



**ESCUELA SUPERIOR POLITECNICA DE
CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA
ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN TELECOMUNICACIONES
Y REDES**

**“DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROCARDÍOGRAFO
PORTÁTIL DE TRES DERIVACIONES PARA EL DIAGNÓSTICO DE
ARRITMIAS EN PACIENTES DE ZONAS RURALES DEL CANTÓN
RIOBAMBA”**

TRABAJO DE TITULACIÓN

Tipo: PROYECTO TÉCNICO

Presentado para optar al grado académico de:

INGENIERO EN ELECTRÓNICA, TELECOMUNICACIONES Y REDES

AUTOR: GARCIA SARAGURO DIEGO ALEJANDRO

TUTOR: Ing. Alberto Arellano Aucancela

Riobamba-Ecuador

2019

@2019, Diego Alejandro García Saraguro.

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el

Derecho de Autor.

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO

FACULTAD DE INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA

**ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA EN TELECOMUNICACIONES Y
REDES**

El Tribunal de trabajo de titulación certifica que: El trabajo de titulación: **DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ELECTROCARDIÓGRAFO PORTÁTIL DE TRES DERIVACIONES PARA EL DIAGNÓSTICO DE ARRITMIAS EN PACIENTES DE ZONAS RURALES DEL CANTÓN RIOBAMBA**, de responsabilidad del Diego Alejandro Garcia Saraguro, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del trabajo de titulación quedando autorizado su presentación.

Ing. Washington Luna

**DECANO DE LA FACULTAD DE
INFORMÁTICA Y ELECTRÓNICA** _____

Ing. Patricio Romero

**DIRECTOR DE LA ESCUELA DE
INGENIERÍA ELECTRÓNICA,
TELECOMUNICACIONES Y REDES** _____

Ing. Alberto Arellano Aucancela

DIRECTOR DE TESIS _____

Ing. Diego Veloz

MIEMBRO DEL TRIBUNAL _____

Yo, Diego Alejandro García Saraguro, soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en esta Tesis y el patrimonio intelectual del Trabajo de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Diego Alejandro García Saraguro

DEDICATORIA

A mi madre Sonia y mi hermano Isaac por ser mi ejemplo, apoyo, orgullo y motor de mi vida. A mi abuela Juanita y mi abuelo Miguel quienes han constituido apoyo fundamental en mi formación humana.

Diego

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios por darme las herramientas, valor, entereza, salud, inteligencia, guía y fuerza para haber podido culminar con éxito mis estudios.

Agradezco a mi madre Sonia, mi hermano Isaac, mi novia Anita, a mis perritos Fo, Hanna y Rufito por acompañarme durante todo este proceso, llenar mis días de fortaleza, animarme cada día a esforzarme, no rendirme y dar lo mejor de mí, por todo su apoyo y amor.

Agradezco, a mi primo Juan por su guía y compañía durante todo mi proceso de formación personal y académica.

Agradezco, a todos mis primos y primas, en especial a Patricio, Marco y Diego, a todos mis tíos y tías en especial a Ximena, Nelly y Narkha quienes siempre me apoyaron, creyeron y estuvieron conmigo.

A mis abuelos Juanita y Miguel, a toda mi familia por tanto amor.

A la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo por todas las enseñanzas y experiencias que me dejó.

Diego

TABLA DE CONTENIDO

ÍNDICE DE TABLAS.....	xi
ÍNDICE DE FIGURAS.....	xii
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xvi
RESUMEN.....	xvii
ABSTRACT.....	xviii
INTRODUCCIÓN.....	1

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO.....	6
1.1 Funcionamiento bioeléctrico del corazón.....	6
1.1.1 <i>Origen del latido.....</i>	7
1.1.2 <i>Frecuencia cardiaca.....</i>	8
1.1.2.1 <i>Arritmias Cardiacas.....</i>	8
1.1.3 <i>Medición de potenciales bioeléctricos.....</i>	9
1.2 El electrocardiograma.....	10
1.2.3 <i>Ondas componentes de la señal electrocardiográfica.....</i>	10
1.2.4 <i>Derivaciones.....</i>	11
1.2.4.1 <i>Tipos de Derivaciones.....</i>	11
1.2.5 <i>Alteraciones en la adquisición señal electrocardiográfica.....</i>	12
1.2.6 <i>Electrocardiógrafos portátiles comerciales.....</i>	13
1.3 Arquitectura de los equipos EKG.....	15
1.3.3 <i>Adquisición.....</i>	16
1.3.4 <i>Adecuación.....</i>	18
1.3.4.1 <i>Amplificación.....</i>	18
1.3.4.2 <i>Filtrado.....</i>	21
1.3.3 <i>Procesamiento digital de la señal.....</i>	22
1.3.3.1 <i>Tarjetas para el procesamiento digital de la señal.....</i>	23
1.3.4 <i>Visualización.....</i>	26
1.4 Estado del Arte.....	26

1.4.1	<i>El internet de las cosas y los sistemas embebidos</i>	26
1.4.1	<i>Tecnologías para los Sistemas embebidos</i>	27
1.4.2	<i>Proyectos con sistemas embebidos</i>	28
1.4.3	<i>Proyectos médicos con sistemas embebidos</i>	29
1.4.4	<i>Tendencias de los sistemas embebidos y el internet de las cosas</i>	30
1.4.4.1	<i>La miniaturización de los sistemas embebidos</i>	34

CAPÍTULO II

2	MARCO METODOLÓGICO	36
2.1	Métodos y técnicas de investigación	36
2.1.1	<i>Metodología de investigación</i>	36
2.1.2	<i>Técnicas de investigación</i>	36
2.2	Requerimientos de diseño	38
2.3	Concepción de la arquitectura general del prototipo	38
2.4	Diseño de la Arquitectura de los módulos	39
2.4.1	<i>Arquitectura de la Etapa de Adquisición</i>	39
2.4.2	<i>Arquitectura del Módulo de Adecuación</i>	40
2.4.3	<i>Arquitectura del Módulo de Procesamiento</i>	41
2.4.4	<i>Arquitectura del Módulo de Visualización</i>	42
2.5	Selección de los elementos que conforman el prototipo	43
2.4.1	<i>Electrodos</i>	43
2.4.2	<i>Amplificador de instrumentación</i>	44
2.4.3	<i>Filtros</i>	47
2.4.4	<i>Tarjetas para el procesamiento</i>	50
2.4.5	<i>Pantalla</i>	50
2.4.6	<i>Alimentación del sistema</i>	50
2.6	Diseño del circuito de Adecuación	53
2.6.1	<i>Amplificador de Instrumentación</i>	53
2.6.2	<i>Diseño de Filtros</i>	55
2.6.2.1	<i>Filtro Butterworth pasa bajas de 8vo orden</i>	55
2.6.2.2	<i>Filtro Butterworth pasa altas de 8vo orden</i>	60

2.6.3	<i>Circuito de Offset</i>	63
2.6.4	<i>Alimentación del circuito</i>	64
2.5.5	<i>Diseño PCB del circuito</i>	65
2.7	Esquema de conexión del prototipo	66
2.7.1	<i>Esquema de conexión entre el PCB y la tarjeta de sonido</i>	66
2.7.2	<i>Esquema de conexión entre la tarjeta de audio y la Raspberry Pi 3 Model B+</i>	67
2.7.3	<i>Esquema de conexión entre Raspberry Pi 3 Model B+, batería y pantalla</i>	68
2.8	Diseño del software	69
2.8.1	<i>Requerimientos del software</i>	69
2.8.2	<i>Elementos para la construcción del software</i>	69
2.8.3	<i>Desarrollo de la interfaz gráfica</i>	70
2.8.4	<i>Desarrollo del software en Spyder</i>	73
2.8.4.1	<i>Ventana principal</i>	75
2.8.4.2	<i>Ventana secundaria</i>	80

CAPÍTULO III

3	MARCO DE RESULTADOS	87
3.1	Pruebas del hardware	87
3.1.1	<i>Validación del circuito de adecuación</i>	87
3.1.1.1	<i>Validación de los filtros</i>	88
3.1.1.2	<i>Validación de la etapa de Offset</i>	101
3.1.2	<i>Consumo de energía del dispositivo</i>	102
3.2	Pruebas del software	103
3.2.1	<i>Pruebas del funcionamiento de las interfaces gráficas de usuario</i>	103
3.2.1.1	<i>Validación de los datos ingresados</i>	104
3.2.1.2	<i>Validación de los botones</i>	105
3.2.1.3	<i>Validación del tratamiento de la señal</i>	113
3.2.2	<i>Prueba de Repetitividad</i>	117
3.2.3.1	<i>Repetitividad en el cálculo de los BPM</i>	117
3.2.4	<i>Tiempo de respuesta del software</i>	119
3.3	Pruebas del hardware y software del dispositivo	120
3.3.1	<i>Coficiente de correlación</i>	120

3.3.2	<i>Error en las lecturas de frecuencia cardiaca</i>	127
3.4	Análisis económico del dispositivo	131
	CONCLUSIONES	132
	RECOMENDACIONES	133
	BIBLIOGRAFÍA	
	ANEXOS	

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1-1:	Comparación entre equipos portátiles comerciales para realizar EKG	14
Tabla 2-1:	Comparación entre los tipos de electrodos existentes en el mercado.	18
Tabla 3-1:	Comparación entre 3 tarjetas de desarrollo.	25
Tabla 1-2:	Comparación entre electrodos del tipo adhesivo-desechable.	43
Tabla 2-2:	Comparación entre cuatro amplificadores de instrumentación	47
Tabla 3-2:	Comparación entre OPAMs para el filtrado	49
Tabla 4-2:	Modelos de tarjetas Raspberry	50
Tabla 5-2:	Valores iniciales de los capacitores.	58
Tabla 6-2:	Valores de los capacitores para $f_c=250$ Hz.	59
Tabla 7-2:	Códigos comerciales y cantidad de capacitores	60
Tabla 8-2:	Valores de las resistencias para el filtro pasa alta con $f_c=0.500$ Hz.....	62
Tabla 9-2:	Conexiones entre la pantalla y la tarjeta de procesamiento.....	69
Tabla 1-3:	Respuesta del filtro pasa alta ante diferentes frecuencias.....	92
Tabla 2-3:	Respuesta del filtro pasa baja ante diferentes frecuencias.....	94
Tabla 3-3:	Comparación entre los resultados del software con los del laboratorio.	95
Tabla 4-3:	Respuesta del filtro pasa baja ante diferentes frecuencias.....	98
Tabla 5-3:	Respuesta del filtro pasa alta ante diferentes frecuencias.....	100
Tabla 6-3:	Comparación entre los resultados del software con los del laboratorio..	100
Tabla 7-3:	Consumo de voltaje y corriente del dispositivo implementado.....	102
Tabla 8-3:	Mediciones para evaluar repetitividad del dispositivo..	118
Tabla 9-3:	Tiempos de respuesta del software del dispositivo.....	119
Tabla 10-3:	Interpretación de los valores del coeficiente de correlación.....	120
Tabla 11-3:	Comparación entre imágenes obtenidas por software profesional... ..	125
Tabla 12-3:	Comparación entre el conteo de BPM manual y el de nuestro dispositivo.. ..	127
Tabla 13-3:	Valoración numérica de la interpretación de diferencia de BPM.....	128
Tabla 14-3:	Comparación entre el conteo de BPM equipo comercial y del dispositivo.....	129
Tabla 15-3:	Porcentaje de interpretación de la diferencia de BPM.....	130
Tabla 16-3:	Presupuesto del dispositivo implementado.....	131

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1-1:	Respuesta eléctrica de la célula ante un estímulo.	7
Figura 2-1:	Modelo eléctrico de la piel.....	9
Figura 3-1:	Ondas componentes de la señal EKG.	10
Figura 4-1:	Arquitectura de los equipos EKG.	15
Figura 5-1:	Electrodo de tipo adhesivo desechable.	17
Figura 6-1:	Electrodo de succión o ventosa.....	157
Figura 7-1:	Electrodos de pinza.	157
Figura 8-1:	Cinturón de electrodos.	158
Figura 9-1:	Amplificador de instrumentación.....	20
Figura 10-1:	Arduino Mega.	24
Figura 11-1:	Raspberry Pi 3 Model B+.	24
Figura 12-1:	Intel Galileo	25
Figura 1-2:	Arquitectura general del dispositivo.	38
Figura 2-2:	Arquitectura del Módulo de Adquisición.....	40
Figura 3-2:	Arquitectura del Módulo de Adecuación	41
Figura 4-2:	Arquitectura del Módulo de Procesamiento.....	42
Figura 5-2:	Arquitectura del Módulo de Visualización.	42
Figura 6-2:	Conector jack de 3.5mm.	44
Figura 7-2:	Conexión de los gafetes.	44
Figura 8-2:	Cable para la adquisición de la señal EKG.....	44
Figura 9-2:	Datasheet TL084.....	50
Figura 10-2:	Pantalla Raspberry Pi touch display 7".....	52
Figura 11-2:	Partes de la batería Rpi-Powerpack	53
Figura 12-2:	Datasheet AD620.	54
Figura 13-2:	Diagrama de conexión del AD620.....	55
Figura 14-2:	Configuración Sallen-Key para el filtro pasa bajas.....	56
Figura 15-2:	Diagrama de conexión del filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 250 Hz..	60
Figura 16-2:	Configuración Sallen-Key para el filtro pasa altas.	61
Figura 17-2:	Diagrama de conexión del filtro pasa altas con frecuencia de corte de 0.500 Hz.	63
Figura 18-2:	Datasheet LF353	64

Figura 19-2: Diagrama de conexión del circuito de offset	64
Figura 20-2: Diagrama de conexión del circuito de EKG.	64
Figura 21-2: Baterías de 9V conectadas en serie	65
Figura 22-2: Diseño de la placa PCB del circuito de adecuación en Fritzing.....	65
Figura 23-2: Placa PCB real	66
Figura 24-2: Esquema de conexión entre la placa PCB y la tarjeta de sonido.	67
Figura 25-2: Esquema de conexión entre la tarjeta de sonido y el módulo de procesamiento .	68
Figura 26-2: Esquema de conexión entre los módulos de procesamiento y visualización.	68
Figura 27-2: Vista principal de la interfaz gráfica del software.	71
Figura 28-2: Vista de registro de la señal EKG del software.	72
Figura 29-2: Código para transformar archivos de .ui a .py.	73
Figura 30-2: Desarrollo del código en el software Spyder.	74
Figura 31-2: Diagrama de flujo para validar visualmente los campos de datos del paciente. ...	75
Figura 32-2: Diagrama de flujo para validar los campos de datos del paciente.	76
Figura 33-2: Diagrama de flujo para borrar los campos de datos del paciente.....	77
Figura 34-2: Diagrama de flujo para almacenar los campos de datos del paciente	77
Figura 35-2: Diagrama de flujo para generar un archivo PDF.	78
Figura 36-2: Diagrama de flujo para empezar el registro de la señal EKG.	79
Figura 37-2: Diagrama de flujo para subir el archivo pdf a Dropbox.....	80
Figura 38-2: Diagrama de flujo para cambiar de ventana.....	81
Figura 39-2: Diagrama de flujo para captura de pantalla.	81
Figura 40-2: Diagrama de flujo para invertir señal.....	82
Figura 41-2: Diagrama de flujo para la auto escala.	82
Figura 42-2: Diagrama de flujo para pausar/reanudar la captura de la señal.....	83
Figura 43-2: Diagrama de flujo para Cálculo BPM.....	84
Figura 44-2: Diagrama de flujo del programa principal	85
Figura 1-3: Parte interna y externa del dispositivo implementado	87
Figura 2-3: Diagrama de Bode del filtro pasa alto.....	89
Figura 3-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia igual a la f_c	90
Figura 4-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia menor a la f_c	91
Figura 5-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia mayor a la f_c	91
Figura 6-3: Filtro pasa alto y pasa bajo implementado en el laboratorio de la ESPOCH.....	93
Figura 7-3: Generador de funciones con frecuencia de 10.24 Hz.....	93

Figura 8-3:	Señal resultante visualizada en el osciloscopio real.....	94
Figura 9-3:	Diagrama de Bode del filtro pasa bajo.....	95
Figura 10-3:	Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia igual a la f_c	96
Figura 11-3:	Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia mayor a la f_c	97
Figura 12-3:	Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia menor a la f_c	98
Figura 13-3:	Generador de funciones con frecuencia de 247.1 Hz.....	99
Figura 14-3:	Señal resultante visualizada en el osciloscopio real.....	99
Figura 15-3:	Señal graficada sin la etapa de offset.....	101
Figura 16-3:	Señal graficada con la etapa de offset.....	101
Figura 17-3:	Software en funcionamiento	103
Figura 18-3:	Ingreso de datos de paciente incorrectos.....	104
Figura 19-3:	Ingreso de datos de paciente correctos.....	104
Figura 20-3:	Validación nombre del médico	105
Figura 21-3:	Validación del botón “Almacenar Datos”	105
Figura 22-3:	Funcionamiento botón “Generar PDF”	106
Figura 23-3:	PDF almacenado en la carpeta contenedora	106
Figura 24-3:	PDF generado.....	107
Figura 25-3:	Ingreso de Token y subida de archivo a la nube	108
Figura 26-3:	PDF almacenado en la nube.....	108
Figura 27-3:	Borrado de los datos ingresados.....	109
Figura 28-3:	Apertura de la ventana secundaria	110
Figura 29-3:	Mensaje de captura de pantalla realizado	110
Figura 30-3:	Imagen almacenada en la carpeta contenedora.	111
Figura 31-3:	Captura de pantalla de un segmento de la señal EKG	111
Figura 32-3:	Apertura de la ventana secundaria	112
Figura 33-3:	Retorno a la ventana principal	112
Figura 34-3:	Número de picos visualizados	113
Figura 35-3:	Resultado del cálculo de los BPM.	113
Figura 36-3:	Visualización de distintos mensajes dependiendo el valor de los BPM	113
Figura 37-3:	Señal normal y señal invertida.....	114
Figura 38-3:	Señal con y sin la auto escala activada	115
Figura 39-3:	Señal filtrada con diferentes frecuencias de corte.....	116
Figura 40-3:	Lectura y almacenamiento de las imágenes.....	121

Figura 41-3: Corte de las imágenes.	122
Figura 42-3: Conversión a escala de grises.....	122
Figura 43-3: Binarización de las imágenes.	123
Figura 44-3: Imagen de nuestro software antes y después de ser procesada.	123
Figura 45-3: Imagen de otro software antes y después de ser procesada.	124
Figura 46-3: Resultado del coeficiente de correlación entre estas imágenes.....	124
Figura 47-3: Oxímetro/Pulsímetro comercial.	129

ÍNDICE DE ANEXOS

ANEXO A: CÓDIGO PRINCIPAL DEL SOFTWARE DEL DISPOSITIVO.

RESUMEN

Se implementó un electrocardiógrafo portátil de tres derivaciones que permite realizar el diagnóstico de arritmias en pacientes de zonas rurales del cantón Riobamba. Para determinar los requerimientos de diseño del dispositivo, se realizaron estudios exploratorios, descriptivos y correlacionales mediante los cuales se estableció la arquitectura, etapas, selección de elementos y parámetros técnicos que se deben seguir para diseñar e implementar un dispositivo capaz de capturar la actividad eléctrica del corazón. Se desarrolló un sistema embebido modular de 6 etapas contenidas en 4 módulos: el módulo de adquisición compuesto por electrodos y cables colocados estratégicamente en el pecho del paciente, son los encargados de capturar la señal y trasladarla al módulo de adecuación donde un circuito electrónico se encarga de amplificar, filtrar y adecuar la señal para después ser llevada al módulo de procesamiento, donde la señal primero es digitalizada y a través de software procesada para poder ser representada gráficamente y en tiempo real en el módulo de visualización compuesto por una pantalla táctil. La interfaz gráfica del software permite invertir, pausar y modificar la señal, calcular la frecuencia cardiaca y generar informes que se suben a la nube. En pruebas del prototipo y pruebas de simulación, se obtuvieron atenuaciones de -3 dB para los rangos de frecuencias que fueron diseñados los filtros. Mediante procesamiento digital de imágenes se determinó que existe una correlación del 90% entre las imágenes capturadas por el dispositivo desarrollado con las de un equipo comercial. En la prueba de repetitividad al obtenerse un valor menor al 10%, se confirmó la estabilidad del dispositivo. Se obtuvo un tiempo de respuesta promedio de 5.34 segundos en el software, el dispositivo cuenta con una autonomía de la red eléctrica de 9 horas. Se recomienda automatizar el cálculo de la frecuencia cardiaca y mejorar su margen de efectividad.

Palabras clave: <INGENIERÍA Y TECNOLOGÍA ELECTRÓNICA>, <SISTEMAS EMBEBIDOS>, <BIOSEÑALES>, <MONITOREO CARDIACO>, <ELECTROCARDIOGRAMA (ECG)>, <DERIVACIONES>, <PYTHON (SOFTWARE)>, <INTERNET DE LAS COSAS>.

ABSTRACT

A portable electrocardiogram of referrals is implemented to allow the diagnosis of leases in the rural areas of the Riobamba canton. To determine the design requirements of the device, the study studies, the descriptive studies and the correlational one through which the architecture is seen, the stages selection of elements and technical parameters that must be followed to designed and implement a device capable of capturing the electrical activity of the heart. The aim is to develop a 6-stage modular embedded system contained in 4 modules: the acquisition module composed of electrodes and cables placed strategically in the patient's chest, responsible for capturing the signal and transmission in the adaptation module where the circuit electronic is responsible for amplifying, filtering and adapting the signal to be taken to the processing module, where the signal is first digitized trough the software is processed to be represented graphically and in real time in the display module composed of a touch screen. The graphical interface of the software allows to invert, pause and modify the signal, calculate the heart rate and generate reports that are uploaded to the cloud. In prototype tests and simulation tests, attenuations of -3dB were obtained for the frequency ranges that the filters were selected. Through the digital processing if the images, it is determined that there is a 90% correlation between the images captured by the device developed with the commercial team. In the repetitiveness test. When obtaining a value less than 10% the stability of the device is confirmed. An average response time of 5.34 seconds was obtained is the software, the device has a power network autonomy of 9 hours. It is recommended to automate the calculation of the heart rate and improve its margin of effectiveness.

Palabras clave: <ELECTRONIC ENGINEERING AND TECHNOLOGY>, <EMBEDDED SYSTEMS>, <BIOSIGNAL>, <CARDIAC MONITORING>, <ELECTROCARDIOGRAM (ECG)>, <DERIVATIONS >, <PYTHON (SOFTWARE)>, <INTERNET OF THINGS>

INTRODUCCIÓN

El primer electrocardiógrafo fue desarrollado por Williem Einthoven en el año 1903, este dispositivo necesitaba de 5 personas para ponerlo en funcionamiento y pesaba 250Kg. Por su tamaño era muy difícil moverlo, se lo implemento en un laboratorio a 1.5Km del hospital y se conectaba por medio de una línea telefónica. Los pacientes para ser examinados tenían que poner sus extremidades en un recipiente que tenía una solución conductora y el registro del examen se lo realizaba desde el laboratorio (Lama T, 2004).

