser utilizado para determinar si el paciente se encuentra estable o no, para la detección de enfermedades se requiere un equipo más especializado.
B	Cardiólogo	Podría utilizarse en una ambulancia durante el transporte de los pacientes en zonas rurales. Ya que muchas veces he trasladado pacientes críticos en ambulancias sin equipos de monitoreo.
C	Medicina General	-
D	Medicina General	-
E	Licenciada en Enfermería	-
F	Medicina General	-
G	Cirugía General	-
H	Cirugía General	-
I	Licenciada en Enfermería	-
J	Medicina General	-

Fuente: Elaboración propia

Según las encuestas realizadas (anexo 12), el equipo CardioPUCP obtuvo una calificación de 33 sobre 35 en cuanto a la utilidad de la información y características físicas.

4.5. Presupuesto

Los gastos realizados para la fabricación del prototipo de la presente tesis, se especifican en la Tabla 22.

Tabla 22 Presupuesto del Módulo de Monitoreo ECG

Componentes	Precio
Módulo HC-05	S/.30.00
Atmega8(Montaje Superficial)	S/.40.00
Electrodos(50 unidades)	S/.35.00
Cable para electrodos	S/.30.00
Módulo LM2596	S/.7.00
Módulo AD8232	S/.82.00
Tarjeta Impresa	S/.65.00
Chasis(Diseño, Material, Impresión y acabado)	S/.770.00
Otro(Conectores, componentes SMD)	S/.30.00
TOTAL	S/.1,179.00

Fuente: Elaboración Propia.

Costo por honorarios (24 horas semanales por 8 meses): S/. 1 500 c/u por mes

Costo del Software Matlab Estudiantil: S/. 100.00

Costo Componentes(aproximado): S/. 1,179.000

Costo total por honorarios: S/. 16,000.000

Costo Total del Prototipo: S/. 17,081.000

Por los expuesto previamente para la realización de la presente tesis se requiere una inversión aproximada de S/. 17,081.000 sin considerar los costos de los equipos utilizados para la verificación del buen funcionamiento de cada etapa como un Fluke 175, Fluke Prosim 4, Osciloscopio Tektronix TDS 1001B, una computadora para el desarrollo de la aplicación. Cabe resaltar que los costos son por prototipo ya que para su escalamiento se debe realizar un análisis de mercado, costos de producción y de colocación en hospitales.

4.6. Chasis

Para el desarrollo del diseño del chasis se utilizó el programa Inventor, dicho diseño se realizó con el apoyo de la diseñadora industrial Consuelo Cano.

A continuación se mostrarán las distintas etapas que se realizaron para obtener el producto final.

Modelado de las tarjetas y el diseño del chasis

Modelado de las tarjetas, ver Figura 71.