En Chile en el año 2010 en la Universidad de Talca, fue desarrollado en la escuela de ingeniería informática empresarial un electrocardiógrafo digital con microprocesadores que filtraban y amplificaban la señal obtenida, este dispositivo no es portable y no cuenta con conexión inalámbrica (Vidal y Rojas, 2010).

En Lima-Perú en el año 2011 en la Universidad Ricardo Palma, fue desarrollado por tres estudiantes de la facultad de ingeniería electrónica un electrocardiógrafo de bajo costo que acondicionaba específicamente la señal obtenida por la derivación II del corazón, este diseño no contaba con la posibilidad de comunicarse de manera inalámbrica (Alva et al, 2011).

En la Habana-Cuba en el año 2015 en el Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría se desarrolló un sistema de adquisición y procesamiento de la señal de ECG pero basado en instrumentación virtual, es decir solo se necesitaba de un interfaz que permita la comunicación entre los electrodos del paciente con un computador y desde este se realizaba todo el procesamiento de la señal por software (Bistel y Fajardo, 2015).

En la Universidad de Sevilla (España) se diseñó e implemento un prototipo de electrocardiógrafo portátil montado sobre una placa PCB, lo que hizo que el circuito añadiera una cantidad considerable de ruido en la señal, por lo que fue necesario filtrar la señal obtenida con Matlab. La señal obtenida al final de este proceso se la visualiza a través de la pantalla de un ordenador (Peralta 2016) .

La Universidad Politécnica de Cataluña diseño y patento un electrocardiógrafo para realizar prediagnóstico cardiovascular en menos de un minuto. Este sistema es el primero en su tipo que

es capaz de mediante el contacto de las extremidades (manos y pies) con dos pares de sensores, poder detectar la actividad eléctrica y mecánica del corazón (Universidad Politécnica de Cataluña, 2017).

En Ecuador en el año 2012 se realizó un trabajo de tesis en la Universidad Politécnica Salesiana donde se desarrolló un electrocardiógrafo portátil de una sola derivación con conexión inalámbrica a teléfonos inteligentes (Culcay y Molina, 2012). Mientras que la Universidad de las Fuerzas Armadas se elaboró como proyecto de tesis un electrocardiógrafo portátil controlado por un DSPIC que contaba con la posibilidad de comunicarse vía bluetooth (Benalcázar y Falconí, 2014).

En la Escuela Superior Politécnica del Litoral (Guayaquil-Ecuador) en el año 2015 se realizó el diseño de un electrocardiógrafo que permite la visualización en tiempo real de la señal cardíaca en una tablet o dispositivo Android mediante una comunicación inalámbrica (Calle y Señalín, 2015).

En la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo no existe un trabajo de titulación sobre monitoreo cardíaco. En el año 2016 se presentó una tesis de grado para desarrollar un prototipo que permita medir el pulso cardíaco de manera inalámbrica pero no permitía realizar un electrocardiograma (Gallo, 2016).

FORMULACIÓN DEL PROBLEMA

¿Cómo se puede diseñar y construir un prototipo de sistema embebido para realizar el monitoreo en tiempo real de la actividad eléctrica del corazón?

SISTEMATIZACIÓN DEL PROBLEMA

- ¿Qué software se puede utilizar para el procesamiento de las señales provenientes del corazón?
- ¿Cuáles son las aplicaciones del procesamiento de la señal digital?
- ¿Qué problemas implica el manejo y obtención de una señal proveniente del corazón?
- ¿Qué aplicaciones se le puede dar a la información obtenida?
- ¿Cuáles es la ventaja económica del dispositivo frente a uno existente en el mercado?

JUSTIFICACIÓN TEÓRICA

La investigación se realizará con el propósito de determinar cómo obtener a partir de un dispositivo electrónico las señales eléctricas generadas por el corazón, para su posterior procesamiento, es decir la amplificación, filtrado y conversión A/D que permitirá su análisis mediante la visualización de la señal en una pantalla. Con la implementación de este sistema se espera obtener una señal lo suficientemente estable para su estudio y diagnóstico.

En Ecuador el INEC como resultado del censo 2010 de población y vivienda determinó que existen 14'306.846 ecuatorianos de los cuales el 63.5% son pertenecientes a la población rural del país. La provincia de Chimborazo tiene 458.581 habitantes de los cuales el 59.19% pertenecen a la población rural; el cantón Riobamba tiene 225.741 habitantes de los cuales 35.2% conforman la población rural del cantón (INEC, 2010b).

Las enfermedades isquémicas del corazón en el año 2014 representaron la principal causa de muerte en Ecuador. Se registraron un total de 4.430 muertes de las cuales 168 fueron por arritmias cardiacas (INEC, 2014).

Las muertes por enfermedades del corazón en la provincia de Chimborazo ocupan el 5to y 6to puesto (INEC, 2011; citados en Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo, 2013), de un total de 2.377 muertes el 14,80% fueron por causas relacionadas a enfermedades del corazón (INEC 2013b); Mientras que en el cantón Riobamba de un total de 1250 muertes, el 13,92% fueron por esta causa y de las cuales el 20% se registraron en la zona rural del cantón (INEC 2013a).

Según el INEC en el año 2016 el número de visitas domiciliarias de médico, obstetras y enfermeras en la provincia de Chimborazo fue de 91.725 siendo esta provincia la que ocupa el tercer puesto a nivel nacional (INEC, 2016).

Hasta un 80% de las enfermedades cardiacas, apoplejías y diabetes tipo 2 se podrían prevenir eliminando factores de riesgo y cambiando el estilo de vida sedentario; Además, el acceso a la atención primaria y preventiva ayuda de manera sustancial en la prevención y diagnóstico temprano de estas enfermedades, lo que permite empezar con el tratamiento médico necesario en las etapas tempranas de la enfermedad contribuyendo en mejorar la calidad de vida de las personas (Banco Interamericano de Desarrollo, 2011, p.5).

Según la tabla de proyección poblacional se espera que para el año 2020 en la provincia de Chimborazo existan 524.004 habitantes de los cuales el 57,26% pertenezcan a la zona rural de la provincia (INEC, 2010a). Con esto se puede determinar que existirá un aumento con respecto al año 2010 de la población rural de un 10,54%, este es un indicativo de que las necesidades de la población, al igual que su demografía crecerán.

La investigación está enmarcada a los lineamientos del Plan Nacional de Desarrollo 2017-2021- Toda una Vida, en concordancia con el objetivo 1 y 5 que indican en sus políticas 1.6 y 5.6 respectivamente, lo siguiente:

“Garantizar el derecho a la salud, la educación y al cuidado integral durante el ciclo de vida, bajo criterios de accesibilidad, calidad y pertinencia territorial y cultural.”

“Promover la investigación, la formación, la capacitación, el desarrollo y la transferencia tecnológica, la innovación y el emprendimiento, la protección de la propiedad intelectual, para impulsar el cambio de la matriz productiva mediante la vinculación entre el sector público, productivo y las universidades.” (SENPLADES 2017).

JUSTIFICACIÓN APLICATIVA

El diseño de este prototipo constará de 4 etapas. La primera etapa consiste en la adquisición de las señales bioeléctricas generadas por de la actividad fisiológica del corazón. Para poder capturar estas señales se utilizará tres electrodos ubicados en puntos específicos del área del tórax del sujeto en estudio.

La segunda etapa consiste en la adecuación de la señal obtenida; En este punto la señal será amplificada para que sea entendida por el microprocesador y filtrada para intentar eliminar todo el ruido que se añade de manera inherente en la etapa de adquisición.

En la tercera etapa la señal ingresará a una tarjeta de desarrollo donde se realizará el procesamiento de señal; En esta etapa la señal primero será transformada de analógica a digital y posteriormente se adecuará la imagen de la señal para que esta pueda ser enviada de manera alámbrica e inalámbrica a otros dispositivos que permitan su visualización.

En la última etapa se encuentra el módulo de visualización que consiste en una pantalla embebida que se comunica con el módulo de procesamiento y que permite la visualización de la señal obtenida, además de permitir configurar ciertos parámetros de la señal y tener la opción de guardar los datos obtenidos en una tarjeta SD.

OBJETIVOS

OBJETIVOS GENERALES

- Implementar un electrocardiógrafo portátil de tres derivaciones que permita realizar el diagnóstico de arritmias en pacientes de zonas rurales del cantón Riobamba.

OBJETIVOS ESPECIFICOS

- Investigar la arquitectura funcional de un dispositivo portátil comercial para el monitoreo del corazón.
- Realizar el tratamiento digital de la señal analógica obtenida del corazón para que pueda ser visualizada en una pantalla y analizada por personal médico.
- Almacenar los datos obtenidos en la nube para obtener comparaciones históricas de los pacientes.
- Desarrollar una aplicación que permita modificar la escala de la imagen y realizar capturas de pantalla de la señal visualizada.
- Comparar el margen de error existente entre las imágenes obtenidas por el prototipo con las de un equipo comercial.

CAPÍTULO I

1. MARCO TEÓRICO

En este capítulo se realiza una revisión bibliográfica sobre la generación y monitoreo de las señales bioeléctricas del corazón, así como el funcionamiento, características y arquitectura de los equipos comerciales para realizar electrocardiogramas. Se especifica también los dispositivos que nos permiten realizar la adquisición, tratamiento y visualización de las señales cardiacas. Finalmente se hace una revisión sobre el funcionamiento, arquitectura y requerimiento de los sistemas embebidos.

1.1 Funcionamiento bioeléctrico del corazón

El corazón es un órgano muscular, de tamaño similar al de un puño, tiene 4 cavidades y se encuentra en el mediastino, entre la 2da y 6ta costilla, por detrás del esternón. Al corazón se lo compara con el funcionamiento de una bomba hidráulica, cuyo ciclo de bombeo se conoce como ritmo cardíaco.

La contracción y relajación del corazón se produce por la estimulación eléctrica de los potenciales de acción, este proceso se conoce como ciclo cardíaco y es el resultado de la variación de la diferencia de potencial eléctrico existente entre la cara interna y externa de la membrana celular que cubre el músculo cardíaco (Ines *et al.*, 2001, pp. 102-103).

Origen De Las Señales Bioeléctricas

Son el resultado del desplazamiento de iones en disolución, como consecuencia de la actividad electroquímica de ciertas células del cuerpo humano que se encuentran en el sistema cardiaco, nervioso y muscular (Osorio, 2007, p.1).

Las señales bioeléctricas nos permiten obtener información sobre el funcionamiento de ciertos órganos del cuerpo. Al analizar estas señales se puede diagnosticar diversas enfermedades (Varela *et al.*, 2015, pp. 132-133).

1.1.1 Origen del latido

El ciclo cardiaco se inicia por la actividad eléctrica generada en el nodo sinusal (nodo SA). Células cardiacas especializadas llamadas miocitos se encargan de la conducción de los impulsos eléctricos y de la contracción mecánica del corazón, esta acción es transparente para el ser humano, es decir, es una acción de carácter involuntario y no controlable.

La contracción y relajación del corazón asegura que todas las células del organismo reciban el suministro necesario de nutrientes, oxígeno y otras sustancias a través de la sangre (Fox, 2003, pp. 318-319).

Nodo Sinusal

Es una estructura especializada formada por diversas células (entre ellas las células Peacemaker) que tienen la capacidad de generar impulsos eléctricos. El nodo SA se encuentra ubicado en la parte superior del corazón, entre la aurícula derecha y la desembocadura de la vena cava superior. Funciona como un marcapasos natural y es controlado por el sistema nervioso autónomo (Fox, 2003, p.320).

Potenciales De Acción

Las células cardiacas están recubiertas por una membrana semipermeable que permite el paso e intercambio de aniones y cationes este proceso da como resultado la polarización y despolarización de las cargas eléctricas de la célula (respuesta eléctrica).

La capacidad de las células de generar una respuesta eléctrica cuando son excitadas es lo que se conoce como el potencial de acción celular, este proceso se describe en la *Figura 1-1* (Delpón y Tamargo, 2005, pp. 450-454)

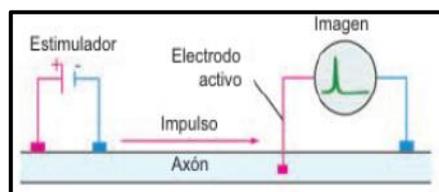


Figura 1-1: Respuesta eléctrica de la célula ante un estímulo.

Fuente: (Michael y Sircar, 2012, p.39).

El impulso eléctrico generado en una célula puede excitar a células contiguas provocando una corriente iónica (Breu y Wollmann, 2008, pp.30-31).

Los potenciales de acción generados en el corazón dan como resultado diversos campos eléctricos que son captados por un conjunto de electrodos dispuestos sobre la piel y estos son interpretados como ondas que se dibujan sobre papel, en el caso analógico, o se visualizan en una pantalla si es digital (Moreno, 2008, p.40).

1.1.2 Frecuencia cardiaca

Se comprende como el número de latidos (contracciones cardíacas) que se contabilizan en un minuto, se suele medir a nivel del cuello en la carótida o en la muñeca, este número de latidos por minuto (BPM por sus siglas en inglés) en principio está determinado por los impulsos generados desde el nodo SA (Díaz et al, 2016, pp.150-151). Los métodos más comunes para determinar la frecuencia cardiaca son los siguientes:

- Contar el número de latidos durante 5 o 6 segundos y multiplicarlos por 12 o 10 respectivamente, este método nos proporciona un resultado rápido, pero al contabilizar los latidos en tan poco tiempo el resultado es una aproximación con error.
- Contar el número de latidos durante 15 segundos y multiplicar el valor por 4, en este método al ser un periodo de tiempo “prolongado” puede que la frecuencia cardiaca acabe descendiendo, proporcionándonos un eventual error en el resultado.
- Contar el número de latidos durante 10 segundos y multiplicar el valor por 6, es el método considerado como más fiable el resultado no se aleja demasiado de la frecuencia cardiaca real (Díaz et al, 2016, p.153).

1.1.2.1 Arritmias Cardiacas

Se considera arritmia al proceso en el que el corazón no tiene latidos normales (60-100 latidos por minuto), son o muy rápidos o demasiado lentos. Las arritmias se dan cuando existen trastornos en el proceso de formación del impulso cardíaco o este se propaga de manera anormal, no tienen un origen en concreto y se ocasionan por múltiples factores (Castro y Liceaga, 2010, p.93).

Tipos de arritmias

Las arritmias pueden ser clasificadas y subclasificadas de varias maneras, pero las que son de nuestro interés son las que se clasifican según la frecuencia cardiaca que nos indica el número de latidos por minuto o por sus siglas en ingles BPM de un paciente, según López y Macaya (2009, p.402) las arritmias por su frecuencia cardiaca se clasifican en:

- Taquicardias que se dan cuando los latidos por minuto de un paciente en reposo supera los 100 BPM.
- Bradicardias que se dan cuando los latidos por minuto de un paciente en reposo están por debajo de los 60 BPM.

1.1.3 Medición de potenciales bioeléctricos

Para medir la respuesta eléctrica de las células se necesita de la medida del efecto combinado de un gran número de potenciales de acción. La actividad electroquímica generada en las células (cardiacas, neuronales y musculares) se manifiesta como campos eléctricos que se propagan en diferentes direcciones dentro del cuerpo hasta manifestarse en la piel, en zonas cercanas a la actividad fisiológica donde son generadas.

Para interpretar y tomar estas medidas, se debe caracterizar el proceso de generación de estas señales. El modelo eléctrico de la piel nos permite crear una abstracción de este proceso mediante una fuente de voltaje en serie con un circuito paralelo R-C, como se observa en la *Figura 2-1*.

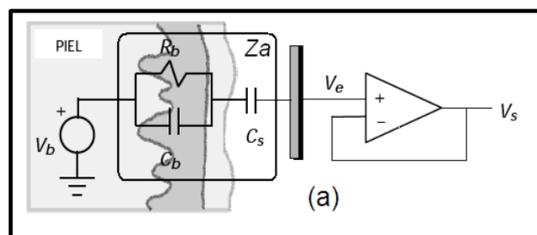


Figura 2-1: Modelo eléctrico de la piel.

Fuente: Revista Mexicana de Ingeniera Biomédica, (Varela *et al.*, 2015,p.134) .

Donde, la fuente (V_b) representa la señal eléctrica que se desea medir y el circuito R-C, conformado por la resistencia R_b y el capacitor C_b representan la impedancia de la piel que puede variar de los 200Ω a los $200 K\Omega$ (Varela *et al.*, 2015, pp.132-134).

1.2 El electrocardiograma

Es una representación gráfica de la actividad eléctrica del corazón, registrada desde la superficie corporal y que permite el estudio y diagnóstico de enfermedades cardiacas (Illescas, 2008, p.21). No es un registro de las contracciones cardiacas, es un registro de los efectos eléctricos que se provocan por estos.

La representación de estas ondas se da sobre papel milimetrado. En la parte vertical del papel se registra el voltaje del vector, la escala en el papel se puede asignar de la siguiente manera:

- 20 mm a 1 milivoltio.
- 10 mm a 1 milivoltio, siendo esta la más utilizada.
- 5 mm a 1 milivoltio.
- 2.5 mm a 1 milivoltio.

Mientras que la parte horizontal mide el tiempo que dura la corriente en milímetros por segundo (mm/seg), donde cada milímetro corresponde a 0.04 segundos (Moreno, 2008, p.40).

1.2.3 Ondas componentes de la señal electrocardiográfica

Esta señal al ser de carácter altamente no lineal (matemáticamente hablando), para poder ser representada e interpretada se utiliza la transformada wavelet, esta nos permite segmentar la señal para hacer posible la detección de los puntos significativos de esta (Vera et al, 2006, pp.59-60). En la *Figura 3-1* se pueden observar estos puntos.

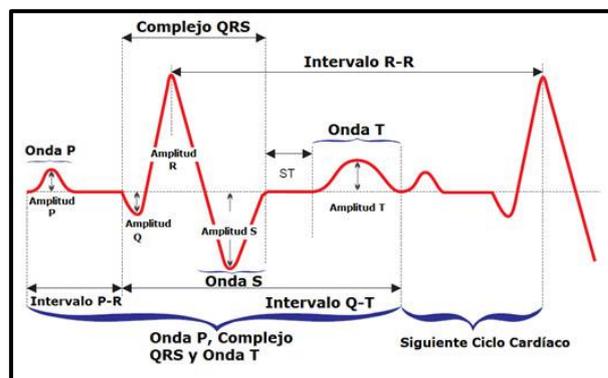


Figura 3-1: Ondas componentes de la señal EKG.

Fuente: RIELAC (Bistel Esquivel y Fajardo Márquez, 2015, p.8).

- **Onda P.-** Representa la despolarización auricular, es decir la descarga eléctrica que se propaga por las aurículas. Su duración normal es de 100 ms. Su forma es dada por un componente predominantemente positivo según sus derivaciones.
- **Complejo QRS.** - Representa la despolarización de los ventrículos. Su duración normal es de aproximadamente 100 a 120 ms.
- **Onda T.-** Representa la repolarización ventricular.
- **Segmento ST.-** Representa el tiempo durante el que los ventrículos permanecen en estado activado y puede iniciarse la repolarización ventricular. Es el intervalo entre el final del complejo QRS y el inicio de la onda T.
- **Segmento PR.-** Representa el intervalo de tiempo en el cual existe un retraso en la conducción del impulso de las aurículas a los ventrículos.
- **Intervalo RR.-** Representa la distancia entre un ciclo y el siguiente. Permite determinar la frecuencia cardíaca (Illescas, 2008, p.22).
- **Intervalo QT.-** Representa el intervalo de tiempo entre el comienzo del complejo QRS y el final de la onda T (Vera et al, 2006, p.60).

1.2.4 Derivaciones

Las señales bioeléctricas generadas por el latido del corazón pueden ser capturas en cualquier parte del cuerpo. Las derivaciones representan un conjunto de localizaciones corporales donde se puede obtener con mayor exactitud el registro de la actividad cardíaca.

Existen 12 maneras (derivaciones) de registrar los cambios de voltaje que permiten hacer un electrocardiograma (EKG) completo; mientras que con 3 derivaciones se puede realizar un EKG parcial (Pérez, 2015, p.2).

1.2.4.1 Tipos de Derivaciones

Derivaciones Bipolares De Las Extremidades (Einthoven)

Son utilizadas para medir la diferencia de potencial eléctrico entre dos puntos (Filtering Analysis and Signals, 2007, p.104).

- Derivación I (DI): situada entre el brazo izquierdo (+) y derecho (-).
- Derivación II (DII): situada entre la pierna izquierda (+) y brazo derecho (-)

- Derivación III (DIII): situada entre la pierna izquierda (+) y brazo izquierdo (-).

Triángulo y ley de Einthoven. - Las derivaciones DI, DII y DIII en conjunto forman el llamado triángulo de Einthoven, este tiene una proporción matemática demostrada por la Ley de Einthoven, la cual nos dice que la suma de DI con DIII es igual DII. Gracias a esta ley se puede comprobar en un electrocardiograma si los electrodos de las extremidades están en el lugar correcto y con esto determinar si el EKG está bien realizado (MyEKG, 2018).

Derivaciones Monopolares De Los Miembros (Goldberger)

Detectan la diferencia de potencial entre un punto y otro considerado con actividad eléctrica cero. Estas derivaciones permiten registrar el potencial absoluto de cada extremidad. Estas derivaciones tienen la siguiente nomenclatura: aVR, aVL y aVF, dependiendo el lugar en el que se ponga el electrodo (Filtering Analysis y Signals, 2007, p.104).

Derivaciones Precordiales

Son 6, se denominan con la letra V y números del 1 al 6. Miden el potencial absoluto del lugar donde está colocado el electrodo (Hamm y Willems, 2010).

1.2.5 Alteraciones en la adquisición señal electrocardiográfica

La adquisición de una señal bioeléctrica (como en un EKG) no está exenta de las perturbaciones inherentes al proceso de adquisición de cualquier otro tipo de señal. Las perturbaciones comunes a las que está expuesta la señal electrocardiográfica son las siguientes:

Interferencia de la Línea de Potencia. - Son las perturbaciones causadas por interferencias electromagnéticas, como las que se generan las líneas de alimentación.

Para monitorear la actividad cardiaca se utiliza un rango de frecuencias entre los 50 Hz y 60 Hz, frecuencias que también son utilizadas por las líneas de distribución eléctrica; provocando interferencias que tienen un efecto muy destructivo sobre la señal electrocardiográfica, al ser esta la de menor amplitud (Avendaño *et al.*, 2007, pp.77-78). En Ecuador se utiliza una alimentación eléctrica de 110 V a 60 Hz (Colegio De Ingenieros Eléctricos De Pichincha, 1973, p.327).

Ruido por contacto de Electrodo. - Este es causado cuando el electrodo se desprende total o parcialmente del individuo así sea por un corto periodo de tiempo provoca ruido ya que se está desconectando el sistema de adquisición de la señal.

Este ruido genera perturbaciones que tiene una duración de entre 100 ms a 500 ms y representa el 30% de la amplitud pico a pico de la señal.

Ruido por el sistema de medida. – Todos los dispositivos electrónicos, como los utilizados para realizar la captura de la señal electrocardiográfica tienden añadir un porcentaje de ruido cuando una señal pasa por estos (Álvarez et al, 2007, p.104).

Ruido Electro-Quirúrgico. - Producido por equipos médicos que usan radiofrecuencia, como los electrobisturíes que son usados para cortar o coagular tejidos (Bramsys, 2014).

Estos equipos trabajan con frecuencias entre 2.5 MHz a 4 MHz, la interferencia ocasionada por estos equipos es capaz de destruir por completo la señal electrocardiográfica. Tiene una duración de entre 1 a 10 segundos y representa el 200% de la amplitud pico a pico de la señal electrocardiográfica (Álvarez et al, 2007, p.104).

1.2.6 Electrocardiógrafos portátiles comerciales

En la *Tabla 1-1*, se detalla las principales características de 4 dispositivos portátiles para realizar monitoreo de la actividad cardiaca existentes en el mercado ecuatoriano, contra los cuales el dispositivo a construir debe competir.

Tabla 1-1: Comparación entre equipos portátiles comerciales para realizar EKG.

Nombre del Equipo Comercial	Numero de sensores	Modo de visualización de la señal	Alimentación	Tecnología de comunicación con otros dispositivos	Precio Unitario
Easy EKG Monitor	Permite hasta 3 electrodos	Pantalla (no permite modificaciones ni interacción usuario-pantalla)	Batería	Alámbrica	\$ 200 (si incluye software)
IqEKG	Permite hasta 12 electrodos	Pantalla (no permite modificaciones ni interacción usuario-pantalla)	Puerto USB	Alámbrica	\$ 600 (no incluye software)
ContecmedEK G300g	Permite hasta 12 electrodos	Pantalla / impresión (si permite la modificación de parámetros para observar la imagen)	Batería/ Red Eléctrica	Alámbrica	\$ 930 (no incluye software)

Fuente: Monitores ECG portátiles (Healforce, 2017).

Realizado por: Diego García, 2019.

De la *Tabla 1-1* se observa que el dispositivo que dispone tanto de pantalla como de impresora para mostrar la imagen final, que puede ser alimentado a través de batería o de la red eléctrica y que posee la capacidad de conectar hasta 12 electrodos es el dispositivo de más alto costo, mientras que el dispositivo de menor costo nos ofrece muy limitadas opciones para el análisis de la imagen obtenida.

Como principal ausencia en los equipos de venta en el mercado ecuatoriano se puede observar la falta de conectividad inalámbrica y la no inclusión del software como parte de la venta del equipo en el dispositivo más barato.

Ventajas de los equipos comerciales frente al proyecto planteado:

- Número de sensores disponibles

Para la realización del monitoreo de la actividad eléctrica del corazón es necesario disponer de 3 electrodos, los 12 con los que cuentan dispositivos profesionales especializados nos permiten observar otras derivaciones que nuestro dispositivo no.

- Impresión

Aunque el dispositivo propuesto al ser modular podría contemplar la utilización de una impresora no es necesario al contar con una pantalla lo suficientemente grande capaz de mostrar en tiempo real la imagen de la actividad eléctrica obtenida, pero si representa una ventaja en ciertos casos la visualización de la imagen mediante la impresión.

- Alimentación

Solamente el equipo más caro (\$930) cuenta con la posibilidad de alimentarse a través de la red eléctrica o de una batería, aunque puede ser vista como una ventaja estos dispositivos al ser diseñados para estar en zonas rurales donde no siempre existe acceso a la red eléctrica lo más prudente es que la alimentación del dispositivo sea a través de una batería.

Desventajas de los equipos comerciales frente al proyecto planteado:

- Costo

El dispositivo planteado contempla un costo final de \$ 400 incluyendo el software necesario para la visualización y modificación de la imagen obtenida a diferencia de los equipos comerciales donde un dispositivo similar cuesta \$ 600 y sin incluir el software para su utilización.

- Tecnología de comunicación

Los dispositivos comerciales no cuentan con la posibilidad de comunicarse con otros a través de un medio inalámbrico, lo que representa una desventaja en un medio tecnológico donde cada vez más se busca la comunicación entre dispositivos sea rápida y fácil (IoT).

- Modificación de parámetros

Solamente el equipo más caro permite la modificación de parámetros de la imagen obtenida, mientras que el dispositivo planteado con un costo mucho menor permite la modificación de varios parámetros de la señal para su análisis.

1.3 Arquitectura de los equipos EKG

Para Tobón (1991; citada en Melorose, Perroy y Careas, 2015), la arquitectura de los sistemas utilizados para la adquisición y visualización de una señal EKG, como se observa en la *Figura 4-1* consiste de las siguientes etapas:

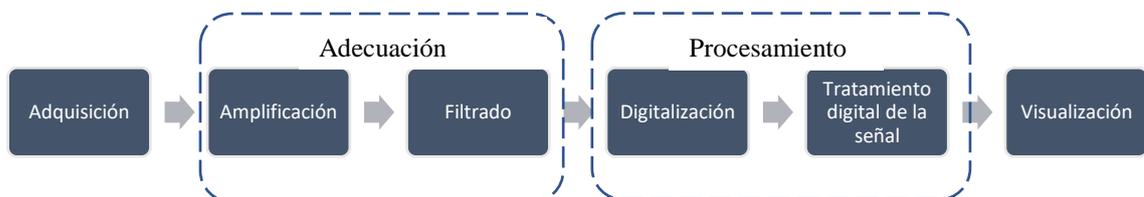


Figura 4-1: Arquitectura de los equipos EKG.

Elaborado por: Diego García, 2019.

- **Adquisición.** - Esta etapa está a cargo de un conjunto de electrodos encargados de capturar la actividad cardiaca, estos están ubicados estratégicamente en el cuerpo del paciente.
- **Adecuación.** - Esta etapa se realiza mediante una serie de circuitos capaces de:
 - Amplificar la señal, para tenerla en un nivel de tensión adecuado.
 - Filtrar la señal, para limpiar la señal de todo el ruido posible.
- **Procesamiento.** – Como primer paso se realiza la conversión analógica a digital, luego la señal es procesada por software para que esta pueda ser visualizada correctamente en una pantalla.
- **Visualización.** - Permite la representación gráfica de la señal obtenida mediante una impresión o en una pantalla.

1.3.3 Adquisición

Para esta etapa es necesario la utilización de tres electrodos, estos serán los encargados de captar la actividad eléctrica del corazón. Los electrodos son conductores eléctricos utilizados para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito, en este caso será la piel del paciente. En los electrodos se produce reacciones de oxido-reacción que capturan la señal que se quiere medir (Rodríguez, 2010, p.3).

Consideraciones para la colocación de los electrodos

Illescas (2008, pp. 29-30), nos señala las siguientes:

- Conservar los electrodos en su empaque y en un lugar fresco y seco.
- Conectar el electrodo a su cable de transmisión y este al equipo antes de ponerlo sobre la piel.
- La superficie sobre la cual se aplicará el electrodo debe estar seca y sin vello, con esto se logrará una buena adherencia.

1.3.3.1 Tipos de Electrodo

Adhesivos Desechables. – Consisten en una lámina flexible recubierta por gel adhesivo, son para un solo uso y no dejan irritaciones en la piel por su facilidad de colocarlos y retirarlos. Se colocan en el pecho o extremidades y se conectan mediante pinzas tipo cocodrilo o conectores universales, en la *Figura 5-1* se puede observar su forma.



Figura 5-1: Electrodo de tipo adhesivo desechable.

Fuente: Material Médico (Praxisdienst 2018).

Succión o Ventosa. – Electrodo cubierto por copa invertida hecha de goma flexible. Se colocan en el pecho por un sistema de aspiración que provoca un vacío que lo pega en la piel, en la *Figura 6-1* se puede observar su forma.



Figura 6-1: Electrodo de succión o ventosa.

Fuente: Material Médico (Praxisdienst 2018).

Pinza para Extremidades. – Su forma es igual a la de una pinza. Permiten una colocación rápida en las extremidades, muñecas y tobillos vienen en tamaños diferentes para adultos y niños. Se conectan mediante pinzas tipo banana, en la *Figura 7-1* se puede observar su forma.



Figura 7-1: Electrodo de pinza.

Fuente: Material Médico (Praxisdienst 2018).

Cinturones De Electrodo. – Consisten en un arnés para colocar en el pecho, integra los electrodos alrededor de este arnés. Permite una derivación rápida, en la *Figura 8-1* se puede observar su forma.

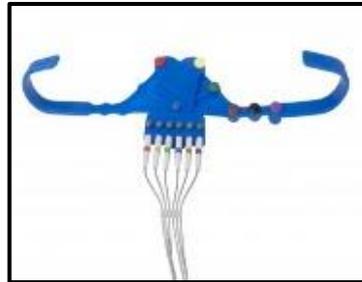


Figura 8-1: Cinturón de electrodos.

Fuente: Material Médico (Praxisdienst 2018).

En la Tabla 2-1 se realiza una comparación entre el lugar de colocación y el modo de conexión que utilizan los electrodos de tipo adhesivos desechables de venta en el mercado.

Tabla 2-2: Comparación entre los tipos de electrodos existentes en el mercado.

Tipo de electrodo	Lugar de colocación	Modo de conexión
Adhesivos Desechables	Pecho Extremidades	Pinza cocodrilo Conectores universales
Succión o Ventosa	Pecho	Vacío generado lo pega a la piel
Pinza para Extremidades	Extremidades Muñecas Tobillos	Conector tipo Banana
Cinturones De Electrodo	Pecho	Colgar en el pecho del paciente

Fuente: Material Médico (Praxisdienst 2018).

Realizado por: Diego García, 2019.

Analizando la *Tabla 2-1* se determinó que el electrodo de tipo adhesivo desechable por ser este el que está diseñado para ser colocado tanto en el pecho como en las extremidades de un paciente, lugares donde según las derivaciones de Einthoven deben estar los electrodos para poder realizar el monitoreo cardiaco, además de que estos electrodos son fáciles de transportar por su pequeño tamaño, forma y modo de conexión, los convierten en la opción adecuada para utilizar en la etapa de adquisición del dispositivo.

1.3.4 Adecuación

1.3.4.1 Amplificación

La señal que se obtiene posee un voltaje que está en el orden de los milivoltios, por esta razón necesita de una etapa de amplificación, que haga posible elevar este valor al orden de los voltios. Con este proceso logramos que la señal pueda ser reconocida por el convertidor analógico digital, que solamente admite señales con niveles de voltaje en el rango de los 0 V a los 5 V, para lograr que la señal se encuentre dentro de este rango de voltaje se debe ajustar la ganancia de los amplificadores (Silva y Farriol, 2005, p.41).

Características de los Amplificadores

- **Ganancia.** – Es la amplificación del voltaje cuando no existe retroalimentación negativa, esta se encuentra dividiendo el voltaje de salida entre el voltaje diferencial de la entrada.
- **Impedancia de entrada.** - Se refiere a la resistencia en la entrada diferencial del OPAM, esta tiene un valor infinito idealmente dando como resultado una corriente de entrada de cero.
- **Impedancia de salida.** - Es la resistencia intrínseca a la salida del OPAM, idealmente es cero, lo que haría que la oscilación del voltaje de salida sea independiente de la carga, pero en la realidad si tiene un valor que dependiendo de la calidad del OPAM va desde los 40 a 100 Ohm (Mijare, 2014, pp.96-99).
- **Razón de rechazo del modo común (CMRR).** - Teóricamente los OPAMs debería amplificar solamente la diferencia entre las señales de entrada, en la práctica no funciona de esta manera y esto ocasiona que la señal de salida del amplificador dependa, además de la diferencia entre las señales de entrada, del valor de cada una de ellas.

Este efecto se conoce como la ganancia en modo común del amplificador conocida como A_{mc} , este valor no se proporciona en la hoja de datos de los amplificadores, lo que se nos representa es la razón de rechazo del modo común o CMRR (Granda y Mediavilla, 2015, p.65).

Entre mayor sea el CMRR, valor que generalmente es expresado en decibeles, se considera que se está trabajando con un mejor amplificador. La importancia de tener un CMRR alto es que el ruido que es común, inherente y no deseado en las señales de entrada será amplificado en mucha menor medida que la señales que si deseamos amplificar (Mijarez, 2014, p.94).

Los amplificadores operacionales de propósito general suelen tener este valor en el rango de los 60 a 90 dBm mientras que los amplificadores de precisión tienen valores de hasta 120 dBm. El valor del CMRR varían dependiendo de la frecuencia y nivel de la señal, entre más alta es la frecuencia se reduce el CMRR (Granda y Mediavilla, 2015, p.66).

Amplificadores de Instrumentación

A diferencia de los amplificadores operacionales convencionales en los cuales es necesario variar el valor de todas sus resistencias para realizar un ajuste de ganancia del amplificador, la ganancia de estos es fácilmente ajustable con la variación de una única resistencia denominada como R_g , a continuación, se detallan las principales características de estos.

Los amplificadores de instrumentación como se observa en la Figura 9-1 están compuesto por tres amplificadores diferenciales en cascada (Williams, 2008, pp. 22-23).

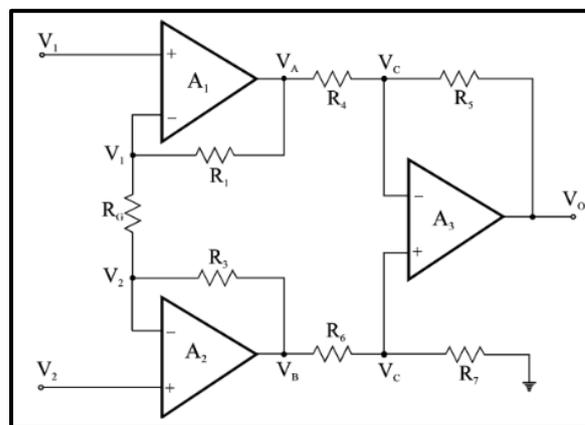


Figura 9-1: Amplificador de instrumentación.

Fuente: (Granda Miguel y Mediavilla Bolado, 2015, p.121)

Características

- La tensión de salida viene dada por la siguiente ecuación

$$V_o = G * (V_2 - V_1) \text{ Ecuación 1-1}$$

- La ganancia G normalmente está en el rango de 1 a 1000, esta ganancia es finita, estable y precisa.
- La impedancia de entrada es idealmente infinita, en la práctica tiene un valor muy elevado, sirve para no cargar las fuentes de entrada.
- La impedancia de salida es idealmente cero, en la práctica tiene un valor muy pequeño, sirve para crear inmunidad del circuito con la carga que se conecte a la salida.
- El voltaje y la corriente de offset tienen un valor bajo.

- Tienen un CMRR idealmente infinito, en la práctica es un valor enormemente alto, logrando ignorar por completo la componente de entrada de modo común y obteniendo una respuesta únicamente a la diferencia entre las señales de entrada (Granda y Mediavilla, 2015, pp. 117-118).

1.3.4.2 Filtrado

La señal de EKG tiene sus componentes relevantes dentro de un rango de frecuencia que no sobrepasa los 150 Hz, ni es menor a 0.1 Hz, la utilización de un filtro pasa banda nos permite obtener una señal en este rango de frecuencias (Silva y Farriol, 2005, pp.39-40). A continuación, se detalla el concepto y las características principales de los filtros:

Filtro. - Es un circuito eléctrico capaz de a una señal eléctrica eliminarle un grupo de frecuencias. Cuando una señal pasa a través de este circuito es modificada su fase y amplitud. Permiten el paso de un rango de frecuencias que estén dentro de las llamada bandas de paso y rechazan a las frecuencias que estén en otras bandas (bandas de corte).

Características de los filtros:

- **Frecuencia de corte.** – Frecuencia donde la señal, ya sea por encima o por debajo de esta se ve atenuada en 3dB en los filtros reales y completamente atenuada en los filtros ideales.
- **Banda de paso.** – Rango de frecuencias donde la respuesta en amplitud está por encima de $1/\sqrt{2}$ (filtro real) o de uno (filtro ideal).
- **Banda atenuada.** - Rango de frecuencias donde la respuesta en amplitud está por debajo de $1/\sqrt{2}$ (filtro real) o es cero (filtro ideal).
- **Orden de un filtro.** - Se refiere el grado del polinomio de la función de transferencia del filtro y este determina la pendiente máxima de la atenuación que produce el filtro sobre la señal en la banda atenuada expresada en dB/dec (Fernández y García, 2013, p.129).

Filtros Activos. – Son los que usan elementos activos para la confirmación del filtro, estos componentes tienen capacidades de amplificación como los transistores y los OPAMs. Una ventaja de estos es que no atenúan la señal de interés como lo hacen los filtros pasivos.

Filtros Pasivos. – Son los que únicamente están conformados por elementos pasivos como capacitores, resistencias e inductores, estos filtros suelen atenuar también la señal de interés (Mijarez, 2014, p.122).

Tipos de Filtros:

- ***Filtro pasa bajo.*** - Permite el paso de frecuencias que se encuentre por debajo de la frecuencia de corte. El objetivo de este filtro en un equipo de EKG es el de ser un filtro antialiasing (solapamiento), filtro presente en todos los dispositivos de digitalización se encarga de limpiar la señal antes de que esta sea digitalizada.
- ***Filtro pasa alto.*** - Permite el paso de frecuencias que se encuentre por encima de la frecuencia de corte. El objetivo de este filtro en un equipo de EKG es el de eliminar la componente continua (DC) de la señal. La señal DC al tener una frecuencia de 0 Hz puede ser eliminada diseñando este filtro con una frecuencia de corte de 10 Hz (Alva et al, 2011, pp.2-3).
- ***Filtro pasa banda.*** - Permite el paso de frecuencias que estén dentro de un rango comprendido por una frecuencia de corte inferior y una de corte superior e impide el paso de frecuencias que no estén dentro de este rango. Este filtro nos sirve en un EKG para delimitar las frecuencias en que se va a monitorear la señal cardíaca 0.500-50Hz, La creación de este tipo de filtro resulta de la combinación de un filtro pasa bajo con un filtro pasa alto (López y Alexei, 2003, p.16).
- ***Filtro Notch.*** - Son un tipo de filtros rechaza banda, su principal uso es como supresores de la frecuencia de las líneas de potencia (en Ecuador 60 Hz). Estos filtros son utilizados principalmente en dispositivos con aplicaciones médicas, como para los electrocardiogramas (López y Alexei, 2003, p.20). En nuestro caso este filtro no es necesario porque el dispositivo está diseñado para trabajar con una batería de litio que no provoca el tipo de interferencia mencionada.
- ***Filtro Butterworth.*** – Diseñados para producir una respuesta lo más plana posible hasta la frecuencia de corte. En la banda pasante no posee ondulaciones (es plana) y se aproxima al cero en la banda rechazante. En comparación con los filtros Chebyshev, Elíptico y Bessel, el Butterworth tiene una caída más lenta mientras que en la banda pasante tiene una respuesta muy lineal en comparación a estos (Cogollos, 2016, p.61).

1.3.3 Procesamiento digital de la señal

Se utiliza para analizar y modificar señales digitales, gracias a esto, por ejemplo, la señal puede ser tratada mediante operaciones matemáticas como suma, resta, multiplicación y división. La mayoría de las señales que va a tratar el sistema de procesamiento digital de señales (DSP), proviene de la conversión analógica digital de una señal (Tokheim, 2008, p.465). El procesamiento digital de señales se concentra en dos áreas:

La codificación eficaz y fiable, la transmisión, la recepción, el almacenamiento y la representación de señales en los sistemas de comunicación. Y en la extracción de información proveniente de señales ruidosas para el reconocimiento del modelo. Detección, toma de decisiones, control y automatización. (Iglesias et al, 2011, pp.7-8)

Digitalización

La señal que obtienen los electrodos es de tipo analógico, para que la señal pueda ser comprendida y tratada por un microprocesador y por otros dispositivos digitales debe ser transformada de analógica a digital (digitalización de la señal), es decir pasar por los procesos de muestreo, cuantificación y codificación de la señal (Silva y Farriol, 2005, p.41).

Para el muestro de la señal se debe cumplir siempre con el teorema de Nyquist, el cual nos dice que la frecuencia de muestreo debe ser mayor igual a dos veces el ancho de banda de la señal analógica a muestrear. El rango de frecuencia de un EKG está entre los 0.05 y 100 Hz, pero para fines de monitoreo de del paciente se limita el ancho de banda de los 0.500 a los 50 Hz (Bailey, 1999; citado en Rojas et al, 2015 p.27).

1.3.3.1 Tarjetas para el procesamiento digital de la señal

Arduino. - Es una plataforma de hardware libre para el desarrollo de proyectos multidisciplinarios. El hardware de Arduino está compuesto por una placa basada en un microcontrolador, este tiene una unidad central de procesamiento, memoria, y periféricos de entrada y salida de tipo analógico y digital.

Arduino cuenta con un entorno de desarrollo integrado (IDE), de código abierto y cuenta con un gran número de librerías que permiten un entorno programación amigable y de fácil aprendizaje. El IDE y hardware de Arduino le permiten desempeñarse en diversos tipos de aplicaciones (Crespo, 2019) en la *Figura 10-1* se puede ver un ejemplo de una tarjeta Arduino Mega.



Figura 10-1: Arduino Mega.

Fuente: Página oficial (Arduino 2019).

Raspberry. - Es un pequeño computador, aproximadamente del tamaño de una tarjeta de crédito. Consta de una placa base sobre la que está montado un microprocesador, chipo gráfico y memoria RAM, además, posee varios pines y puertos de entrada y salida como, puertos USB, HDMI, Ethernet, RCA para video y audio. Gracias a estos se puede interactuar con el dispositivo mediante teclados pantallas y ratones.

Raspberry está controlado por sistemas operativos tanto de Linux como de Windows. Es utilizado para proyectos multidisciplinarios, uno de los usos que se le dio en el área médica, fue como el cerebro de un sistema de monitoreo de bioseñales, como presión sanguínea, señales cardiacas, temperatura corporal y nivel de oxígeno (Pascual, 2017) en la *Figura 11-1* se puede ver un ejemplo de una tarjeta Raspberry Pi 3 Model B+.



Figura 11-1: Raspberry Pi 3 Model B+

Fuente: Página oficial (Raspberry Pi 2019).

Intel Galileo. - Es una placa de desarrollo que nace gracias a la cooperación de la empresa Intel con Arduino LLC. Es un sistema de desarrollo que permite la compatibilidad de la arquitectura Intel sobre una placa Arduino. Puede funcionar con una versión de Linux que posee librerías del software de Arduino. Su procesador está basado en un chip Intel Quark x1000, es de bajo consumo y tiene un procesador Pentium de 32 bits a 400 MHz. Este kit de desarrollo permite la implementación de la placa para diferentes proyectos en diversas áreas.