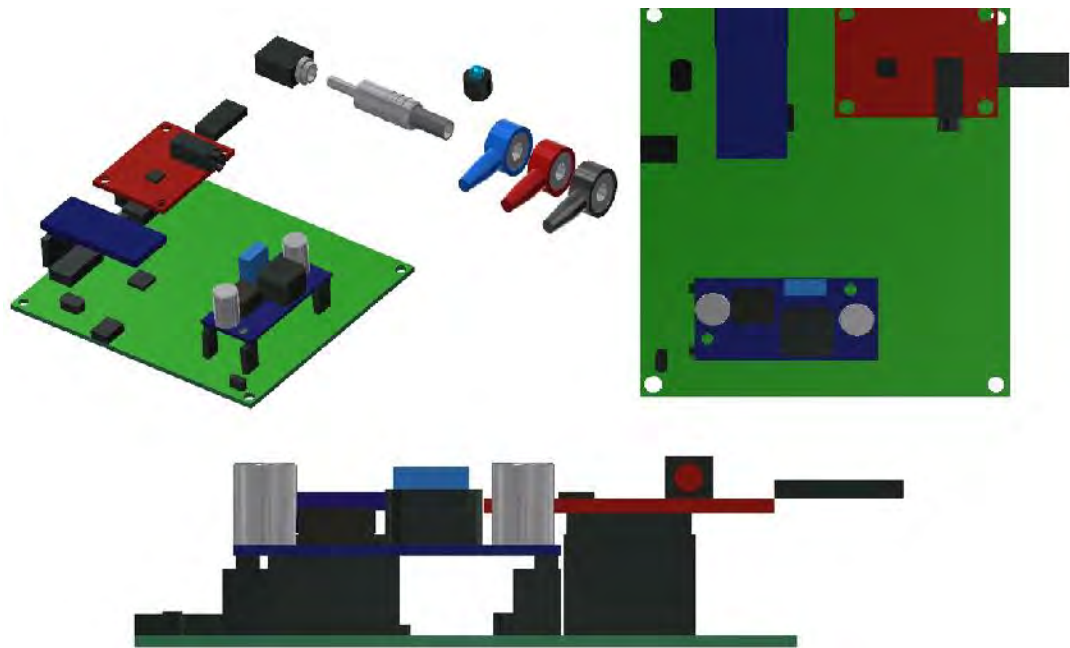


Figura 71 Modelado de las tarjetas desde diferentes ángulos
Fuente: Consuelo Cano

Modelado de la parte externa, ver Figura 72



Figura 72 Modelado parte externa
Fuente: Consuelo Cano

A continuación se muestra la unión de las partes externas e internas del chasis, ver Figura 73.

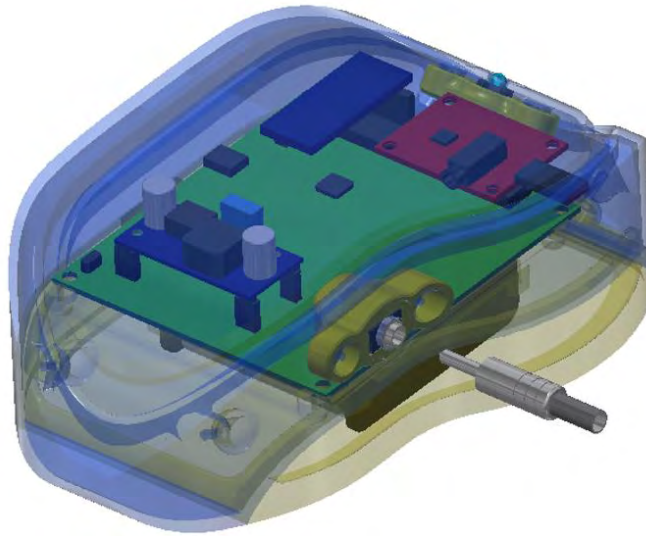


Figura 73 Modelado parte externa unida con parte interna
Fuente: Consuelo Cano

Impresión del chasis

Se utilizó una impresora 3D y el material ABS para la impresión las 5 piezas que componen el prototipo.

A continuación se mostrarán algunas imágenes del proceso de impresión, ver Figura 74, para mayor información ver el anexo 13.

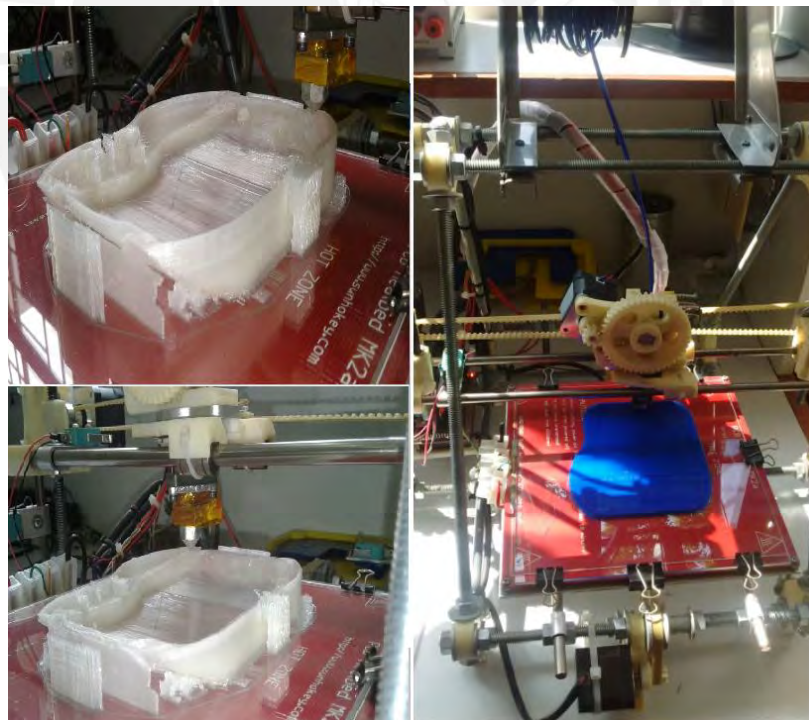


Figura 74 Impresión del Chasis en impresora 3D
Fuente: Elaboración propia

Acabados del Chasis

Para obtener un terminado lizo se requiere primero lijar las piezas luego de ser impresas, después se procede a masillar y volver a lijar para obtener un acabado como se muestra en la Figura 75.