Intel Galileo tiene puertos USB 2.0, tarjeta de red Ethernet 10/100, puerto serie RS-232, lector de tarjetas SD, una interfaz PCI Express, puerto JTAG y memoria flash de 8 MB (Velasco, 2013) en la *Figura 12-1* se puede ver un ejemplo de una tarjeta Intel Galileo.



Figura 12-1: Intel Galileo.

Fuente: Página oficial (Arduino 2019).

Comparación de las tarjetas de desarrollo

En la *Tabla 3-1* se aprecia una comparativa entre las tarjetas de desarrollo antes analizadas, exponiendo sus principales características.

Tabla 3-3: Comparación entre 3 tarjetas de desarrollo.

Tarjeta de desarrollo	Arduino Mega	Raspberry Pi Model B+	Intel Galileo
Precio	\$ 20	\$ 70	\$ 70
Procesador	ATmega2560	Broadcom BCM2837B0, Cortex-A53 (ARMv8) 64-bit SoC	Intel® Quark™ SoC X1000
Velocidad	16 MHz	1,4 GHz	400 MHz
Número de entradas/salidas analógicas	16	-	-
Número de entradas/salidas digitales	54	-	-
Interfaz de conexión con la PC	USB	USB	USB
Memoria RAM	8 KB	1 GB	512 KBytes
Memoria Flash	256 KB	-	8 MB
Alimentación (voltaje de entrada)	7-12 V	5 V	3.3-5 V
Interfaces USB	1	4	3
Interfaces HDMI	No	1	No
Sistema Operativo	No	GNU/Linux: Debian (Raspbian), Fedora (Pidora), Arch Linux (Arch Linux ARM), Slackware Linux, SUSE, Linux Enterprise Server for ARM, RISC OS	Mac OS, Microsoft Windows y Linux
Wifi	No	IEEE 802.11.b/g/n/ac	No
Ethernet	No	10/100	10/100
Entorno de desarrollo	Arduino IDE	Linux, Open Embedded QEMU, Windows.	Arduino IDE

Fuente: Página oficial (Raspberry Pi 2019) y (Arduino 2019).

Elaborado por: Diego García, 2019.

Analizando la *Tabla 3-1*, la tarjeta de desarrollo que se utilizará para el dispositivo es la de la marca de Raspberry, debido a su poder de procesamiento, velocidad, memoria RAM, inclusión de comunicación inalámbrica mediante Wifi, lenguajes de programación y sistemas operativos que permite manejar. Además de contar con una pantalla de la propia marca, bajo la modalidad de “plug and play” que nos permitirá la integración de esta al dispositivo sin mayor complicación.

Podemos encontrar varios modelos dentro Raspberry, dependiendo nuestros requerimientos y la aplicación que se le quiera dar.

1.3.4 Visualización

Esta etapa permite mediante una pantalla la visualización de la señal electrocardiográfica después de haber pasado por todos los procesos de adecuación y procesamiento indicados en los puntos anteriores.

1.4 Estado del Arte

1.4.1 El internet de las cosas y los sistemas embebidos

Se conocen como sistemas embebidos al conjunto de hardware o circuitos electrónicos que utilizan todo su poder de computo para desempeñar una o pocas tareas en específico y que generalmente las desarrollan en tiempo real, nos permiten tener en un tamaño reducido toda las funcionalidades y potencia de los ordenadores convencionales enfocadas en el cumplimiento de una tarea (Salas, 2015, p.38).

Gracias al desarrollo e implementación de estos sistemas se ha hecho posible, por ejemplo, todos los proyectos que abarcan el llamado internet de las cosas, estos tienen están constituidos por diferentes sensores, actuadores, tarjetas de procesamiento, etc. dentro de su arquitectura, que son sistemas embebidos trabajando en conjunto.

Están presentes en cada sector de desarrollo tecnológico, los podemos encontrar en las cocinas de los hogares en, por ejemplo, el horno microondas hasta en un nivel militar, encargados del sistema de control y posicionamiento de misiles balísticos. Estos sistemas han permitido la expansión del modelo de ciudades inteligentes, gracias a la miniaturización de los componentes

del hardware además de incorporar sistemas operativos dedicados para este tipo de tecnología que los han hecho más eficientes y económicos (Sánchez, 2017, pp.20-24).

Estos sistemas al tener incluidos en una sola placa base la mayoría de sus componentes nos permiten a través de diferentes interfaces poder interactuar con estos y al tener un diseño modular nos permiten ir agregando funcionalidades en la medida de los requerimientos que necesitemos satisfacer como, por ejemplo:

- Bluetooth
- Ethernet
- GPS
- Puertos digitales y analógicos.
- GPRS/GSM.

El enfoque principal de diseño que se está siguiendo para el desarrollo de sistemas embebidos actualmente es el bajo consumo y el alto rendimiento, dos parámetros de gran importancia para su uso en aplicaciones portátiles y para aplicaciones en sitios difícil acceso.

1.4.1 Tecnologías para los Sistemas embebidos

Gracias al auge de estos sistemas, su aplicabilidad, poder de procesamiento y por lo general bajo costo económico comparado con la de otros sistemas, se han desarrollado tecnologías específicas para facilitar su implementación y promover su uso tanto en hardware con los dispositivos electrónicos portátil (BUG por sus siglas en inglés) como en software con sistemas operativos embebidos, a continuación, se presentan algunas de estas descritas por Barckhahn (2011, pp.15-20):

- BUGbee.- Módulo basado en el protocolo 802.15.4 (ZigBee) permite comunicación inalámbrica de bajo consumo, compatible con aplicación Xbee.
- BUGmotion.- Módulo que tiene un acelerómetro y un detector de movimiento, para aplicaciones donde se necesite medir estos parámetros.
- BUGvonHippel.- Este módulo permite tener una interfaz entre varios sensores conectados mediante cables convencionales a una conexión USB, además, cuenta con puertos seriales.
- BUGlocate.- Módulo que integra una antena GPS, utilidad en ambientes de trabajo externos donde se requiera conocer la ubicación del dispositivo.

- BUGview.- Módulo que integra una pantalla touch LCD, puede ser usada para entrada de datos o como dispositivo de visualización.
- BUGsound.-Módulo de audio, tiene un micrófono y un altavoz, puede ser usado en aplicaciones que requieran procesamiento de audio, reproductor de frecuencias, etc.
- OSGI. - Estándar de software basado en Java, permite que el cambio de algún elemento de hardware no requiera de un rediseño del software, permite con facilidad agregar o retirar módulos hardware de algún dispositivo en ambientes que requieren adaptaciones constantes.
- Matlab Web.- Solución software utilizado para enviar datos capturados por diferentes tipos de sensores vía internet a servidores Matlab para su procesamiento y posterior visualización a través de un navegador Web (Calvo et al, 2009, p.7).

1.4.2 Proyectos con sistemas embebidos

La aplicabilidad de los sistemas embebidos la podemos encontrar en todas las áreas de desarrollo tecnológico, en el ámbito de la salud, informática, sector doméstico, etc. A continuación, se mencionan algunos de ellos.

Se está utilizando sistemas embebidos en los procesos de recolección de datos en la experimentación de información cuántica, donde se necesitan realizar mediciones, procesamiento y control de datos en nano segundos y en tiempo real, tareas que son posibles gracias a estos sistemas. El muestro digital de alta resolución es una tarea que puede ser realizada por estos sistemas con alta eficiencia, confiabilidad y bajo costo. Actualmente contamos con chips capaces de desarrollar esta tarea a velocidades de 125 MHz (Cariñe, 2016, pp.32-33).

En la agricultura y ganadería cada vez son más comunes estos dispositivos que están permitiendo tecnificar la manera de producción de esta industria, en especial la de los cárnicos en donde se ha hecho posible el seguimiento del estado de salud del ganado gracias a chips subcutáneos que recolectan información sobre el estado de salud de estos y las envían a los veterinarios para su análisis.

Para la llamada “agricultura de precisión” que es una técnica de gestión y enfoque agrícola que busca la optimización de las tierras y sus cultivos, se necesitan datos que son tomados con sistemas embebidos para conocer la variabilidad ambiental del clima del lugar y de su suelo, sistemas GPS en la maquinaria que trabaja el suelo, sensores para conocer características relevantes de un terreno, rendimiento de cosecha, fumigaciones, etc. (Recalde, 2009, pp.124-126).

En el área del entretenimiento se ha desarrollado la denominada “Realidad Mixta” que son las gafas 3D pero equipadas con sistemas embebidos que permiten realizar un control y procesamiento sobre una imagen que se genera a partir de la combinación de una imagen real con la creada por un software gráfico, sumado a la detección de movimiento de la cabeza gracias a un giroscopio tenemos como resultado una experiencia completa de inmersión (Villar, 2017, pp.76-78).

1.4.3 Proyectos médicos con sistemas embebidos

Como se ha mencionado los sistemas embebidos se encuentran en múltiples áreas del desarrollo humano y tecnológico, el área de la medicina no podía quedar exenta de su utilización, tenemos presentes desde pequeños sensores para medir la glucosa en sangre en pacientes periódicamente, monitoreo de la actividad cerebral, hasta complejos sistemas asistidos por inteligencia artificial para el diagnóstico de múltiples enfermedades que basan sus resultados en la toma de signos vitales a través de complejos y precisos sensores.

A continuación, se presentan una recopilación de algunos proyectos elaborados en el área médica que tiene como base de su funcionamiento la utilización de estos tipos de sistemas, haciendo un especial énfasis en los proyectos sobre monitoreo del corazón.

Se han desarrollado wearables que son dispositivos que se pueden llevar como accesorios o prendas de vestir que llevan integrados sistemas embebidos que permiten realizar la captura de señales eléctricas generadas por el cerebro, corazón o músculos para su transmisión en tiempo real a centros de procesamiento de estos datos o para su almacenamiento y posterior análisis, estos módulos integran además módulo de comunicación inalámbrica para realizar este proceso.

El monitor Holter es un dispositivo médico portátil que permite medir y almacenar la actividad eléctrica del corazón de un paciente durante uno o dos días para su posterior análisis, este examen lo recomiendan cuando se tiene pacientes con arritmias o desmayos sin causas evidentes (Mayo Clinic, 2019a).

Para trastornos del sistema nervioso como el Parkinson o trastornos del movimiento se realiza la técnica denominada como estimulación cerebral profunda que consiste en la inserción de electrodos en determinadas zonas del cerebro para estimularlas mediante la generación de pequeños impulsos eléctricos controlados por un sistema embebido similar a un marca pasos que se colca a la altura del tórax por debajo de la piel y que se conecta mediante cables con los electrodos en el cerebro (Mayo Clinic, 2019b).

Actualmente las intervenciones del corazón se realizan a través de cirugías cardiacas denominadas como mínimamente invasivas ya que, por ejemplo, se la realizan a través de la asistencias robótica, donde el médico a través de una consola incluso de manera remota controla brazos robóticos que están formados por sensores y motores (sistemas embebidos) especialmente diseñados para estas tareas que son extremadamente precisos y pequeños (Mayo Clinic, 2019c).

Para disminuir el riesgo de cirugías cerebrales en, por ejemplo, pacientes que tienen tumores cerebrales se han implementado técnicas de cirugía asistidas por computadora, donde se utilizan sistemas embebidos que permiten mediante capturas de imágenes en 2D realizar un modelo por computadora en 3D del cerebro del paciente al que se va a operar, estos modelos permiten al equipo médico preparar la mejor estrategia para la extirpación del tumor de la manera más segura (Mayo Clinic, 2017).

1.4.4 Tendencias de los sistemas embebidos y el internet de las cosas

Lo que se espera para los próximos años es un salto generacional de sistemas embebidos a sistemas inteligentes, donde la principal diferencia entre estos sea que todos estos nuevos dispositivos tengan la posibilidad de estar conectados unos con otros y con internet, dejan de funcionar de manera aislada para trabajar en conjunto en el llamado internet de las cosas (Pedre, 2017, pp.2-6).

En el año 2019 se realizó un estudio que prevé que en los próximos cinco años el mercado de sistemas embebidos registrará un 5,6% en su tasa de crecimiento anual compuesto (CAGR) en términos de ingresos. Actualmente es un mercado que genera \$ 68900 millones de dólares y se espera que genere \$ 95400 millones de dólares para 2024.

Los sistemas operativos embebidos tienen restricciones en tiempo real, esto ha llevado a la necesidad de crear un software competente para cumplir con este propósito por lo que es probable que este sector aumente su tasa de crecimiento anual compuesto en un 6.36% de 2016 a 2021. El software embebido tuvo un valor de 9.500 millones de dólares en 2014 y se prevé que alcance más de 18.000 millones de dólares para 2023 (Marketstudyreport, 2019).

Tendencias en diferentes áreas:

- **Salud.-** Se anticipa que el cuidado de la salud será la aplicación de mayor crecimiento, con una CAGR del 8.35% en 2016 a 2021. Los equipos y dispositivos médicos portátiles y portátiles, como los sistemas de monitoreo de signos vitales, hacen un amplio uso de los sistemas embebidos.
- **Industria automotriz.-** El mercado de sistemas embebidos para automóviles representó alrededor del 22% en 2014, con ganancias estimadas del 5,5% entre 2016 y 2023. Esto se puede atribuir al aumento en la adopción de vehículos inteligentes para ofrecer una capacidad de navegación efectiva y una comunicación de auto a carretera.

Los sistemas embebidos en este área se utilizan para la seguridad, el entretenimiento y el control del motor, entre otros. Se estima que la creciente demanda de vehículos equipados con instalaciones de comunicación de automóvil a carretera y una navegación eficiente impulsarán el mercado.

- **Industria en general.-** Se espera que el tamaño del mercado de los sistemas embebidos supere los USD 258.72 mil millones para 2023, con un crecimiento del 5,6% durante los próximos seis años. La innovación en tecnología junto con el montaje de iniciativas de redes inteligentes es probable que impulse la demanda de la industria.
- **Mercado.-** Los sistemas de hardware embebidos se valoraron en más de \$ 144 mil millones en 2014 y se espera que observen ganancias de \$ 240 mil millones a una tasa de más del 5,5% de 2016 a 2023. Crecimiento económico creciente de naciones emergentes como Brasil y Taiwán.
- **Mercado de sistemas embebidos, por región.-** El tamaño del mercado del sistema integrado de América del Norte se valuó en alrededor de USD 49 mil millones en 2015 y es probable que alcance 84 mil millones para 2023 a una tasa compuesta anual del 5.7% desde 2016 a 2023. Se espera que Europa supere los USD 62 mil millones para 2023, en una tasa compuesta anual de más del 5,3%. El tamaño del mercado del sistemas embebidos en Asia fue valorado en más de USD 46 mil millones en 2014 y se prevé que alcance los USD 81 mil millones para 2023 (Marketstudyreport, 2019).

El número de sistemas embebidos, desplegados en el mundo alcanzará los 50.000 millones para 2023. El sector de los Sistemas Embebidos ha sido declarado de importancia estratégica para

Europa por el valor añadido que incorporan a los productos y se calcula que el mercado mundial de estos sistemas tendrá un valor en el mundo durante 2020 de 194 billones de euros. Actualmente ya representa el 18% de la inversión en Investigación y Desarrollo en Europa (Morat, 2019). Los requerimientos que deben satisfacerse en, por ejemplo, para la implementación de las ciudades inteligentes, exigen un desarrollo de sistemas embebidos que van de la mano con todo lo que permite el Internet de las Cosas, este desarrollo y trabajo en conjunto permitirá en un futuro observar proyectos como:

- **Telediagnóstico.**- Proceso que permite a personal médico realizar el diagnóstico de un paciente sin que esté presente físicamente en su consultorio, a través de sensores y dispositivos médicos que recopilen información de este y la envíen a través de IoT al médico.
- **Medición inteligente.**- Despliegue de medidores/sensores inteligentes en puntos de interés de ciudades.
- **Smart Home Systems.**- IoT será aún más inclusivo, con productos nuevos y existentes que se integrarán en sistemas domésticos inteligentes como Google Home, Amazon Alexa y Apple Homekit. En lugar de tener una gran cantidad de dispositivos domésticos independientes de IoT, se espera una convergencia de cada uno de ellos bajo protocolos de comunicación comunes.
- **InfoSec.**- La seguridad seguirá siendo un tema cadente en la industria de sistemas embebidos, después de los ataques de Ransomware de 2017 se ha impulsado una agenda que ofrezca sistemas embebidos con varias características que ayuden a a que estos sistemas sean seguros.
- **Comunicación automotriz.**- Sistemas que permitirán la comunicación entre automóviles y su entorno, desarrollo de estándares para vehículos de auto conducción para adaptar estilos de conducción y rutas basadas en información compartida (ByteSnap, 2019).

Perspectiva para el diseño de Software embebido

Estos están orientados a resolver problemas de tiempo real, por lo que su sistema operativo va encaminado a este fin. Además, usualmente su hardware es sencillo y compacto y cuenta sólo con lo necesario para realizar la finalidad para la cual se diseña.

La complejidad de estos sistemas ha venido aumentando y generando nuevos desafíos por lo que, para abordarlos, se han reformulado procesos de desarrollo, adaptándose y combinando diferentes disciplinas, para dar solución a este problema se utilizan lenguajes especiales para el desarrollo de Software, como el Lenguaje de Modelado Unificado (UML). UML es un lenguaje

estandarizado para el análisis y diseño de aplicaciones, especificando la estructura y el comportamiento del sistema, definiendo una sintaxis abstracta subyacente, con una representación gráfica concreta (Clermidy, 2019).

Solución a los Principales problemas de seguridad

Con la llegada de la Industria 4.0 se ha contemplado un grado mucho mayor de automatización mediante conceptos de fabricación y control remoto. Si bien esto ofrece numerosas ventajas en cuanto a eficiencia empresarial, también expone algunos activos muy costosos al riesgo de un acceso no deseado.

Uno de los problemas que se presentan en el diseño embebido es la falta de conocimientos acerca de conceptos de seguridad TI por parte de los expertos en el desarrollo de estos sistemas lo que les impide crear una infraestructura robusta y segura de Internet de las, pues la seguridad es algo que se debe implementar estratégicamente desde principio para cualquier diseño de IoT. La seguridad empieza por el hardware y no es algo que simplemente se puede añadir posteriormente o como un suplemento de software (Instituto nacional de ciberseguridad de España, 2019).

Como sucede con la mayoría del equipamiento industrial, los sistemas embebidos están pensados para ser seguros a nivel físico, incorporando medidas de reinicio en caso de fallo, partes hardware duplicadas, programación inmune a fallos, etc. Algunas de las debilidades de los sistemas embebidos que afectan a la ciberseguridad a nivel lógico que se pueden encontrar son:

- Compartición de secretos
- Certificados privados
- Contraseñas embebidas y puertas traseras
- Fallos de código libre
- Criptografía débil o inexistente
- Autenticación débil o inexistente.
- Comunicaciones entrada/salida

Perspectiva para el diseño de Hardware embebido

Las exigencias actuales en el diseño de hardware requieren no sólo de técnicas y tecnologías de punta, sino también, de la aplicación de procesos organizados y lenguajes que permitan describir los objetivos comprometidos, y el diseño propuesto. Esta necesidad ha despertado un creciente

interés en la aplicación de lenguajes de modelado y procesos de desarrollo en el diseño e implementación de hardware y desarrollado aplicaciones específicas implementando métodos de desarrollo y lenguajes de modelado .

Los lenguajes de modelado actualmente tienen la posibilidad de integrarse junto a plataformas de modelado de hardware comúnmente usadas como MATLAB/Simulink y LabVIEW. Esta nueva perspectiva direcciona hacia futuro, la integración de las herramientas de diseño hardware y software, con los lenguajes de modelado y los entornos de trabajo (Curis, 2018).

La miniaturización de los sistemas embebidos

Como sabemos el corazón de estos sistemas es el microprocesador que año a año no solo se han hecho más pequeños, sino también más potentes al poder tener en una menor superficie un mayor número de transistores.

En 1971 Intel fabricaba estos procesadores de 10 micras, y actualmente contamos con tecnología de fabricación de 14 nm y 10 nm y para antes del 2020 se espera poder fabricarlos a 5nm. Gracias a miniaturización de estos se ha podido desarrollar sistemas embebidos cada vez más pequeños, permitiendo expandir su uso a diversas áreas tanto sociales como industriales como, por ejemplo:

- Desarrollo de cámaras fotográficas para móviles, de mayor calidad, procesamiento, menor tamaño y costo.
- Reproductores de música (auriculares) con alta fidelidad de reproducción, con mayor almacenamiento y del tamaño suficiente para poder colocárselos dentro del oído.
- Tarjetas de almacenamiento con capacidad de hasta 10 TB que caben en la palma de la mano.
- Computadoras personales ultra portátiles, con mayor poder de procesamiento, poco peso y tamaño.
- Televisiones cada vez más finas, estéticas y con una calidad de imagen nunca vista (Arenas 2017).

Sistema embebido para aplicaciones IoT e Industria 4.0

En la industria la disponibilidad de sistemas embebidos como el HPC-BYT que sirve para el despliegue de proyectos de Internet de las Cosas (IoT) e Industria 4.0 es un nuevo modelo de computadora embebida que aprovecha la plataforma Intel Bay Trail para satisfacer las

necesidades de aplicaciones que demandan mejoras en rendimiento gráfico, video y procesamiento de datos en una solución compacta y eficiente.

Y, para poder operar en entornos industriales, el HPC-BYT posee un diseño ruggedizado con chasis metálico que garantiza una operación segura y continua en prácticamente cualquier lugar.

Este sistema ha sido desarrollado para proporcionar un gateway IoT fácil de integrar y mantener en sistemas de operación continua 24/7 (Eurofach, 2018).

CAPITULO II

2 MARCO METODOLÓGICO

En este capítulo se presenta el diseño del *hardware* y *software* del prototipo, así como los requerimientos técnicos de este. Se presenta la arquitectura de cada uno de los módulos. Se realiza la selección de los equipos y dispositivos que conforman el prototipo. Al final se presenta el esquema de los módulos del prototipo diseñado.

2.1 Métodos y técnicas de investigación

2.1.1 Metodología de investigación

La metodología utilizada para el desarrollo de nuestra investigación e implementación del prototipo toma como referencia los pasos propuestos por la Metodología Orientada a Prototipos (MOP), esta metodología permite que todo el sistema, o algunos de sus partes, se construyan rápidamente para comprender con facilidad, busca que el diseño propuesto sea realmente la solución al problema planteado y de esta forma minimizar el riesgo y la incertidumbre en el desarrollo (Gomez,2012). El modelo consta de las siguientes etapas:

- Investigación Preliminar.- consiste en determinar el problema y su ámbito, identificar una idea general de la solución.
- Definición de los requerimientos del sistema.- nos permite determinar los requerimientos que debe cumplir el sistema para verdadera solución a un problema.
- Diseño técnico.- establecer la arquitectura que tendrá el prototipo.
- Programación y prueba.- realización del número de pruebas que sean necesarias para la comprobación del correcto funcionamiento del prototipo.
- Operación y mantenimiento.- consiste en poner en operación en un entorno real al prototipo para verificar su funcionamiento y si es necesario realizar correcciones en el diseño.