*Figura 75 Proceso de masillado
Fuente: Elaboración propia*

Pintado del Chasis

Luego de que todas las piezas sean masilladas se procede a pintarlas con una capa de pintura de base, ver Figura 76, para finalmente ser pintadas con pintura gloss del color deseado, ver Figura 77.



*Figura 76 Pintura de Base
Fuente: Elaboración propia*



Figura 77 Módulo con acabado completo
Fuente: Elaboración propia



CONCLUSIONES

Con este trabajo de tesis se considera las siguientes conclusiones:

- Se logró implementar un sistema capaz de adquirir y transmitir vía comunicación inalámbrica la señal electrocardiográfica, que puede ser visualizada en un aplicativo a tiempo real, el cual se encuentra instalado en la computadora.
- Se realizó un programa capaz de filtrar y acondicionar la señal ECG.
- Se desarrolló una interfaz gráfica amigable al usuario.
- Se determinó que la utilización de cables apantallados mejora el rechazo del ruido el movimiento de estos en comparación con los multifilares.
- Se utilizaron filtros wavelet para mejorar la calidad de la señal luego de ser obtenida en la aplicación.
- Por las experiencias realizadas se verifica que al modificar el nombre y contraseña del módulo bluetooth se redujeron en su totalidad los problemas de conexión presentado durante las pruebas iniciales realizadas en la presente tesis.
- El prototipo desarrollado en la presente tesis tiene una interfaz amigable para el usuario que fue comprobado con la validación realizada por especialistas médicos.
- Se demostró que el prototipo diseñado es de bajo costo, lo cual contribuye al diseño de dispositivos médicos que pueden ser adquiridos por centros de salud que no cuenten con mucho presupuesto.
- Se ha sobrepasado los objetivos planteados inicialmente ya que la información adquirida por el Módulo CardioPUCP puede ser almacenada en un servidor, además se mejoró la seguridad de conexión entre la computadora y el equipo al agregarle una contraseña de enlace entre estos.

RECOMENDACIONES

Con este trabajo de tesis se considera las siguientes recomendaciones:

- Si bien con la derivación implementada (DII) se pueden detectar 7 tipos de arritmias, para poder realizar un diagnóstico completo se requiere realizar el diseño de un electrocardiograma de 12 Derivaciones, con las cuales se puede tener información del corazón más completa.
- Se podría unir el prototipo realizado en la presente tesis con un sensor de saturación de oxígeno en la sangre y obtener un módulo de monitoreo de signos vitales portátiles de bajo costo.
- Se recomienda diseñar una Jaula de Faraday para eliminar el ruido externo y mejorar la calidad de la señal.
- Para obtener mayor claridad en la señal es mejor utilizar filtros digitales que filtros analógicos ya que estos últimos aparte de consumir mayor potencia aumenta la complejidad de implementarlos conforme se incrementa su precisión
- Se recomienda la realización de un detector de batería baja ya que el equipo podría empezar a fallar sin que el usuario conozca el porqué de estas fallas.
- Se podría realizar un detector de electrodo desconectado, ya que de suceder podría causar una señal errónea.
- En la presente tesis se logró exportar los datos a una página web, posteriormente se puede crear una base de datos en la cual se puede guardar la información del paciente y poder realizar un seguimiento a su tratamiento.
- De las pruebas realizadas en los individuos voluntarios se determina la importancia de la ubicación del electrodo de referencia ya que de colocarse en la posición incorrecta generará mayor inestabilidad de la señal.
- En lo posible se deben utilizar electrodos desechables con gel conductor incorporado ya que reduce el ruido generado por el movimiento del mismo electrodo.