2.1.2 Técnicas de investigación

Para el desarrollo del presente documento se utilizaron las siguientes técnicas de investigación:

- Método Deductivo.- Razonamiento que parte de una o más premisas por las cuales se llega a conclusiones que son válidas y lógicas, plantea ir desde lo general (leyes, principios) a lo específico (hechos).
- Estudio exploratorio.-Nos permiten formar una idea general respecto a una realidad en concreto, permite conocer el contexto de nuestro objeto de estudio.
- Investigación Documental.- Estudio que utiliza documentación e investigación de carácter oficial o personal acreditada como fuente de información, la selección de esta literatura se lo hace a través de lectura, crítica y discernimiento de la información.
- Estudio Descriptivo.- Técnica cuyo propósito es medir, describir cómo se manifiesta un fenómeno, consiste en seleccionar una serie de variables y describirlas para conocer su funcionamiento.
- Estudio Correlacional.- Determina la relación existente entre dos variables, el investigador mide dos variables y evalúa su relación.
- Investigación Aplicada.- Estudio que tiene como finalidad el resolver un problema, poniendo en práctica los conceptos teóricos.
- Investigación Experimental.- Proceso sistemático, en el que el investigador controla una o más variables para poder medir su cambio en otra variables (Ackerman y Com, 2013, pp.50-55).

Para determinar los requerimientos técnicos que debe cumplir el dispositivo se realizará un estudio exploratorio que permitió establecer las métricas que los sensores deben tener para poder realizar el monitoreo de las señales cardiacas.

Para establecer el diseño de la arquitectura del prototipo se realizará un estudio descriptivo sobre el modo de funcionamiento de un equipo EKG comercial para saber cuáles son las etapas de procesamiento que debe tener un dispositivo de monitoreo del corazón.

Para la selección de los equipos, sensores y software se realizará un estudio correlacional que nos permita determinar en base a las principales características técnicas desde el punto de vista electrónico, cual es el sensor, equipo y software que nos permita cumplir los requerimientos establecidos por los estudios exploratorios y descriptivos hechos en el Capítulo I para poder obtener un prototipo que nos permita visualizar las señales eléctricas generadas por la actividad cardiaca.

2.2 Requerimientos de diseño

En base a la revisión bibliográfica realizada en el Capítulo I, se define los siguientes aspectos como requerimientos de diseño para satisfacer el prototipo.

- Tener un costo competitivo con respecto a los equipos existentes en el mercado.
- Su uso debe ser intuitivo para el usuario.
- Ser “Plug and play” (“enchufar, conectar y usar”).
- Presentar gráficamente y en tiempo real la actividad cardiaca.
- La comunicación entre módulos debe ser por cable para evitar interferencias electromagnéticas en la etapa de adquisición de la señal.
- Ser modular.
- Ser portable.
- Tener autonomía de la red eléctrica.

2.3 Concepción de la arquitectura general del prototipo

La arquitectura general del equipo se ve plasmada en la *Figura 1-2*, en esta se encuentran de manera general los módulos de los que está conformado el dispositivo.

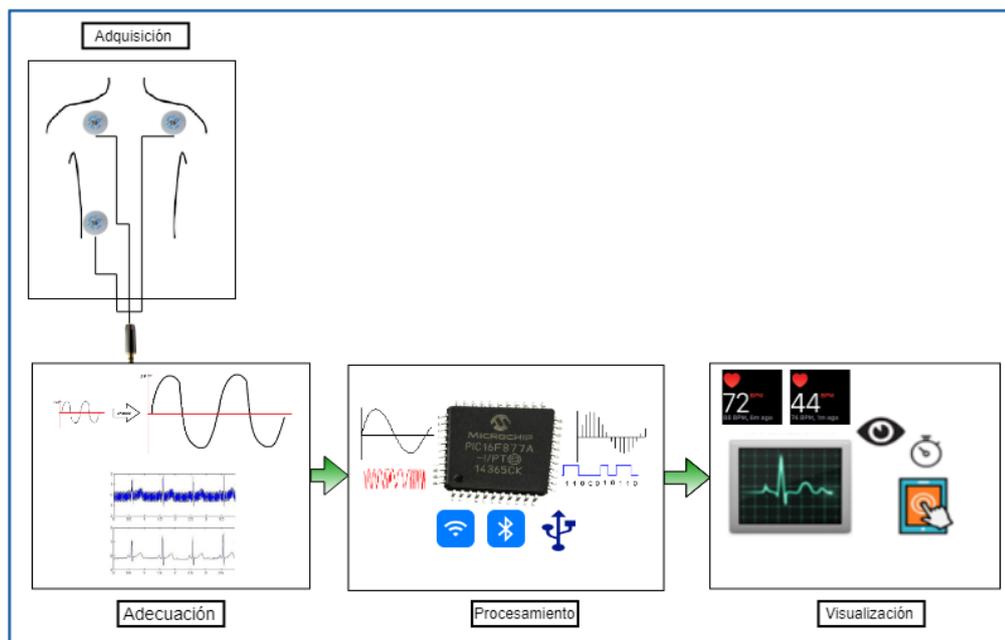


Figura 1-2: Arquitectura general del dispositivo.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Las señales eléctricas que son generadas por el corazón son captadas por tres electrodos ubicados según la disposición que establece las derivaciones de Einthoven y en cumplimiento con la ley y triángulo de Einthoven, estas señales viajan a través de tres cables de cobre y utilizan a un jack de 3.5 mm como una interfaz de multiplexación de la señal. Esta señal llega a la placa PCB donde primero es amplificada para llevarla de los milivoltios a los voltios, después la señal pasa por un proceso de filtrado (según se especifica en el Capítulo I) que consta de dos etapas, un filtro pasa altas y otro pasa bajas.

Antes de que la señal pueda entrar en su etapa de conversión analógica a digital, la señal pasa por un circuito de offset que establece un nivel de voltaje de referencia para que la señal pueda ser visualizada completamente, sin este circuito solo se observaría la parte positiva de la señal. La amplificación, el filtrado y el offset en su conjunto forman la etapa de adecuación de la señal.

Una vez la señal haya sido adecuada pasa a la etapa de procesamiento, donde la señal primero es transformada de analógica a digital para después es tratada a nivel de software, donde se realiza un proceso de filtrado digital además de realizar adecuaciones en la señal necesarias para que la imagen EKG pueda ser representada de manera adecuada en una pantalla. La comunicación entre la etapa de adecuación y procesamiento se da a través de una conexión USB.

El módulo de visualización recibe la señal del módulo de procesamiento mediante la conexión con un cable flex entre la tarjeta controladora de la pantalla y la tarjeta de procesamiento. Gracias a esta etapa mediante una pantalla táctil se mostrará la imagen que permitirá realizar el monitoreo de la actividad cardíaca, además de permitir la interacción del usuario con la señal mediante el panel táctil, desde esta podemos gestionar el almacenamiento y compartición de la información obtenida de la señal EKG.

2.4 Diseño de la Arquitectura de los módulos

2.4.1 Arquitectura de la Etapa de Adquisición

En la *Figura 2-2* se detalla mediante un diagrama de bloques la arquitectura de la etapa de adquisición, así como la interconexión de los bloques dentro de esta. Esta etapa está representada por un bloque central, tres bloques de entrada y uno de salida. Los tres bloques de entrada representan las señales cardíacas obtenidas por las derivaciones DI, DII y DIII (Einthoven).

Como interfaz de multiplexación tiene un conector tipo jack de 3.5 mm que se encarga de unir las señales provenientes de los 3 electrodos en una sola señal para su envío por cable al módulo de adecuación representado por el bloque de salida.

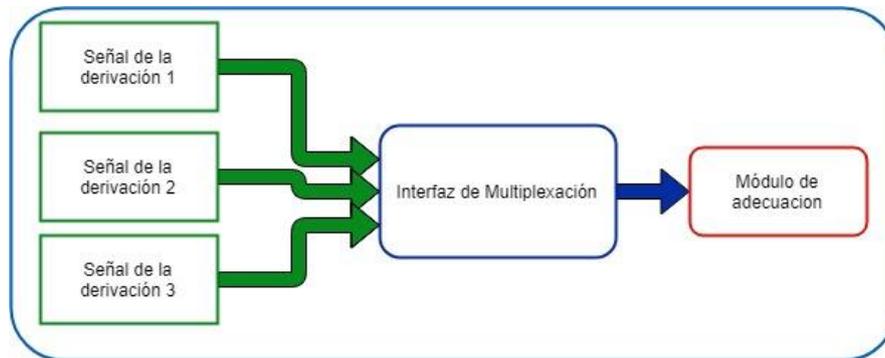


Figura 2-2: Arquitectura del Módulo de adquisición.

Elaborado por: Diego García, 2019.

2.4.2 *Arquitectura del Módulo de Adecuación*

En la *Figura 3-2* se detalla mediante un diagrama de bloques la arquitectura del módulo de adecuación, así como la interconexión de los bloques dentro del módulo. Esta etapa está representada por un bloque central, dos bloques de entrada y uno de salida, además de tres bloques extras utilizados para representar lo que ocurre dentro de la etapa de adecuación.

El primer bloque de entrada representa la señal obtenida de los electrodos, esta señal será amplificada y tratada por dos filtros, uno pasa alto y el otro pasa bajo para después ser enviada a un circuito de offset que permitirá que elevar la señal a un punto de referencia donde sea posible observarla completamente.

Este módulo se comunica mediante una conexión cableada con el módulo de procesamiento representado por el bloque de salida. Este sistema se encuentra alimentado por dos baterías de nueve voltios representada por el bloque de entrada de alimentación.

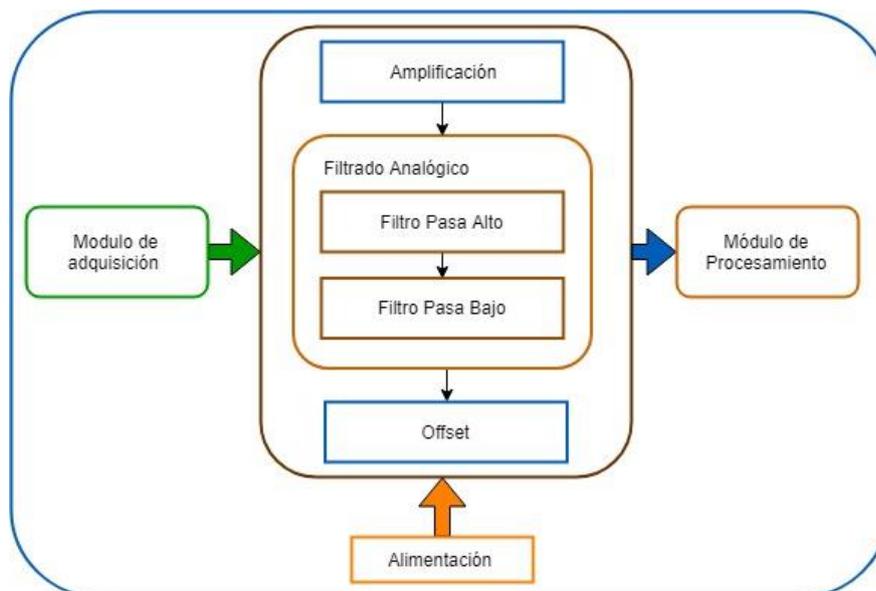


Figura 3-2: Arquitectura del módulo de adecuación.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

2.4.3 Arquitectura del Módulo de Procesamiento

En la *Figura 4-2* se detalla mediante un diagrama de bloques la arquitectura del módulo de adquisición, así como la interconexión de los bloques dentro del módulo. Esta etapa está representada por 5 bloques, uno central, dos entradas, un bloque de salida y un bloque con una conexión bidireccional que permite la comunicación entre los módulos de procesamiento y visualización. La primera entrada representa a la señal proveniente del módulo de preprocesamiento.

La tarjeta de procesamiento es la encargada de adecuar la señal para que se dé su correcta representación en el módulo de visualización representado por un bloque de salida. Además, que permitirá el registro de los datos de los pacientes, administrar el historial médico y almacenar los datos de la señal obtenida. Esta etapa cuenta con una salida capaz de enviar la señal EKG obtenida a dispositivos que admitan una comunicación inalámbrica.



Figura 4-2: Arquitectura del módulo de procesamiento.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

2.4.4 Arquitectura del Módulo de Visualización

En la *Figura 5-2* se detalla mediante un diagrama de bloques la arquitectura del módulo de visualización, así como la interconexión de los bloques dentro del módulo. Esta etapa está representada por siete bloques, uno central, dos entradas, tres salidas y un bloque con una conexión bidireccional que permite la comunicación entre el módulo de procesamiento con el de visualización, gracias a esta conexión es posible que el usuario mediante en panel táctil de la pantalla pueda interactuar con el dispositivo para visualizar y almacenar la señal EKG obtenida.

Tenemos tres bloques representando las salidas que se visualizaran en la pantalla, la señal EKG, la frecuencia de latido e información del examen (fecha, hora y datos del paciente). El bloque de alimentación representa la fuente de energía del módulo que es la proveniente de la batería del sistema.



Figura 5-2: Arquitectura del módulo de visualización.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

2.5 Selección de los elementos que conforman el prototipo

A continuación, se presenta la selección de los diferentes elementos que conforman el dispositivo. Mediante el uso de tablas comparativas se determina los elementos que en concordancia con lo expuesto en el Capítulo I satisfagan las necesidades del dispositivo.

2.4.1 Electrodo

En la *Tabla 1-2* se aprecia una comparativa entre los diferentes electrodos de tipo adhesivos-desechables presentes en el mercado nacional para realizar el monitoreo cardiaco.

Tabla 1-2: Comparación entre electrodos del tipo adhesivo-desechable.

Detalle	Electrodos de Anclaje Clip	Electrodos de Foam	Electrodos 3m™ 2239	Electrodos 3M™ 2271	Electrodos 3M™ 2560
Área conductiva	5.5 Cm (diámetro)	5 Cm (diámetro)	6 Cm (diámetro)	5.6 x 5.1 Cm	4 x 3.5 Cm
Tipo de gel	Gel sólido	Gel líquido	Gel sólido	Adhesivo conductor	Adhesivo conductor
Material	Papel con gel hipoalergénico	Electrodos de espuma foam	Película plástica radiolúcida	Película plástica radiolúcida	Electrodos de espuma foam
Descripción	Diseñados para ser utilizados con diferentes modelos de ECG, de forma circular	Diseñados para evitar que entren líquidos en el electrodo	Diseñados para monitorizaciones largas, de forma circular	Diseñados para pacientes diaforéticos, de forma cuadrada	Diseñados para el registro de ECG en reposo, de forma rectangular
Precio	\$ 4.25 (por 300 unidades)	\$6.50 (por 50 unidades)	\$ 15.60 (por 50 unidades)	\$ 21 (por 50 unidades)	\$ 34.50 (por 500 unidades)

Fuente: Sitio Web (*Doctorshop, Electrodo desechables*, 2018).

Realizado por: Diego García, 2019.

De la *Tabla 1-2* se estableció que los electrodos que se van a utilizar son los 3M Red Dot 2560 por las siguientes características:

- El reverso de espuma y gel adhesivo garantizan un buen contacto con la piel y por lo tanto nos permite tener una mejor señal proveniente del paciente.
- Estos electrodos están clínicamente testados para llevarlos hasta durante cinco días.
- El reverso de espuma es fácil de manejar lo que permite una ágil aplicación.
- Es el electrodo de menor tamaño (4 x 3.5 cm) lo que minimiza la irritación de piel del paciente.

Construcción de los cables para la etapa de adquisición

Se utilizó cinco metros de cable de hilos de cobre de 20 AWG, este cable se cortó en tres partes de un metro y medio. Se tomó un extremo de cada uno de los tres cables y se los soldó a cada una de las patas de un conector jack de 3.5 mm como se muestra en la *Figura 6-2*.



Figura 6-2: Conexión de los tres cables en el conector jack.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Por el otro extremo se soldó cada cable a un gafete para que estos permitan la conexión con los electrodos como se observa en la *Figura 7-2*.

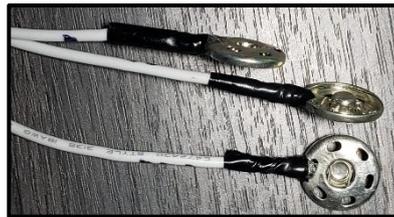


Figura 7-2: Conexión de los gafetes.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 8-2* se puede observar el cable para la adquisición de las señales cardiacas terminado, donde por un extremo se observa los tres cables soldados al conector jack de 3.5mm y del otro extremo cada cable con su respectivo gafete conectado a un electrodo.



Figura 8-2: Cable para la adquisición de la señal EKG.

Elaborado por: Diego García, 2019.

2.4.2 Amplificador de instrumentación

A continuación, se presentan cuatro diferentes tipos de amplificadores de instrumentación, que permiten por sus características técnicas, realizar la adquisición de una señal EKG. Se ha seleccionado estos amplificadores por ser los más comúnmente utilizados para este propósito además de ser los que se pueden conseguir con mayor facilidad en el mercado.

AD620

Según su datasheet (2011, p.1) es un amplificador de instrumentación de bajo costo y alta precisión, se necesita solo de una resistencia externa para configurar un rango de ganancia de 1 a 10000, se fabrican con una encapsulación de tipo 8-Lead PDIP/SOIC, necesita de dos fuentes de alimentación para poder funcionar. La ecuación que determina su ganancia es la siguiente:

$$G = 1 + (49.4 \text{ K}\Omega/\text{Rg}) \text{ Ecuación 1-2}$$

Usos más comunes:

- EKG e instrumentación medica
- Sistemas de adquisición de datos
- Controles de procesos industriales.
- Equipos alimentados por baterías.

AD623

Según su datasheet (2018, p.1) es un amplificador de instrumentación que puede ser configurado para trabajar con una o con dos fuentes de alimentación. Es de bajo costo y necesita solo de una resistencia externa para configurar un rango de ganancia de 1 a 1000, se fabrican con una encapsulación de tipo 8-Lead PDIP/SOIC/MSOP. La ecuación que determina su ganancia es la siguiente:

$$G = 1 + (100 \text{ K}\Omega/\text{Rg}) \text{ Ecuación 2-2}$$

Usos más comunes:

- Instrumentación médica de baja potencia.
- Interfaces de transductor
- Amplificadores de termocouple.
- Controles de procesos industriales.
- Adquisición de datos de baja potencia.

AD8429

Según su datasheet (2017, p.1) es un amplificador de instrumentación de ultra bajo ruido, bajo costo y diseñado para medir señales extremadamente pequeñas. Se necesita solo de una resistencia externa para configurar un rango de ganancia de 1 a 10000.

El CMRR alto que maneja este amplificador evita que las señales no deseadas corrompan el proceso de adquisición. Se fabrican con una encapsulación de tipo 8-Lead SOIC, necesita de dos fuentes de alimentación para poder funcionar. La ecuación que determina su ganancia es la siguiente:

$$G = 1 + (6 \text{ K}\Omega/\text{Rg}) \text{ Ecuación 3-2}$$

Usos más comunes:

- Instrumentación médica.
- Adquisición de datos de precisión.
- Preamplificación de micrófono.
- Análisis de vibraciones.

INA128

Según su datasheet (2005, p.1) es un amplificador de instrumentación de bajo potencia y de propósito general que ofrece una alta precisión. Se necesita solo de una resistencia externa para configurar un rango de ganancia de 1 a 10000, se fabrican con una encapsulación de tipo 8-Lead DIP, necesita de dos fuentes de alimentación para poder funcionar. La ecuación que determina su ganancia es la siguiente:

$$G = 1 + (50 \text{ K}\Omega/\text{Rg}) \text{ Ecuación 4-2}$$

Usos más comunes:

- Amplificador de termocouple.
- Instrumentación médica.
- Adquisición de datos.

Comparación de las características técnicas de los amplificadores de instrumentación

En la *Tabla 2-2* se aprecia una comparativa de las características técnicas entre los cuatro diferentes tipos de amplificadores de instrumentación mencionados anteriormente. Los valores de

la tabla corresponde a los amplificadores configurados para una ganancia de 1000 y el ruido de voltaje a 1 KHz.

Tabla 2-2: Comparación entre cuatro amplificadores de instrumentación.

	Rango de Ganancia	CMRR	Porcentaje de error Típico	Z input	Ancho de banda	Alimentación	Consumo máximo de corriente	Ruido de Voltaje
AD620	1 a 10000	130 dB	0.4	10 GΩ	12 KHz	± 2.3V a ± 18V	1.3 mA	Input: 9-13 nV/√Hz Output: 72-100 nV/√Hz
AD623	1 a 1000	110 dB	0.1	2 GΩ	2 KHz	± 3V a ± 12V	0.5005 mA	Input: 35 nV/√Hz Output: 50 nV/√Hz
AD8429	1 a 10000	134 dB	0.3	1.5 GΩ	150 KHz	± 4V a ± 18V	7 mA	Input: 1 nV/√Hz Output: 45 nV/√Hz
INA128	1 a 10000	130 dB	0.500	1 GΩ	20 KHz	± 2.25V a ± 18V	0.75 mA	Input: 8 nV/√Hz Output: -

Fuente: Sitio Web (Alldatasheet.com 2019).

Realizado por: Diego García, 2019.

Para determinar el mejor amplificador de instrumentación nos basamos en los conceptos detallados en el Capítulo I. El integrado que posee el mejor CMRR es el AD8429, con este valor podemos determinar que este es el amplificador que menos ruido va a amplificar de la señal.

El AD8429 es un amplificador de instrumentación diseñado específicamente para la adquisición de señales muy pequeñas como las generadas por el corazón, sumado a su alto CMRR lo convierte en la primera opción para el desarrollo del electrocardiógrafo. Este integrado no se encuentra disponible en el mercado nacional, con lo cual esta opción queda descartada.

Los amplificadores que si podemos encontrar en el mercado son los AD620 y el INA128, estos dos cuentan con CMRR de igual valor (130 dB), entonces para determinar la mejor opción entre los dos tomamos en cuenta sus demás características técnicas, de estas se puede determinar que el AD620 tiene un porcentaje de error menor y una impedancia de entrada mucho mayor que la del INA128, convirtiendo al AD620 en la mejor opción para la etapa de amplificación del dispositivo.

2.4.3 Filtros

Para el diseño de los filtros necesitamos de un circuito integrado que contenga por lo menos cuatro amplificadores operacionales de propósito general y con una buena respuesta ante al ruido.

A continuación, se presentan cuatro circuitos integrados que cumplen con estas características y tomando en cuenta su disponibilidad en el mercado.