Bibliografía

- [1] Organización Mundial de la Salud, «Centro de Prensa: Las principales causas de defunción,» 2015. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs310/es/index1.htm> l. [Último acceso: 21 Marzo 2017].
- [2] Organización Panamericana de la Salud y la Organización Mundial de la Salud Oficina Regional de las Américas, «Mortalidad: Principales causas de muerte,» 2014. [En línea]. Available: <http://www.paho.org/data/index.php/en/indicators-mortality/mnu-lcd-en.html?showall=&start=1>. [Último acceso: 21 Marzo 2017].
- [3] Organización Mundial de la Salud, «Health workforce,» 2012. [En línea]. Available: <http://apps.who.int/gho/data/view.main.SDG3cv?lang=en>. [Último acceso: 21 Marzo 2017].
- [4] Organización Mundial de la Salud, «Centro de Prensa : Enfermedades cardiovasculares,» Enero 2015. [En línea]. Available: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/es/>. [Último acceso: 23 Marzo 2017].
- [5] Instituto Nacional de Estadística e Informática, «11 de Julio Día Mundial de la Población (2012),» [En línea]. Available: https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1032/libro.pdf. [Último acceso: 13 Abril 2017].
- [6] Ministerio de Salud , «Situación de salud del Perú - Indicadores Básicos 2014,» 2014. [En línea]. Available: <http://bvs.minsa.gob.pe/local/MINSA/3441.pdf>. [Último acceso: 13 Abril 2017].
- [7] Organización Mundial de la Salud, «El personal sanitario es imprescindible para lograr los Objetivos de Desarrollo del Milenio relacionados con la salud,» [En línea]. Available: http://www.who.int/hrh/workforce_mdgs/es/. [Último acceso: 06 05 2017].
- [8] Instituto Nacional de Estadísticas e Informática, «11 de Julio-Día mundial de la población (2014),» [En línea]. Available: https://www.inei.gob.pe/media/MenuRecursivo/publicaciones_digitales/Est/Lib1157/libro.pdf. [Último acceso: 13 Abril 2017].
- [9] j. Rodés, J. M. Piqué y A. Trilla, «Libro de la salud del Hospital Clínic de Barcelona y la Fundación BBVA,» Fundación BBVA, 2007. [En línea]. Available: <https://books.google.com.pe/books?id=SsMyl7M0nZYC&pg=PA241&lpg=PA241&dq=arritmias+libro+medico&source=bl&ots=RnKUreKuE7&sig=LtnB-dgIHm-fR7aWdl0GD898dY4&hl=es->

419&sa=X&ved=0CEIQ6AEwCjgKahUKEwjncjJ4LPIAhUGjA0KHR3cDjs#v=onepage&q=arritmias%20libro%20medico&.
[Último acceso: 2016 Julio 4].

- [10] J. Mateo Cortes, A. Raja Monroy y M. d. C. Cardeñosa Garcia, «sescam: Arritmias Cardiacas,» Area de Salud de Puertollano, [En línea]. Available: <http://www.gaplano.es/enfermeria/guias/ARRITMIAS%20CARDIACAS.pdf>. [Último acceso: 24 Marzo 2017].
- [11] A. Bayés de Luna, «Medwave,» [En línea]. Available: <http://www.medwave.cl/link.cgi/Medwave/PuestaDia/Suplementos/6815.act?ver=sindisenio>. [Último acceso: 22 Enero 2017].
- [12] MFI Medical Equipment Inc., «Schiller Cardiovit AT-10 Plus ECG System,» [En línea]. Available: <https://mfimedical.com/products/schiller-cardiovit-at-10-plus-ecg-system>. [Último acceso: 24 Marzo 2017].
- [13] MediKatálogo, «Electrocardiógrafo CONTEC ECG 600G 6 Canales Digital Tpouch,» [En línea]. Available: <https://www.medikatalogo.com.mx/tienda/consulta/equipo-medico/electrocardiografos/electrocardiografo-contec-ecg-600g-6-canales-digital-touch.html>. [Último acceso: 24 Marzo 2017].
- [14] Equimeed, «Electrocardiógrafo CONTEC ECG-600G DIGITAL 3/6 CANALES ECG/EKG,» popsalud, 8 Noviembre 2011. [En línea]. Available: <http://jalisco.popsalud.com/post/252s/electrocardiografo-contec-ecg-600g-digital-36-canales-ecgekg>. [Último acceso: 24 Marzo 2017].
- [15] DRE, «Monitor de Signos Vitales Waveline EZ MAX DRE,» 2017. [En línea]. Available: https://www.dremed.com/catalog/product_info.php/cPath/45_82_670/products_id/2402/language/es. [Último acceso: 28 Marzo 2017].
- [16] C. Alva, W. Reaño y J. Castillo, «Diseño y Construcción de un Electrocardiógrafo,» 2011. [En línea]. Available: http://www.urp.edu.pe/pdf/ingenieria/electronica/CIR-11_Electrocardiografo_de_Bajo_Costo.pdf. [Último acceso: 29 Marzo 2017].
- [17] M. A. Platas Garza, «SENSORES Y ELECTRODOS,» Facultad de Ingenieria Mecanica y Electrica- Universidad Autonoma de Nuevo León, [En línea]. Available: <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema6.pdf>.
- [18] Texas Heart Institute, «Anatomia del Corazón,» [En línea]. Available:

http://www.texasheart.org/HIC/Anatomy_Esp/anato_sp.cfm.
[Último acceso: 10 Abril 2017].

- [19] Apuntes de Electromedicina, «Curso Electrocardiógrafos,» [En línea]. Available: <http://www.electromedicina.pardell.es/curso-electrocardio-grafos.html>. [Último acceso: 10 04 2017].
- [20] J. Tresguerres, A. López-Calderón y M. Villanúa, «Anatomía y fisiología del Cuerpo Humano,» 2009. [En línea]. Available: <https://es.scribd.com/doc/130716932/Anatomia-y-Fisiologia-Del-Cuerpo-Humano-Tresguerres-Www-rinconmedico-smffy-com#scribd>. [Último acceso: 25 Marzo 2017].
- [21] My EKG La Web del Electrocardiograma, «Ondas del Electrocardiograma,» [En línea]. Available: <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/ondas-electrocardiograma.html>. [Último acceso: 01 Abril 2017].
- [22] Medvoice, «El Electrocardiograma (ECG),» [En línea]. Available: <http://www.medvoice.eu/esp/u6/u6.htm>. [Último acceso: 25 Marzo 2017].
- [23] W. Uribe Arango, M. Duque Ramírez y E. Medina Durango, «Electrocardiografía y arritmias,» Cardiología Clínica Medellín, [En línea]. Available: http://www.ria-online.com/webapp/uploads/112_layouted_ria_ria_libro-ekg-completo_20101025.pdf. [Último acceso: 25 Marzo 2017].
- [24] My EKG La Web del Electrocardiograma, «Derivaciones Cardiacas del Electrocardiograma,» [En línea]. Available: <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>. [Último acceso: 01 Abril 2017].
- [25] R. Del Aguila, «Electrodos para medir biopotenciales INSTRUMENTACIÓN BIOMEDICA,» 2010. [En línea]. Available: <http://www.efn.uncor.edu/escuelas/biomedica/Plandeestudios/materias%20completas/Instrumentacion%20biomedica/Materia/ago%202010/Electrodos.pdf>. [Último acceso: 29 Marzo 2017].
- [26] A. L. Garza Lerma, A. Vazquez Ibarra y R. Guzman Dionisio, «Biopotenciales,» [En línea]. Available: <http://arelyvaib.weebly.com/uploads/4/8/9/1/48919343/biopotenciales.pdf>. [Último acceso: 10 Abril 2017].
- [27] A. TUCCI R., «Instrumentación Biomédica,» [En línea]. Available: <https://books.google.com.pe/books?id=L3oVAgAAQBAJ&pg=PA135&lpg=PA135&dq=aplicacion+de+electrodos+de+superficie+en+el+cuerpo&source=bl&ots=7qrNFCdfrb&sig=YAGwuWaVJuX27nS8Zq6yARqmvTY&hl=es&sa=X&sqi=2&ved=0ahUKE>

wjUiaSUwaTTAhVLQCYKHdJGAZcQ6AEIVTAJ#v=onepage&q. [Último acceso: 14 Abril 2017].

- [28] J. Ramos Castro, «DETECCIÓN DE MICROPOTENCIALES AURICULARES DE ALTA FRECUENCIA,» [En línea]. Available: <http://petrus.upc.es/wwwdib/tesis/Jramos/cap2.pdf>. [Último acceso: 13 Abril 2017].
- [29] A. Ochoa, A. González, L. J. Mena, V. Félix y W. Mata, «Prototipo para la adquisición y procesamiento de bioseñales cardiacas con tecnología inalámbrica,» [En línea]. Available: <http://www.iiis.org/CDs2016/CD2016Summer/papers/CA794HD.pdf>. [Último acceso: 13 Abril 2017].
- [30] J. P. Blázquez, «Introduccion a los Sistemas de Comunicacion inalambrica,» 2012. [En línea]. Available: [https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_\(Modulo_1\).pdf](https://www.exabyteinformatica.com/uoc/Informatica/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles/Tecnologia_y_desarrollo_en_dispositivos_moviles_(Modulo_1).pdf). [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [31] TeachTarget, «Wireless Communication Service,» [En línea]. Available: <http://whatis.techtarget.com/definition/Wireless-Communications-Service-WCS>. [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [32] Informatica Moderna, «Las redes inalambricas,» [En línea]. Available: http://www.informaticamoderna.com/Redes_inalam.htm. [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [33] Luis Fernando Valle Islas, «Coexistencia de Redes WLAN & WPAN,» [En línea]. Available: http://catarina.udlap.mx/u_dl_a/tales/documentos/lem/valle_i_lf/capitulo2.pdf. [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [34] ADSLZone, «WiFi vs Bluetooth: diferencias, ventajas e inconvenientes,» [En línea]. Available: <http://www.adslzone.net/2014/11/27/wifi-vs-bluetooth-diferencias-ventajas-e-inconvenientes/>. [Último acceso: 01 Abril 2017].
- [35] Sparkfun, «AD8232 Heart Rate Monitor Hookup Guide,» [En línea]. Available: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/ad8232-heart-rate-monitor-hookup-guide/connecting-the-hardware>.
- [36] J. F. GUERRERO MARTÍNEZ, «Tema 9: Sistemas de Instrumentación Médica,» 2010. [En línea]. Available: http://ocw.uv.es/ingenieria-y-arquitectura/1-5/ib_material/IB_T9_OCW.pdf. [Último acceso: 17 Abril 2017].

- [37] Hindawi, «VLSI Design,» [En línea]. Available: <https://www.hindawi.com/journals/vlsi/2013/210265/?cfid=750959488&cftoken=81484275>. [Último acceso: 24 Mayo 2017].
- [38] Analog Devices, «Low Cost, Low Power AD620,» [En línea]. Available: <http://users.ece.utexas.edu/~valvano/Datasheets/AD620.pdf>.
- [39] Analog Devices, «Single-Lead, Heart Rate Monitor Front End AD8232,» [En línea]. Available: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/527942/AD/AD8232.html>. [Último acceso: 29 Marzo 2017].
- [40] STMicroelectronics, «TL084ACD Datasheet,» [En línea]. Available: <http://html.alldatasheet.es/html-pdf/25402/STMICROELECTRONICS/TL084ACD/9757/6/TL084ACD.html>. [Último acceso: 17 Abril 2017].
- [41] Texas Instruments, «OP227,» [En línea]. Available: <http://html.alldatasheet.es/html-pdf/85630/AD/OP227/19/1/OP227.html>. [Último acceso: 30 Mayo 2017].
- [42] Dalcame, «Electrocardiografía (ECG),» [En línea]. Available: <http://www.dalcame.com/ecg.html#.WU9VoGg19PY>. [Último acceso: 01 06 2017].
- [43] Electronios Caldas, «Modulo Bluetooth HC06,» [En línea]. Available: <http://www.electronicoscaldas.com/modulos-rf/482-modulo-bluetooth-hc-06.html>. [Último acceso: 2 Junio 2017].
- [44] ATMEL Corporation, «ALLDATASHEET,» [En línea]. Available: <http://www.alldatasheet.es/datasheet-pdf/pdf/83751/ATMEL/ATMEGA88.html>. [Último acceso: 02 Junio 2017].
- [45] Atmel, «ATmega 8,» [En línea]. Available: http://www.atmel.com/Images/Atmel-2486-8-bit-AVR-microcontroller-ATmega8_L_datasheet.pdf. [Último acceso: 01 06 2017].
- [46] MMicrochip, «MCP1700,» [En línea]. Available: <http://www.mouser.com/ds/2/268/20001826C-320934.pdf>. [Último acceso: 2 Junio 2017].
- [47] Alldatasheet, «HT7333,» [En línea]. Available: <http://pdf1.alldatasheet.es/datasheet-pdf/view/102443/HOLTEK/HT7333.html>. [Último acceso: 22 Abril 2017].
- [48] Texas instruments, «TLV2217-33,» [En línea]. Available: <http://www.alldatasheet.co.kr/datasheet->