TL084

Es un amplificador operacional de la familia de entras con alta impedancia de tipo JFET, cada uno de los transistores bipolares conforman los cuatro amplificadores operacionales en un circuito integrado monolítico. Este circuito nos brinda altas velocidades, bajos niveles de corrientes y voltajes de offset, bajo consumo de potencia y baja distorsión armónica. Se fabrican con una encapsulación de tipo DIP de 14 terminales, necesita de dos fuentes de alimentación para poder funcionar (Texas Instruments, 2015, pp.1-8).

LM348

Es un circuito integrado que contiene cuatro amplificadores operacionales en su interior que funcionan de manera independiente, tiene un bajo consumo de potencia y pueden proporcionarnos altas ganancias individuales. Este circuito se ha diseñado para proporcionar funcionalidades idénticas que las del amplificador UA741, pero con varias mejoras. La corriente de suministro del LM348 para sus cuatro OPAMs es comparable a la que necesita el UA741.

El LM348 es para el reemplazo en circuitos donde se esté usando varios UA741. Se fabrican con una encapsulación de tipo DIP de 14 terminales, necesita de dos fuentes (alto rango de alimentación) para poder funcionar (Thomson, 1997, pp.1-3).

LM324

Es un circuito integrado compuesto por cuatro amplificadores operacionales de alta ganancia que tiene entradas diferenciales verdaderas. Este integrado está diseñado para poder trabajar con una única fuente de alimentación, pero también se puede hacerla con dos fuentes. Se fabrican con una encapsulación de tipo PDIP/CDIP/SOIC/TSSOP de 14 terminales (Texas Instruments, 2015, pp.1-7).

LM339

Es un circuito integrado activo que tiene cuatro OPAMs, este reduce el corrimiento de voltaje ante los cambios de temperatura, elimina la necesidad de tener dos fuentes de alimentación para su funcionamiento, ya que le basta una para poder funcionar y puede entrar en funcionamiento con apenas 2 mV, son ideales para usos en circuitos portables que funcionen con baterías. Se

fabrican con una encapsulación de tipo CPID/SOIC/PDIP de 14 terminales (STMicroelectronics, 2003, pp.1-3).

Comparación de las características técnicas de los OPAMs

En la *Tabla 3-2* se aprecia una comparativa entre los cuatro diferentes tipos de circuito integrados mencionados anteriormente y que son ideales para realizar el proceso de filtrado de una señal sin la adición en gran medida del ruido inherente a estos circuitos. El consumo de corriente es de cada OPAM de manera individual y el ruido de voltaje para frecuencias de 1 KHz.

Tabla 3-2: Comparación entre OPAMs para el filtrado.

	CMRR	Ancho de Banda	Alimentación	Consumo de corriente	Z input	Ruido de Voltaje	Temperatura de operación
LM348	90 dB	1 Mhz	$\pm 4 \text{ V a } \pm 18 \text{ V}$	0.6 mA	$2.5 \cdot 10^6 \Omega$	40 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	0°C-70°C
TL084	86 dB	3 Mhz	$\pm 5 \text{ V a } \pm 18 \text{ V}$	1.4 mA	$10 \cdot 10^{12} \Omega$	18 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	0°C-70°C
LM324	85 dB	1 Mhz	$\pm 1.5 \text{ V a } \pm 16 \text{ V}$	0.7 mA	$1 \cdot 10^6 \Omega$	40 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$	0°C-70°C
LM339	84 dB	1 Mhz	$\pm 1 \text{ V a } \pm 18 \text{ V}$	0.8 mA	-	-	0°C-70°C

Fuente: Sitio Web (Alldatasheet.com 2019).

Realizado por: Diego García, 2019.

El que mejor CMRR tiene es el integrado LM348 lo que lo haría el indicado para el proceso e filtrado ya que es el que menos ruido añadiría a la señal, este dispositivo no se encuentra en el mercado nacional. El único que podemos encontrar en el mercado es el TL084 que es el que ocupa el segundo lugar con el mejor CMRR, lo que nos garantiza que el proceso de filtrado la señal no se vea afectada por la incorporación de ruido inherente a la utilización de estos circuitos.

El TL084 que se observa en la Figura 9-2, posee un buen ancho de banda de trabajo, una impedancia de entrada alta, un consumo de corriente bajo y genera poca adición de ruido a la señal a esta pasar por sus OPAMs, lo que lo convierte en la mejor opción para la implementación de los filtros.

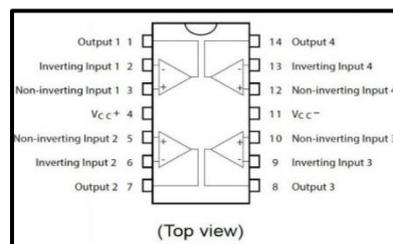


Figura 9-2: Datasheet TL084.

Fuente: Alldatasheet.com.

2.4.4 Tarjetas para el procesamiento

Para la etapa de procesamiento se utilizarán dos tarjetas. Una que servirá de interfaz entre la placa PCB y el software de procesamiento y que será la encargada de la conversión analógica a digital y otra que tendrá que desempeñar la mayor cantidad del procesamiento digital de la señal que necesita a diferencia de la primera tarjeta contar con un alto poder de procesamiento.

Para la primera etapa se utilizará una tarjeta de sonido externa, que tiene a en su interior un microprocesador que se encarga de digitalizar la señal de entrada. La calidad de estas tarjetas se mide por los bits de resolución y la frecuencia de muestreo siendo los valores más comunes de 16 bits de resolución y 44.1 kHz de frecuencia de muestreo.

Esta tarjeta cuenta con una entrada 3.5 mm para el audio, una salida para audífonos y otra USB A 2.0 que le permite establecer comunicación de manera sencilla con la tarjeta de Raspberry, tarjeta encargada de la etapa de procesamiento.

Una vez establecido en el Capítulo I que se va a trabajar con las tarjetas de Raspberry para el procesamiento por software de la señal, en la *Tabla 4-2* se aprecia una comparativa entre los diferentes modelos de tarjetas de las que dispone esta empresa y comparando sus principales características técnicas, para establecer la más indicada para el proyecto.

Tabla 4-2: Modelos de tarjetas Raspberry.

Fuente: Página oficial de Raspberry (Raspberry Pi 2019).

Modelo	Precio	Instrucciones	Velocidad	Núcleos	RAM	Interfaces alámbricas	Interfaces inalámbricas	Almacenamiento	Consumo
Raspberry Pi Model A+	\$28 USD	ARMv6/32bits	700MHz	1	512MB	HDMI/ 1 x micro USB2/ 40 puertos GPIO	-	MicroSD slot	5 V a 2A micro USB
Raspberry Pi Model B+	\$28 USD	ARMv6/32bits	700MHz	1	512MB	HDMI/ 4x USB2 ports / 10/100 Ethernet/ 40 puertos GPIO	-	MicroSD slot	5 V a 2A micro USB
Raspberry Pi 3 Model B	\$30 USD	ARMv8/64bits	1200MHz	4	1GB (1024 MB)	HDMI/ 4x USB2 ports / 10/100 Ethernet/ 40 puertos GPIO	Wi-Fi 2.4Ghz/ Bluetooth h 4.1	MicroSD slot	5 V a 3 A micro USB
Raspberry Pi 3 Model B+	\$45 USD	ARMv8/64bits	1400MHz	4	1GB (1024 MB)	HDMI/ 4x USB2 ports / 10/100/300 Ethernet/ 40 puertos GPIO	Wi-Fi 2.4/5GHz / Bluetooth h 4.2	MicroSD slot	5 V a 2.5A micro USB

Elaborado por: Diego García, 2019.

De la *Tabla 5-2* se estableció que la tarjeta Raspberry Pi 3 Model B+ cumple con los requerimientos planteados para el diseño del prototipo, debido a su poder de procesamiento, así como al número, interfaz y función de sus puertos de entrada y salida.

Dispone de 4 núcleos y trabajar con una velocidad de 1.4 GHz, pasando por mucho a la velocidad de operación de sus competidores. Además, esta tarjeta ya tiene incorporada módulos de comunicación inalámbrica, tanto de Bluetooth en su versión 4.2 y Wifi, en conjunto todas estas especificaciones son las que nos permitirán cumplir con los requerimientos planteados para el proyecto.

2.4.5 Pantalla

Como módulo de visualización se eligió la pantalla Raspberry pi touch screen 7" que nos brinda una interfaz entre el usuario y el dispositivo para la visualización de la imagen de EKG obtenida del paciente, este dispositivo es ideal para proyectos que necesitan ser portables y modulares, la pantalla se muestra en la *Figura 10-2* solo necesita de dos conexiones para su funcionamiento, una para la alimentación y otra para la comunicación, la pantalla cuenta con un tablero de conversión que permite conectar la pantalla mediante DPI evitando utilizar muchos puertos GPIO de la placa Raspberry y dejándolos libres para otras conexiones.

Características

- Compatible con Raspberry Pi 3, Raspberry Pi 2, Modelo B + y Modelo A +.
- Pantalla táctil de 7 pulgadas.
- Resolución de 800 x 480 píxeles.
- 60 fotogramas por segundo.
- Dimensiones de pantalla: 194mm x 110mm x 20mm.
- Tamaño visible de la pantalla: 155mm x 86mm.
- Touch capacitivo de 10 dedos.
- La pantalla capacitiva multitáctil: admite hasta 10 toques con los dedos.

- Color RGB de 24 bits.
- Ángulo de visión de 70°
- Consumo de energía 5 V, 500 mA.

La pantalla de Raspberry al tener una resolución de pantalla buena y tener una diagonal de 7 pulgadas, permitirá que la señal se puede visualizar en buena definición y en un espacio suficientemente grande en el que se pueda monitorear correctamente la señal obtenida, además de que al pertenecer a la misma empresa desarrolladora del equipo utilizado para el procesamiento de la señal (Raspberry pi Model B) tiene la modalidad de “plug y play”.



Figura 10-2: Pantalla Raspberry Pi touch display 7".
Fuente: Página oficial de Raspberry.

2.4.6 Alimentación del sistema

Debido a que el dispositivo está diseñado para ser utilizado en comunidades de zonas rurales donde el suministro de energía mediante la red eléctrica nacional es escaso y en otros lugares inexistente es necesario que el dispositivo cuente con una batería como fuente de energía, asegurando autonomía de energía del dispositivo.

El Raspberry Pi Model B+ puede ser alimentado con un máximo de 5 V a 2.5 A y considerando el tamaño del case del dispositivo se ha seleccionado una batería RPI PowerPack V2 diseñada para Raspberry Pi como fuente de energía del dispositivo, en la *Figura 11-2* se puede observar la descripción de los elementos con los que cuenta.

Esta batería es capaz de dar una autonomía de hasta 9 horas a la tarjeta Raspberry Pi, además de contar con dos salidas USB para alimentar dos dispositivos de manera simultánea (Altronics 2018).

Características

- Capacidad de Batería: 3800mAH máximo
- Corriente Máxima de Salida: 1.8A
- Voltaje de Salida: $5.1V \pm 0.1V$
- Corriente de Carga / Voltaje: 1.0A/5.0V
- Voltaje de Corte a Plena Carga: 4.18V - 4.2V
- Es capaz de Alimentar a la Raspberry por hasta 9 horas
- Salida USB doble

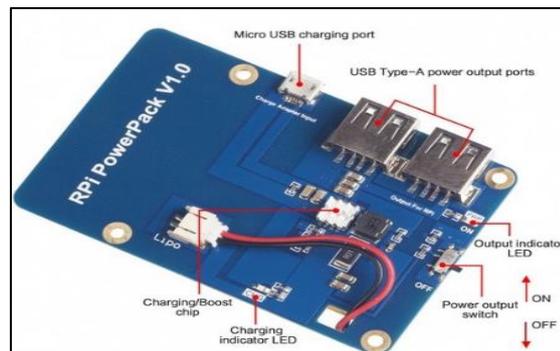


Figura 11-2: Partes de la batería Rpi-Powerpack.

Fuente: Sitio Web (Altronics 2018).

2.6 Diseño del circuito de Adecuación

A continuación, se presenta los cálculos, así como el diseño y disposición de los elementos que conformaran cada una de las etapas del circuito de adecuación, empezando por la amplificación de la señal, el filtrado y finalmente la etapa de offset necesaria para que una vez convertida la señal en digital pueda esta ser observada en su totalidad en una pantalla.

Los esquemas de conexión y la simulación de los diferentes módulos se realizaron con el software Multisim Power Pro Edition en su versión 14.1.0, este nos permite representar de manera gráfica y en un entorno amigable las conexiones que tienen entre las diferentes subetapas del circuito de adecuación.

2.6.1 Amplificador de Instrumentación

Como primer paso la señal como ya se mencionó en el Capítulo I debe ser amplificada, para esto se determinó que a pesar de que el amplificador de instrumentación AD620 no es el que mejor

características técnicas presenta para esta etapa, será el utilizado debido a que es el único que se encuentra con disponibilidad en el mercado ecuatoriano. En la *Figura 12-2* se puede observar el datasheet del AD620.

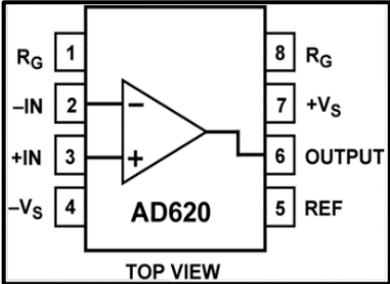


Figura 12-2: Datasheet AD620.
Fuente: Sitio Web (Analog Devices 2019).

Partiendo de la información que nos proporciona el datasheet, para determinar que el valor de resistencia R_g necesaria para que el AD620 amplifique con una ganancia de 1000 se calcula mediante la siguiente ecuación:

$$R_g = \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{G-1} \quad \text{Ecuación 5 - 2}$$

Donde:

- R_g es la resistencia de la cual depende la ganancia que nos del dispositivo.
- G es la ganancia del dispositivo, en este caso tiene el valor de 1000.

Resolviendo la ecuación obtenemos un valor de R_g aproximado de 49.45Ω , valor de resistencia que en el mercado no se encuentra, por esta razón se decidió utilizar una resistencia de 47Ω que es valor más próximo que podemos encontrar. En la *Figura 13-2* se observa el diagrama de conexión del amplificador de instrumentación AD620 basado en el valor calculado de R_g y en su datasheet.

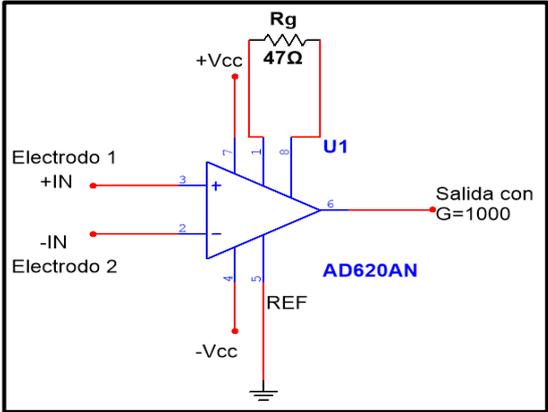


Figura 13-2: Diagrama de conexión del AD620
Elaborado por: Diego García, 2019.

Siguiendo las indicaciones de conexión de la hoja de datos, las entradas 2 y 3 son en las cuales debe ir conectado los electrodos provenientes del pecho del paciente, el electrodo izquierdo debe ser conectado en el terminal 2 y el derecho en el terminal 3 del integrado. La resistencia Rg debe estar entre los terminales 1 y 8 y el terminal 5 debe ser conectado a tierra.

El dispositivo será alimentado por un voltaje positivo (+9v) y negativo (-9v) que se conecta en el terminal 7 y 4 respectivamente. Como resultado obtenemos la señal amplificada con una ganancia de 1000 en la salida del terminal 6.

2.6.2 Diseño de Filtros

En el Capítulo I se determinó que es necesario la construcción de un filtro rechaza banda, para esto se ha decidido el diseño de dos filtros, uno pasa alta y el otro pasa baja. El diseño de estos filtros está basado en aproximaciones, en este caso se eligió a los filtros de tipo Butterworth con una estructura Sallen-Key y al circuito integrado TL084 para su construcción.

Se eligió diseñar filtros de 8vo orden para mejorar la caída del filtro en su banda de rechazo. A continuación, se presenta los cálculos, así como el diseño y disposición de los elementos que conformaran los circuitos para el filtrado.

2.6.2.1 Filtro Butterworth pasa bajas de 8vo orden

Para el diseño del filtro Butterworth sabemos que la función de transferencia de un circuito pasa baja en su forma base es la siguiente:

$$H(s) = \frac{1}{s^2 + k_1 s + 1} \quad \text{Ecuación 6 - 2}$$

Además, para comenzar con el diseño inicialmente trabajamos para una frecuencia de corte $w_{cn} = 1 \text{ rad/s}$, posteriormente corregiremos este valor haciendo un cambio de escala. En la *Figura 14-2*, donde se puede observar la disposición que tendrán los elementos pasivos del filtro, basados en la configuración Sallen-Key.

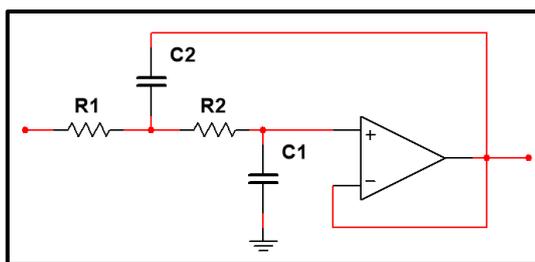


Figura 14-2: Configuración Sallen-Key para el filtro pasa bajas.

Elaborado por: Diego García, 2019.

De este circuito obtenemos la siguiente función de transferencia:

$$H(s) = \frac{1}{C_1 C_2} \frac{1}{(s^2 + \frac{2}{c_1} s + \frac{1}{C_1 C_2})} \quad \text{Ecuación 7 - 2}$$

Tenemos que conseguir que la función de transferencia del circuito con la estructura Sallen-Key sea igual a la función de transferencia del filtro pasa baja, para lograr esto utilizaremos los siguientes reemplazos:

$$\frac{1}{C_1 C_2} = 1 \quad \text{Ecuación 8 - 2} \quad \text{y} \quad \frac{2}{c_1} = k_i \quad \text{Ecuación 9 - 2}$$

Para obtener un filtro Butterworth de 8vo orden se plantea la realización de los cálculos por etapas. El orden de este filtro es representando matemáticamente por cuatro funciones de transferencia, para realizar estos cálculos ya se parte del resultado del desarrollo del polinomio de Butterworth para orden 8 (Granda Miguel y Mediavilla Bolado, 2015, p.151), expuesto a continuación:

$$(s^2 + 0.39s + 1)(s^2 + 1.11s + 1)(s^2 + 1.66s + 1)(s^2 + 1.96s + 1) \quad \text{Ecuación 10 - 2}$$

Siguiendo los parámetros del diseño, se establece un valor único para todas las resistencias que tendrá el circuito, en este caso serán resistencias de $10K\Omega$ y lo que se va cambiando son los valores de capacitancia que obtendremos con los siguientes cálculos por etapas:

Etapas 1

$$H(s) = \frac{1}{(s^2 + 0.39s + 1)} \quad \text{Ecuación 11 - 2}$$

Utilizando los reemplazos mencionados anteriormente podemos obtener los valores de los capacitores de la siguiente manera:

$$C_1 = \frac{2}{k_i} \quad \text{Ecuación 12 - 2}$$

Para esta etapa $k_i = 0.39$, reemplazando los valores y realizando el calculo obtenemos un valor de $C_1 = 5.1282 F$. Utilizando la otra ecuación de reemplazo podemos obtener el valor del capacitor 2, de la siguiente manera:

$$c_2 = \frac{1}{c_1} = 0.195 F \quad \text{Ecuación 13 - 2}$$

Siguiendo los mismos pasos se obtiene los valores de los capacitores para las siguientes etapas.

Etapas 2

$$H(s) = \frac{1}{(s^2 + 1.11s + 1)} \quad \text{Ecuación 14 - 2}$$

$$C_3 = \frac{2}{1.11} = 1.8 F \quad \text{Ecuación 15 - 2}$$

$$C_4 = \frac{1}{C_3} = 0.50055 F \quad \text{Ecuación 16 - 2}$$

Etapas 3

$$H(s) = \frac{1}{(s^2 + 1.66s + 1)} \quad \text{Ecuación 17 - 2}$$

$$C_5 = \frac{2}{1.66} = 1.2048 F \quad \text{Ecuación 18 - 2}$$

$$C_6 = \frac{1}{C_5} = 0.83 F \quad \text{Ecuación 19 - 2}$$

Etapas 4

$$H(s) = \frac{1}{(s^2 + 1.96s + 1)} \quad \text{Ecuación 20 - 2}$$

$$C_7 = \frac{2}{1.96} = 1.0204 F \quad \text{Ecuación 21 - 2}$$

$$C_8 = \frac{1}{C_7} = 0.981 F \quad \text{Ecuación 22 - 2}$$

Una vez realizados estos cálculos, podemos ver compilados sus resultados en la Tabla 5-2

Tabla 5-2: Valores iniciales de los capacitores.

Capacitores	Valores (Faradios)
C_1	5.125
C_2	0.195
C_3	1.8
C_4	0.50056
C_5	1.202
C_6	0.832
C_7	1.019
C_8	0.981

Elaborado por: Diego García, 2019.

Ahora se tiene que realizar el cambio de escala mencionado inicialmente, este nos permitirá establecer el valor de la frecuencia de corte para la cual queremos que funcione nuestro filtro, en este caso hemos diseñado bajos los criterios del Capítulo I para una frecuencia de corte de 250 Hz, para este proceso necesitamos inicialmente de las siguientes ecuaciones:

$$w'_{cn} = 250 * (2\pi) = 500\pi \quad \text{Ecuación 23 - 2}$$

$$k_f = \frac{w'_{cn}}{W_{cn}} = \frac{500\pi}{1} = 500\pi \quad \text{Ecuación 24 - 2}$$

Donde:

- W_{cn} representa la frecuencia de corte base (1 rad/s).
- w'_{cn} representa la frecuencia de corte esperada.
- k_f representa el cambio de escala.

La siguiente ecuación es la que nos permite, tomando en cuenta la nueva frecuencia de corte (cambio de escala), obtener los nuevos valores de capacitancia para que el filtro funcione a una frecuencia de corte de 250 Hz.

$$C_m = \frac{1}{(k_f)(k_m)} (C_i) \quad \text{Ecuación 25 - 2}$$

Donde:

- C_m representa el nuevo valor del capacitor.
- C_i valor de los capacitores obtenidos inicialmente.
- K_f representa la frecuencia de corte esperada.

- k_m representa a la resistencia que se estableció un valor fijo de 10 K Ω .

En la Tabla 6-2 se observa los nuevos valores de capacitancia del filtro para una frecuencia de corte de 250 Hz.

Tabla 6-2: Valores de los capacitores para $f_c=250$ Hz.