- pdf/pdf_kor/28955/TI/TLV2217-33.html. [Último acceso: 22 Abril 2017].
- [49] G. Pozas Garza, «Electrocardiograma y su tecnología,» [En línea]. Available: http://www.cmzh.com.mx/media/108934/rev_24_elelectricardiogramasutecnologia.pdf. [Último acceso: 01 06 2017].
- [50] Duracell, «Alkaline-Manganese Dioxide Battery,» [En línea]. Available: http://www.tme.eu/es/Document/d3b3edbc5c72954dbfb0ff1a6877282c/BAT-LR6_DR.pdf. [Último acceso: 15 06 2017].
- [51] Jameco Electronics, «LM2596,» [En línea]. Available: <http://www.jameco.com/Jameco/Products/ProdDS/836369.pdf>. [Último acceso: 22 Abril 2017].
- [52] omnla, «Omnla Global Medical Directory,» [En línea]. Available: <https://www.omniagmd.com/product/prosim-4-vital-signs-patient-simulator>. [Último acceso: 6 Enero 2018].
- [53] Association for the Advancement of Medical Instrumentation, «ANSI/AAMI EC13:2002 Cardiac monitors, heart rate meters, and alarms,» Arlington, Virginia, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 2002, p. 21.
- [54] Microchip, «Alldatasheet: PIC 16F87X,» [En línea]. Available: <http://html.alldatasheet.com/html-pdf/75016/MICROCHIP/PIC16F877/9907/24/PIC16F877.html>. [Último acceso: 01 Abril 2017].
- [55] Atmel, «Alldatasheet: Atmega 48/V, Atmega 88/V, Atmega 168/V,» [En línea]. Available: <http://www.alldatasheet.com/datasheet-pdf/pdf/83751/ATMEL/ATMEGA88.html>. [Último acceso: 01 Abril 2017].
- [56] Equipos Interferenciales, «Consumibles de Electrodiagnóstico TECHNOMED,» [En línea]. Available: <http://www.interferenciales.com.mx/productos.php?aid=53&menu=area&mid=47>. [Último acceso: 10 Abril 2017].
- [57] ElectronicLab, «Ingeniería y Diseño Electronico,» 14 Abril 2017. [En línea]. Available: <https://electronilab.co/tienda/modulo-bluetooth-hc-05-serial-rs232/>.
- [58] Electronica Embajadores, «Modulo RF Transceptor,» [En línea]. Available: <http://www.electronicaembajadores.com/Productos/Detalle/-1/LCRFTR4/modulo-rf-transceptor-serie-433-mhz-1km--transceiver->. [Último acceso: 2017 Abril 14].

- [59] PatagoniacTec, «Modulo Emisor y Receptor RF,» [En línea]. Available: <http://saber.patagoniatec.com/modulos-emisor-y-receptor-rf-433mhz/>. [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [60] Sparkfun, «Wifi Module-ESP8266,» [En línea]. Available: <https://www.sparkfun.com/products/13678>. [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [61] Naylamp, «ESP8266 Partel,» [En línea]. Available: http://www.naylampmechatronics.com/blog/21_Tutorial-ESP8266-Parte-I.html. [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [62] Robotica, «Manual Modulo WIFI de MOWAY,» [En línea]. Available: http://s3-eu-west-1.amazonaws.com/robotica/uploads/items/ITEM_1996_DOCPROD.pdf. [Último acceso: 14 Abril 2017].
- [63] EEKFactory, «Bluetooth HC05 Y HC06,» [En línea]. Available: <http://www.geekfactory.mx/tutoriales/bluetooth-hc-05-y-hc-06-tutorial-de-configuracion/>. [Último acceso: 15 Abril 2017].
- [64] Analog Devices, «Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier AD620,» [En línea]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>. [Último acceso: 18 Abril 2017].