Valor exacto (Faradios)	Valores redondeados (Nano Faradios)	Valores de Capacitores comerciales (Nano faradios)	Error
326.3E-9	330	330	0
12.4E-9	13	10+3.3=13.3	0.3
114.6E-9	110	100+10=110	0
35.4E-9	35	33+2=35	0
76.5E-9	78	10+68=78	0
53.0E-9	52	47+5.6=52.6	0.6
64.9E-9	67	47+20=67	0
62.5E-9	62	15+47=62	0

Elaborado por: Diego García, 2019.

Debido que en el mercado nacional no es posible encontrar todos los valores de capacitancia obtenidos a partir de los cálculos de manera exacta se optó por aproximar estos resultados a sus valores comerciales más cercanos en unos casos y en otros se optó por la utilización dos capacitores conectados en paralelo para que en conjunto su capacitancia se aproxime al valor necesario. En la Tabla 7-2 se listan todos los capacitores comerciales necesarios para la construcción del filtro con su respectivo código comercial.

Tabla 7-2: Códigos comerciales y cantidad de capacitores.

Capacitor	Código comercial	Cantidad
330 nF	334	1
10 nF	103	3
3.3 nF	302	1
100 nF	104	1
33 nF	333	1
2 nF	202	1
68 nF	683	1
47 nF	473	3
5.6 nF	502	1
20 nF	203	1
15 nF	153	1

Elaborado por: Diego García, 2019.

Tomando a la estructura Sallen-Key como circuito base para la construcción del filtro, se diseña cuatro etapas individuales conectadas en cascada para en su conjunto formar el filtro Butterworth pasa bajas de 8vo orden con frecuencia de corte de 250 Hz, con el valor de resistencias fijo en 10 K Ω y los capacitores con los respectivos valores calculados anteriormente, como se observa en la *Figura 15-2*.

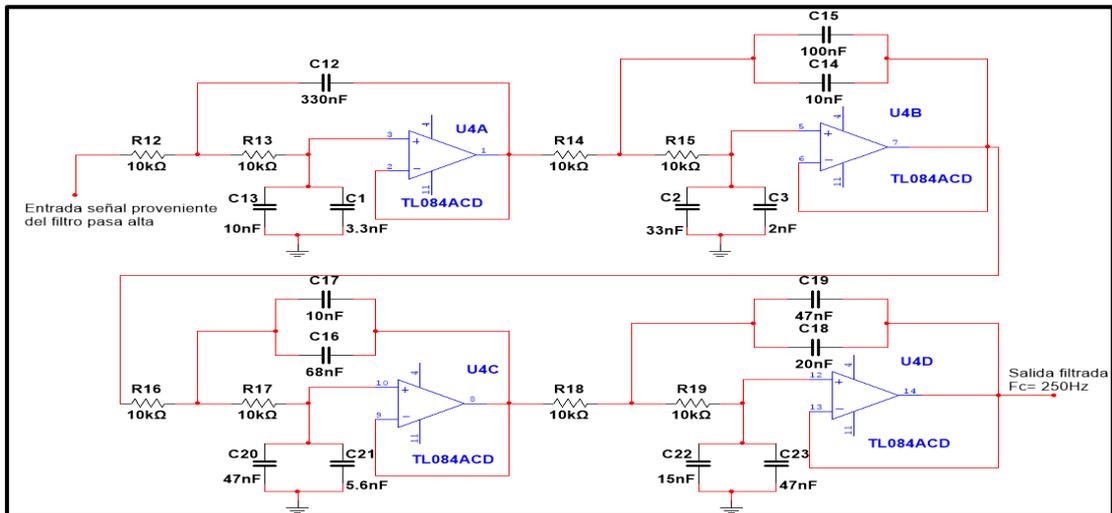


Figura 15-2: Diagrama de conexión del filtro pasa bajas con frecuencia de corte de 250 Hz.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se observa el circuito está constituido por el integrado TL084, este se alimenta con +9v y -9v por los terminales 4 y 11 respectivamente. El terminal 3 es la entrada del primer OPAM del circuito y es aquí donde llega la señal del filtro pasa altas (desarrollado a continuación). La salida la obtenemos por la terminal 14 del integrado.

2.6.2.2 Filtro Butterworth pasa altas de 8vo orden

Para el diseño de este filtro se parte de la configuración Sallen-Key que se indica en la *Figura 16-2*. Para este filtro los valores de los capacitores son fijos y se ha decidido trabajar con capacitores electrolíticos de 100 uF.

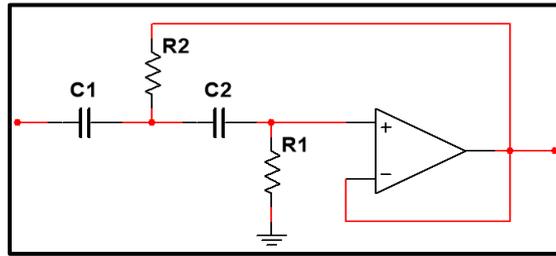


Figura 16-2: Configuración Sallen-Key para el filtro pasa altas.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Para establecer la frecuencia de corte del filtro, tomamos en consideración lo expuesto en el Capítulo I, de esta manera se estableció una frecuencia de corte de 0.500 Hz. En la siguiente ecuación se calcula en valor de w'_{cn} necesaria para realizar todos los demás cálculos.

$$w'_{cn} = 0.500 * (2\pi) = 1\pi \quad \text{Ecuación 26 - 2}$$

Donde:

- w'_{cn} es la frecuencia de corte esperada.

Para el cálculo de los valores de las resistencias se utiliza la siguiente ecuación que actúa como un factor de conversión de tipo de filtro (de pasa baja a pasa alta) que utiliza los valores calculados de capacitancia en el apartado anterior para obtener los valores de las resistencias que nos permitan tener un filtro pasa altas a partir de un pasa bajas.

$$\frac{1}{K_i} = R_j * C * W_c \quad \text{Ecuación 27 - 2}$$

Donde:

- k_i representa los valores de los capacitores obtenidos en el apartado anterior.
- R_j es el valor de las resistencias que nos permitan obtener un filtro pasa altas.
- C es el valor fijo de capacitancia con el que vamos a trabajar, en este caso es de 100 uF.
- W_c es la frecuencia de corte de nuestro filtro pasa altas.

De esta ecuación podemos despejar R_j para comenzar a realizar los calculo que nos permitan obtener los valores de estas resistencias como se observa en la siguiente ecuación:

$$R_j = \frac{1}{c * k_i * w_c} \quad \text{Ecuación 28 - 2}$$

En la Tabla 8-2 se presenta el resultado de las operaciones hechas con esta ecuación al reemplazar los valores que debe ir tomando K_i , con la capacitancia constante de 100 uF y el valor de $W_c = 1\pi$.

Tabla 8-2: Valores de las resistencias para el filtro pasa alta con $f_c=0.500$ Hz.

Valores de K_i	Resultado de la operación	Valores redondeados	Valor de resistencias comerciales
5.125	621.09	621	560
0.195	16323.58	16k3	15k
1.8	1768.39	1k7	1.8k
0.50056	5725.00	5k7	5.6k
1.202	2648.17	2k6	2.7k
0.832	3825.84	3k8	3.9k
1.019	3123.75	3k1	3.3k
0.981	3244.75	3k2	3.3k

Elaborado por: Diego García, 2019.

Tomando a la estructura Sallen-Key como circuito base para la construcción del filtro, se diseña cuatro etapas individuales conectadas en cascada para en su conjunto formar el filtro Butterworth pasa altas de 8vo orden con frecuencia de corte de 0.500 Hz, con el valor de capacitancia fija de 100 uF y con los valores de resistencia expuestos en la Tabla 8-2, como se observa en la *Figura 17-2*.

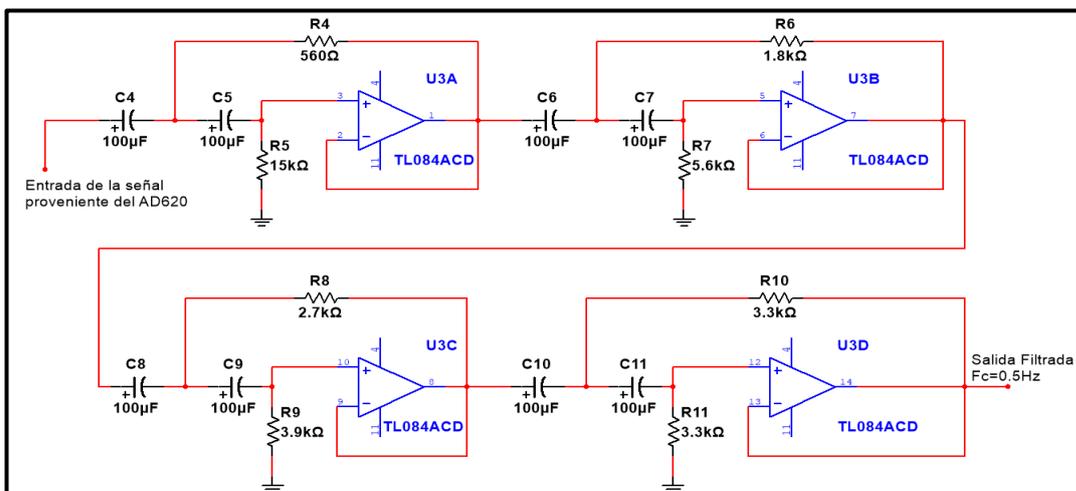


Figura 17-2: Diagrama de conexión del filtro pasa altas con frecuencia de corte de 0.500 Hz. Elaborado por: Diego García, 2019.

El TL084 se alimenta con +9v y -9v por los terminales 4 y 11 respectivamente. La entrada del circuito es por el terminal 3 donde llega la señal amplificada por el AD620 y la salida ya filtrada la obtenemos por el terminal 14 del integrado, salida que entrara el filtro pasa bajas para en conjunto formar el filtro rechaza banda.

2.6.3 Circuito de Offset

Este circuito permite mover la señal del umbral negativo al positivo, las señales analógicas están en estos dos espectros y la señal de EKG no es la excepción, pero esta generalmente se va por el lado negativo. Como se estudió en el Capítulo I, Arduino solamente reconoce señales que estén de los 0-5 V gracias a este circuito es posible la visualización de la señal después de ser convertida a digital.

Lo que hace este circuito es básicamente establecer una referencia de voltaje que actúa como el punto inicial desde el cual la señal es dibujada. Para la implementación de esta etapa al ser necesario la utilización de dos OPAMs se optó por el integrado LF353 que internamente cuenta con dos amplificadores. En la *Figura 18-2* se presenta la configuración interna de este circuito.

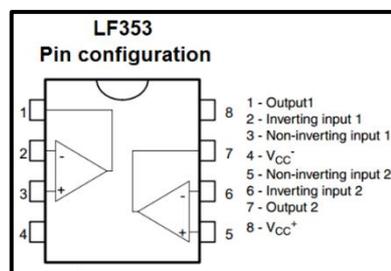


Figura 18-2: Datasheet LF353.
Elaborado por: Diego García, 2019.

El LF353 se alimenta con +9V y -9V por los terminales 8 y 4 respectivamente, la entrada de este circuito es por el terminal 3, por esta viene la señal ya adecuada por las etapas de amplificación y filtrado expuestas anteriormente y la salida la obtenemos el terminal 7. A continuación, en la *Figura 19-2* se puede ver el diagrama de conexión de esta etapa de offset.

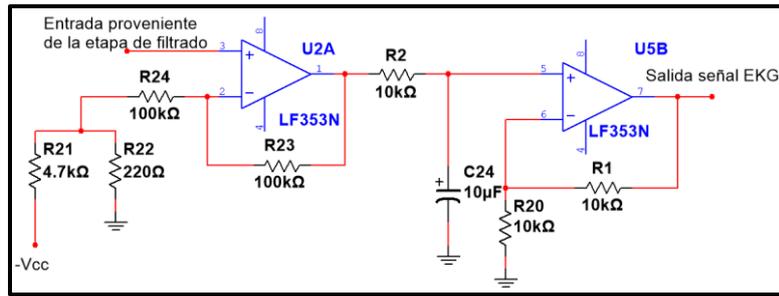


Figura 19-2: Diagrama de conexión del circuito de offset.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 20-2* se puede observar todas las etapas expuestas anteriormente que en su conjunto forman el circuito de adecuación y nos permiten la obtención de la señal EKG.

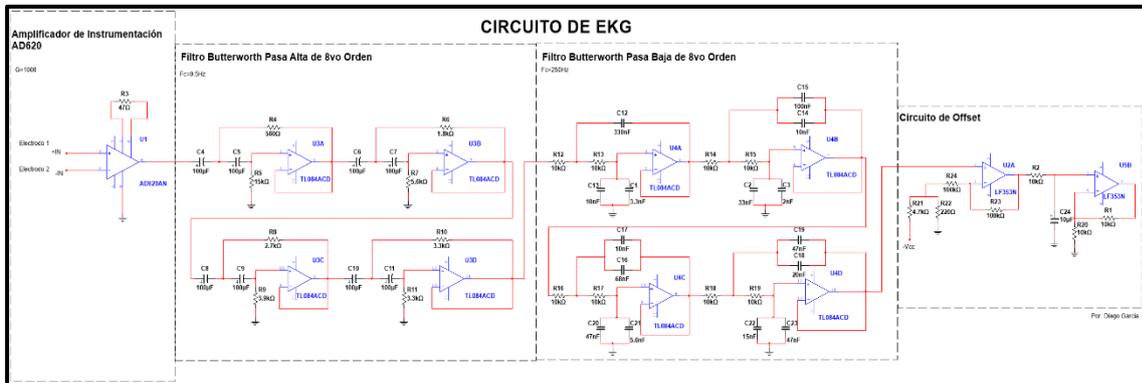


Figura 20-2: Diagrama de conexión del circuito de EKG.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

2.6.4 Alimentación del circuito

El circuito de adecuación será alimentado por dos baterías de 9 voltios conectadas en serie como se observa en la *Figura 21-2*, con esto se logra obtener un voltaje positivo y negativo de 9 voltios, además de una tierra virtual, valores necesarios la alimentación y conexión de los integrados TL084, así como del LF353 y del amplificador de instrumentación AD620.

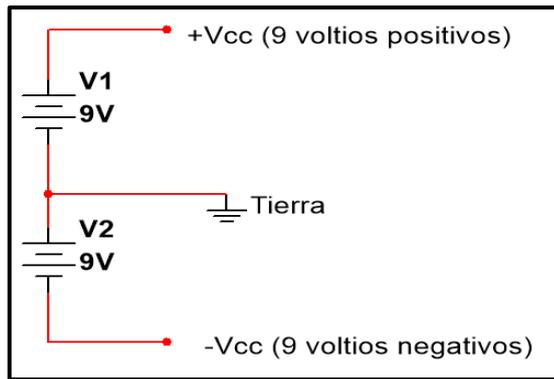


Figura 21-2: Baterías de 9V conectadas en serie.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

2.5.5 Diseño PCB del circuito

Para mejorar la respuesta del circuito y su inmunidad al ruido, se decidió implementar este circuito mediante un PCB, el software utilizado para este fin es Proteus en su versión 8.7, software libre que nos permite realizar el diseño de las pistas que conectaran los diferentes dispositivos que conforman el circuito. En las *Figura 22-2* se puede observar el diseño final de la placa PCB que tiene una dimensión de 96mm x 68mm obtenido en Proteus.

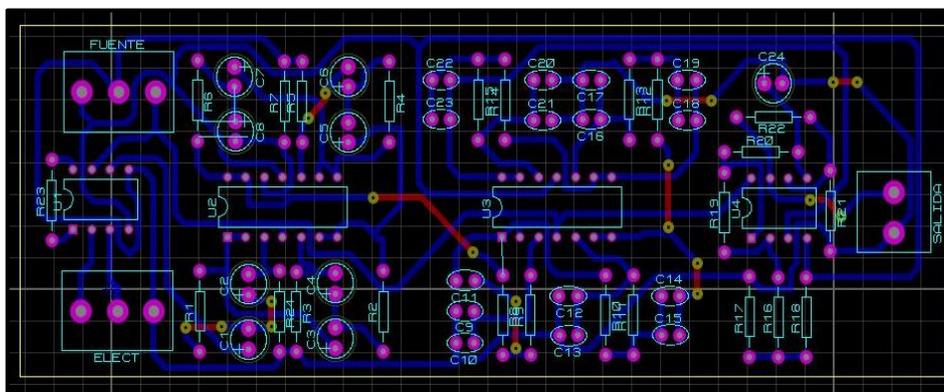


Figura 22-2: Diseño de la placa PCB del circuito de adecuación en Proteus.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 23-2* se observa el producto final del circuito PCB para la obtención y adecuación de la señal EKG.

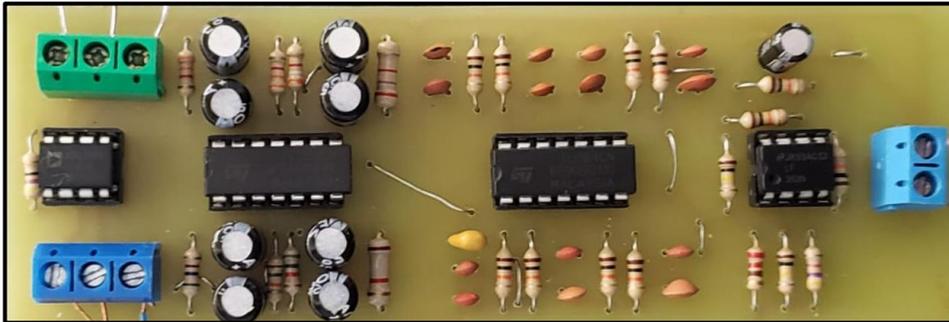


Figura 23-2: Placa PCB real.
Elaborado por: Diego García, 2019.

2.7 Esquema de conexión del prototipo

Los esquemas de conexión y la simulación de los diferentes módulos se realizaron con Draw.io, este nos permite representar de manera gráfica y en un entorno amigable las conexiones que tienen entre las diferentes tarjetas de cada módulo del dispositivo. Mediante este se representó de manera gráfica las conexiones indicadas en los diagramas de conexión de cada módulo.

2.7.1 Esquema de conexión entre el PCB y la tarjeta de sonido

El esquema de conexión como se observa en la *Figura 24-2* tiene como elemento central la placa PCB que será la encargada de recibir la señal proveniente del paciente a través de los tres electrodos, este circuito se encuentra conectado con a la tarjeta de sonido de la siguiente manera:

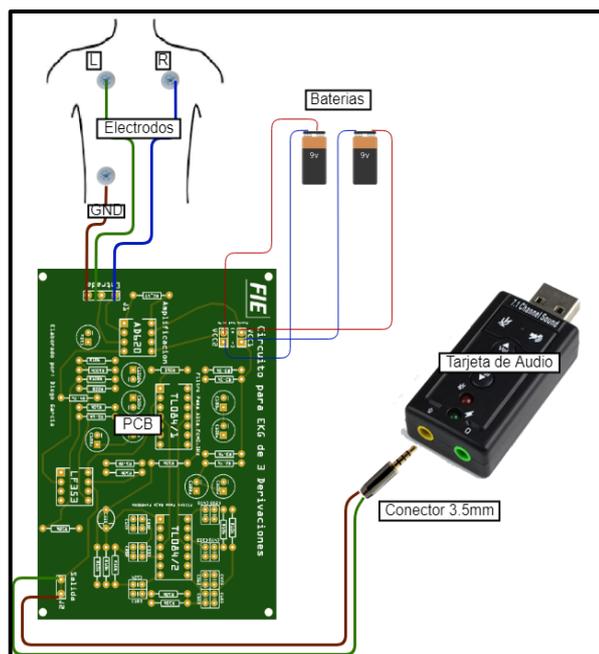


Figura 24-2: Esquema de conexión entre la placa PCB y la tarjeta de sonido.

Elaborado por: Diego García, 2019.

- Los 3 electrodos colocados en el pecho del paciente recolectan las señales provenientes de la actividad eléctrica del corazón a través de tres cables que utilizan como interfaz de multiplexación un terminal jack macho de 3.5 mm que se conecta a una entrada jack hembra de 3.5 mm y esta a su vez con la placa PCB.
- Las dos baterías de nueve voltios se conectan en las entradas marcadas en la tarjeta PCB en sus terminales positivos y negativos respectivamente, como se muestra en la Figura 21-2.
- El circuito PCB posee una conexión con la tarjeta de audio, que se da a través del cable jack de 3.5 mm, para someterse al proceso de conversión analógica a digital.

2.7.2 Esquema de conexión entre la tarjeta de audio y la Raspberry Pi 3 Model B+

El esquema de conexión como se observa en la *Figura 25-2* tiene como elemento central a la tarjeta de procesamiento Raspberry Pi 3 Model B+ que será el encargado de recibir la señal después de haber pasada por el proceso de adecuación y digitalización, esta tarjeta se comunica con la tarjeta de sonido mediante una conexión con cable USB A (macho) estándar 2.0, estas tarjetas se encuentran conectadas de la siguiente manera:

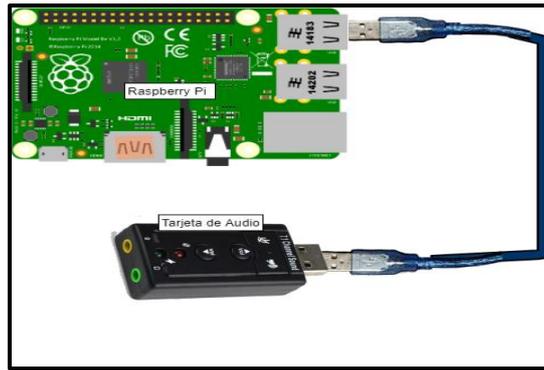


Figura 25-2: Esquema de conexión entre la tarjeta de sonido y el módulo de procesamiento
Elaborado por: Diego García, 2019.

2.7.3 Esquema de conexión entre Raspberry Pi 3 Model B+, batería y pantalla

El esquema de conexión como se observa en la *Figura 26-2* consta de 4 elementos interconectados de la siguiente manera:

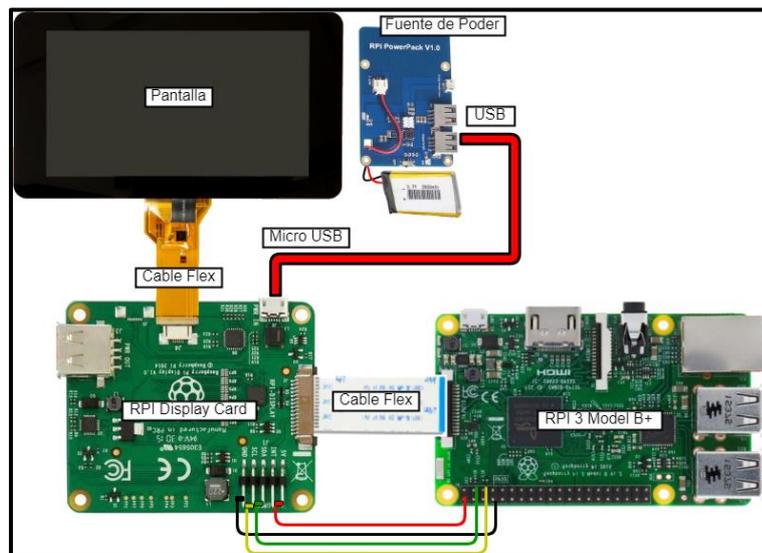


Figura 26-2: Esquema de conexión entre los módulos de procesamiento y visualización.
Elaborado por: Diego García, 2019.

- El cable flex de comunicación integrado en la pantalla se lo conecta a la entra “J4” de la RPI display Card.
- El cable flex color blanco lo utilizamos para establecer comunicación entre la tarjeta controladora de la pantalla con el Raspberry Pi, esta conexión se realiza mediante los puertos “Display” de cada tarjeta.

- La batería Lipo-Litio de 3.7 V y 3800 mAh se conecta con el RPI PowerPack mediante el cable integrado en la batería a la entrada de nombre “Lipo” de la tarjeta.
- Para energizar el sistema se conecta mediante un cable de USB a micro USB la salida de energía de la RPI PowerPack a la entrada de poder de la tarjeta controladora de la pantalla.
- Para energizar el Raspberry Pi se utiliza cables jumper hembra-hembra que conectan la tarjeta controladora de la pantalla con la tarjeta de procesamiento como se observa en la Tabla 10-2.

Tabla 9-2: Conexiones entre la pantalla y la tarjeta de procesamiento.

Terminal RPI Display Card	Terminal Raspberry Pi 3 Model B+
GND	6 (GND)
SCL	5 (SCL)
SDA	3 (SDA)
INT	-
5V	2 (5V)

Elaborado por: Diego García, 2019.

2.8 Diseño del software

Se utiliza el lenguaje de programación Python en su versión 3.5.2, el editor de código utilizado es el software Spyder en su versión 3.0.0 y para el diseño de la interfaz del programa se utiliza el software QT Designer en su versión 4.8.7, además se presentan las librerías, funciones, diagramas de flujo utilizados para satisfacer los objetivos planteados que en conjunto con el hardware del dispositivo cumplirán de manera global los requerimientos del sistema.

2.8.1 *Requerimientos del software*

- Representar la onda EKG obtenida en pantalla mediante un gráfico.
- Permitir realizar capturas de pantalla en segmentos de la señal obtenida.
- Representar en pantalla el pulso cardiaco de la persona examinada.
- Mostrar en pantalla información médica del paciente, así como la fecha y hora del examen.
- Permitir almacenar en un archivo PDF el registro del examen realizado al paciente.
- Permitir de subir archivos PDF a la nube a través de Wifi.
- Permitir almacenar la señal procesada en tarjetas SD.

2.8.2 *Elementos para la construcción del software*

Python. - Es considerado un lenguaje de programación de muy alto nivel con una licencia de código abierto, presenta una sintaxis que es muy clara y permite que el desarrollo de programas resulte más fácil que en otros lenguajes. Puede ser usado en diferentes plataformas y se lo considera multiparadigma al permitir una programación de tipo funcional, imperativo u orientado a objetos (Marzal Varó et al, 2014, p. xxiii).

Spyder.- Es un entorno científico desarrollado en Python por ingenieros, analistas de datos y científicos que ofrece una combinación de un editor de código, una consola de ejecución integrada para Python, un explorador de variables, un perfilador y un depurador de código (Lane ,2018).

Qt. - Biblioteca de desarrollo libre y de código abierto que nos brinda la posibilidad del desarrollo de interfaces graficas para múltiples plataformas. Utiliza C++ como lenguaje de programación nativo, pero se puede usar con diferentes tipos de lenguajes como Python, Qt incluye a Qt Designer que es un programa que nos permite realizar el diseño de interfaces graficas (Godoy, 2009, pp.7-8).

PyQt. – Es un conjunto de enlaces Python para las herramientas que nos ofrece la biblioteca Qt, combina las mejores características de Qt con las de Python, todas las posibilidad de desarrollo de interfaces graficas de Qt con la simplicidad de transportarlo a Python (Riverbank, 2018).

2.8.3 Desarrollo de la interfaz gráfica

Como se explicó anteriormente para el diseño y desarrollo de la interfaz gráfica se utiliza el software Qt Designer versión 4.8.7, la interfaz gráfica consta de dos ventanas, en la primera venta podemos encontrar la pantalla principal como se observa en la *Figura 27-2* y en la segunda venta es donde se despliega el gráfico de la señal EKG obtenida por el hardware diseñado para este fin.



Figura 27-2: Venta principal de la interfaz gráfica del software.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la siguiente venta podemos encontrar la utilización de 17 labels que nos permiten poner en la interfaz todos los textos indicativos, se utilizaron cinco plain text edit que son los campos donde se ingresaran los datos del paciente (nombre, edad y sexo) y datos del examen (observaciones, lugar, fecha y hora) y dos text edit, el uno donde se observará el resumen de los datos del paciente y en el otro las observaciones hechas en el examen realizado. Se utilizaron ocho push buttoms que se describen a continuación:

1. Borrar el texto que está en todos los plain text, menos los datos del médico.
2. Validar que la información ingresada respete la estructura de cada campo.
3. Almacenar los datos ingresados para posteriormente generar un archivo de formato pdf.
4. Generar al documento pdf con la información del paciente y del examen.
5. Borrar los datos del médico.
6. Subir el documento generado a una carpeta en la nube (Dropbox).
7. Botón de OK para ingresar el token que permita acceder a nuestra carpeta de Dropbox.
8. Empezar Registro que es el encargado de poner la ventana principal en segundo plano y abrir e iniciar la captura de la señal EKG en la segunda ventana que se puede observar en la *Figura 28-2*.

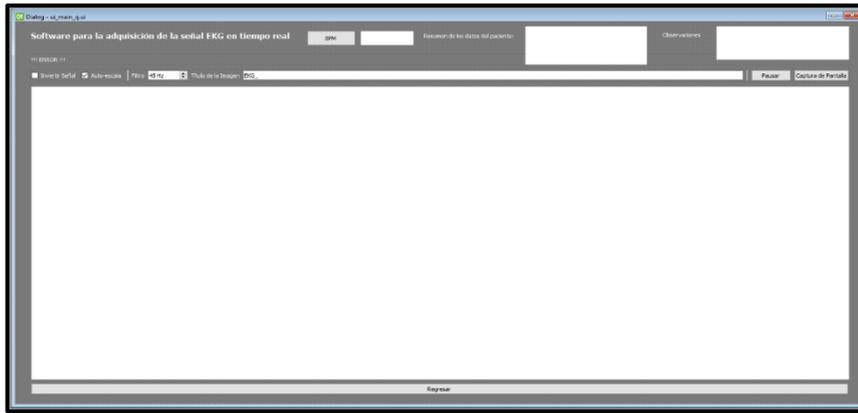


Figura 28-2: Vista de registro de la señal EKG del software.

Elaborado por: Diego García, 2019.

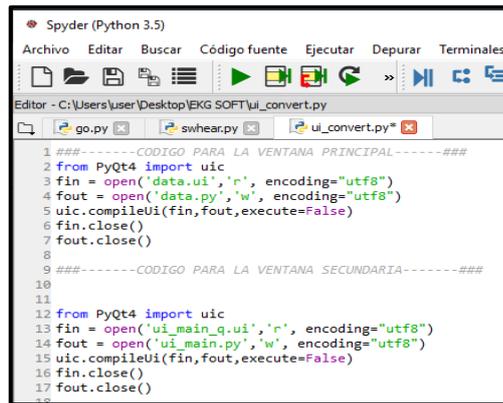
Esta ventana cuenta con siete labels que permiten poner texto indicativo sobre la interfaz, tiene tres text edit para mostrar los BPM del paciente, los datos del paciente ingresados en la ventana principal y uno que permite ingresar las observaciones sobre la señal que se está observando. El espacio principal de esta venta es ocupado por un Plot Widget que será el espacio donde se vaya dibujando la señal EKG en tiempo real. Esta ventana cuenta con cuatro push button que nos permiten:

1. Pausar la toma del examen.
2. Hacer una captura de pantalla de la señal obtenida.
3. Obtener los BPM del paciente.
4. Regresar a la ventana principal.

Esta ventana cuenta con un Spin Box que permite seleccionar la frecuencia a la cual queremos que trabaje el filtro y un line edit que permite colocar un título para la imagen. Además, dos check box para poder seleccionar el auto escalado de la imagen y el otro que nos permite mostrar la señal de manera invertida.

Exportación de la interfaz gráfica a Python

Las interfaces mostradas anteriormente se almacenan como archivos de extensiones .ui que básicamente son archivos de tipo XML, con los que a partir del código de la *Figura 29-2* ingresado en un editor-compilador de python se transforma a un archivo de formato .py (archivo de python). Hay que tener en cuenta que para que se ejecute el programa final todos los archivos deben estar contenidos en una única carpeta.



```
1 #####CODIGO PARA LA VENTANA PRINCIPAL#####
2 from PyQt4 import uic
3 fin = open('data.ui','r', encoding="utf8")
4 fout = open('data.py','w', encoding="utf8")
5 uic.compileUi(fin,fout,execute=False)
6 fin.close()
7 fout.close()
8
9 #####CODIGO PARA LA VENTANA SECUNDARIA#####
10
11
12 from PyQt4 import uic
13 fin = open('ui_main_q.ui','r', encoding="utf8")
14 fout = open('ui_main.py','w', encoding="utf8")
15 uic.compileUi(fin,fout,execute=False)
16 fin.close()
17 fout.close()
```

Figura 29-2: Código para transformar archivos de .ui a .py
Elaborado por: Diego García, 2019.

2.8.4 *Desarrollo del software en Spyder*

A continuación, se describe el desarrollo del código escrito en python a través de diagramas de flujo, se expondrá las líneas de código que darán funcionalidad a cada elemento de las interfaces creadas en Qt Designer. Además, se presentan los diferentes módulos y librerías que utilizamos para la elaboración del programa.

Módulos y Librerías

- import numpy. – Paquete Python para la computación científica, es una biblioteca que contiene soporte para vectores y matrices además de funciones matemáticas de alto nivel para operar con estos (Spypi Organization, 2019).
- import pyqtgraph. – Biblioteca de interfaces gráficas construida en PyQt4 y numpy para la construcción de gráficas especialmente de carácter científico tanto en 2D como en 3D, permite la graficación en tiempo real de cualquier tipo de data (PyQtGraph Organization, 2013).
- import swhear. – Esta librería nos permite obtener y graficar en tiempo real los datos que ingresen a través de la tarjeta de sonido de un dispositivo, detecta automáticamente las diferentes entradas de audio y puede definir la frecuencia de muestro para este (Harden, 2016).

- `import time.` – este módulo nos permite acceder a todas las funciones de tiempo del sistema, para por ejemplo mostrar el día, fecha y hora del sistema dentro de nuestra aplicación (Python Software Foundation,, 2019a).
- `import sys.` – Este módulo nos permite el acceso a las funcionalidades y variables del intérprete del sistema independientemente del sistema operativo con el que trabajamos (Python Software Foundation, 2019b).
- `import canvas.` – Es un módulo que nos permite generar una superficie sobre la cual podemos colocar diferentes imágenes, figuras y texto (Python Software Foundation, 2019c), esta es la que nos permitirá generar y exportar un archivo pdf desde la aplicación.

En la *Figura 30-2* se puede observar la importación de estas librerías además del desarrollo de parte del código del programa en el software Spyder.

```

Spyder (Python 3.5)
Archivo  Editar  Buscar  Código fuente  Ejecutar  Depurar  Terminales  Herramientas  Ver  Ayuda
Editor - C:\Users\user\Desktop\EKG SOFT\go.py
go.py  ui_convert.py
1 from PyQt4 import QtGui,QtCore
2 import sys, re
3 import ui_main
4 import dropbox
5 import dat
6 import numpy as np
7 import pyqtgraph
8 import swhear
9 import time
10 import pyqtgraph.exporters
11 from reportlab.pdfgen import canvas
12 inicial=time.time()
13
14
15 # ===== CLASE ventanaSECUNDARIA =====
16
17 class EKG(QtGui.QDialog, ui_main.Ui_Dialog):
18
19     def __init__(self,texto, parent=None):
20         super(EKG, self).__init__()
21         pyqtgraph.setConfigOption('background', 'w')
22
23
24         #bpm_count=0
25         self.parent = parent
26         self.texto = texto
27         self.bpm_count=0
28
29
30         self.setupUi(self)
31
32         self.obs_v2.textChanged.connect(self.actualizarLineEdit)
33         self.bpm_boton.clicked.connect(self.bpm_contador)
34         self.bpm_ventana.setText(time.ctime())
35
36         self.grECG.plotItem.showGrid(True, True, 0.7)
37         self.btnSave.clicked.connect(self.saveFig)
38
39         self.regresar.clicked.connect(self.abrirPrin)#activo el boton regresar
40
41         stamp="EKG"
42         self.stamp = pyqtgraph.TextItem(stamp,anchor=(-.01,1),color=(150,150,150)
43                                     fill=pyqtgraph.mkBrush('w'))
44
45         self.ear = swhear.Ear(chunk=int(100))
46         if len(self.ear.valid_input_devices()):
47             self.ear.stream_start()
48

```

Figura 30-2: Desarrollo del código en el software Spyder.

Elaborado por: Diego García, 2019.

2.8.4.1 Ventana principal

Esta tiene seis métodos que en su conjunto permiten la verificación y almacenamiento de los datos del paciente, además de la posibilidad de generar un archivo en formato .pdf que permitirá mantener un registro de los pacientes en estos archivos. A continuación, se describe cada uno de los métodos utilizados en la ventana principal.

Campos de Datos del Paciente. - En la *Figura 31-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para hacer una validación gráfica en primera instancia de los datos ingresados en los campos de datos del paciente.

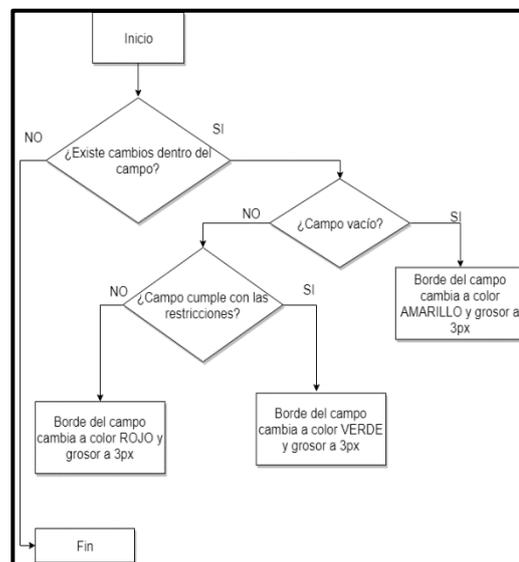


Figura 31-2: Diagrama de flujo para validar visualmente los campos de datos del paciente.
Elaborado por: Diego García, 2019.

La lógica de este diagrama de flujo esta aplicada a los cuatro campos de datos del paciente y se activa de manera individual en cada uno de ellos al detectar cualquier cambio dentro de estos. Se propuso un método de validación grafica que consiste en un aviso visual sobre lo que se permite o no escribir dentro de cada campo de datos, mediante la verificación de las siguientes dos condiciones:

- La primera, verifica si el campo se encuentra vacío si es así, el campo pinta su borde de color amarillo y cambia su ancho a tres pixeles.
- La segunda, verifica que en el campo nombre y sexo se hayan ingresado solo caracteres conformados por letras y que el campo edad solo contenga números, si esto se cumple el

- borde cambia su anchura a 3 pixeles y su color a verde caso contrario el borde del campo cambia a color rojo.

Botón “Validar”. - En la *Figura 32-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para verificar si los datos ingresados en cada uno de los campos de datos del paciente son correctos, para esto se utilizó en el botón el método clicked que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

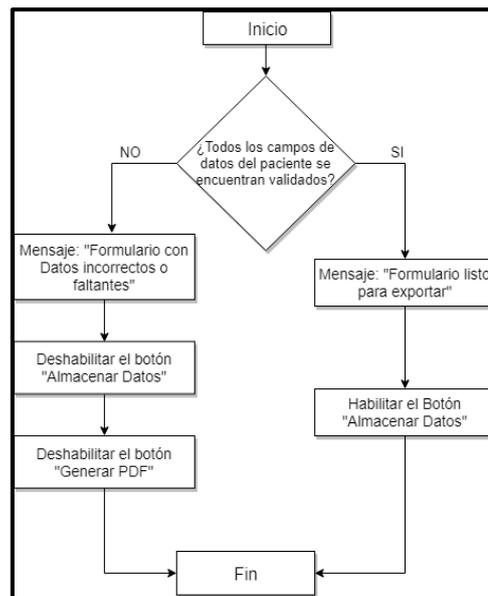


Figura 32-2: Diagrama de flujo para validar los campos de datos del paciente.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Este diagrama de flujo verifica que todos los campos de datos del paciente estén de color verde, si esto se cumple nos aparece un mensaje indicándonos que estos datos están listos para ser almacenados y posteriormente poder generar el pdf, además se habilita el botón de “Almacenar Datos” que inicialmente se encuentra deshabilitado.

Caso contrario un mensaje nos indicará que algún campo se encuentra vacío aún o no cumple con las restricciones establecidas, además de deshabilitar o mantener en este estado a los botones de “Almacenar Datos” y “Generar PDF”.

Botón “Borrar”. - En la *Figura 33-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para borrar el texto en cada TextEdit de la interfaz de la ventana principal, para esto se utilizó en el botón el método clicked que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

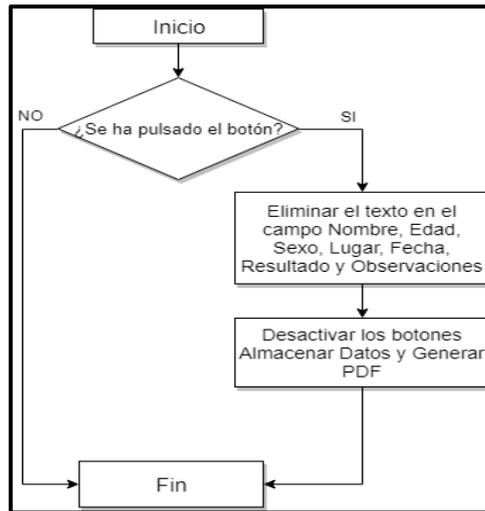


Figura 33-2: Diagrama de flujo para borrar los campos de datos del paciente.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Este diagrama de flujo muestra como el botón cuando es pulsado borrar la totalidad del texto que se encuentre en cada uno de los campos de datos del paciente además del campo “Fecha” y deshabilita los botones de “Almacenar Datos” y el de “Generar PDF”.

Botón “Almacenar”. - En la *Figura 34-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para almacenar y mostrar de manera compilada los datos ingresados en cada uno de los campos de datos del paciente, para esto se utilizó en el botón el método clicked que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

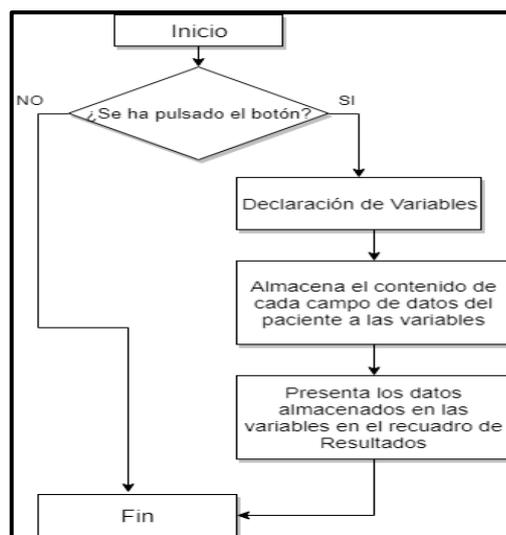


Figura 34-2: Diagrama de flujo para almacenar los campos de datos del paciente.

Elaborado por: Diego García, 2019.

El botón al ser pulsado primero declara e inicializa variables para poder en estas almacenar el texto ingresado en cada uno de los campos de datos del paciente para poder ser compilados y mostrados de una manera ordenada y unificada en el recuadro de “Resumen de datos del paciente”, además de ser utilizados para ser mostrados en la venta secundaria.

Botón “Generar PDF”. - En la *Figura 35-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para generar un archivo .pdf con los datos ingresados en cada uno de los campos de datos del paciente y con una captura de pantalla del grafico de loa señal EKG obtenida en el examen, para esto se utilizó en el botón el método clicked que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

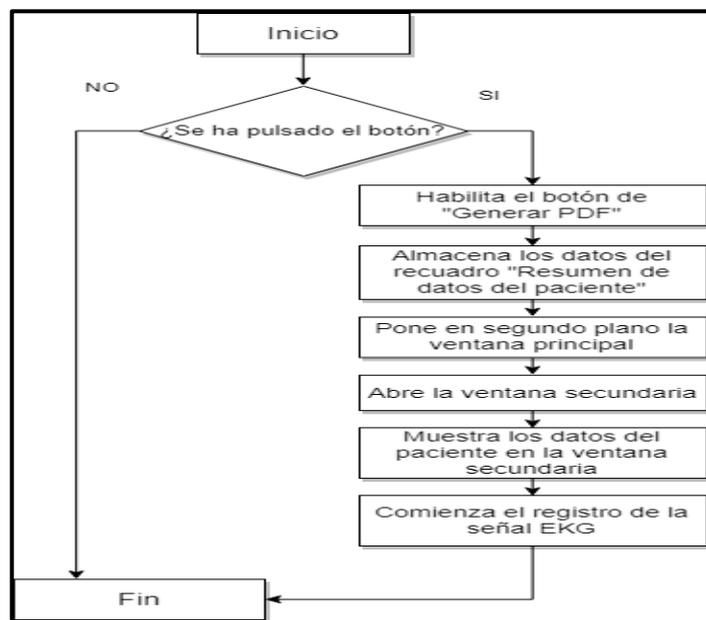


Figura 35-2: Diagrama de flujo para generar un archivo PDF.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Para este proceso se hace uso de la librería “Canvas” que es la que nos permite generar el archivo pdf. Una vez pulsado el botón se declara las variables necesarias para la creación del pdf y se importan los datos del paciente previamente almacenados y se los ubica mediante coordenadas dentro del archivo pdf.

Previamente en la venta secundaria al realizar la captura de pantalla de un segmento de la señal EKG esta se almacena para poder ser utilizada en esta instancia y adjuntarla al pdf mediante coordenadas debajo de los datos del paciente, finalmente el pdf es generado y almacenado con el nombre del paciente.

Botón “Empezar Registro”. - En la *Figura 36-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para empezar el registro de la señal EKG del paciente, para esto se utilizó en el botón el método clicked que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

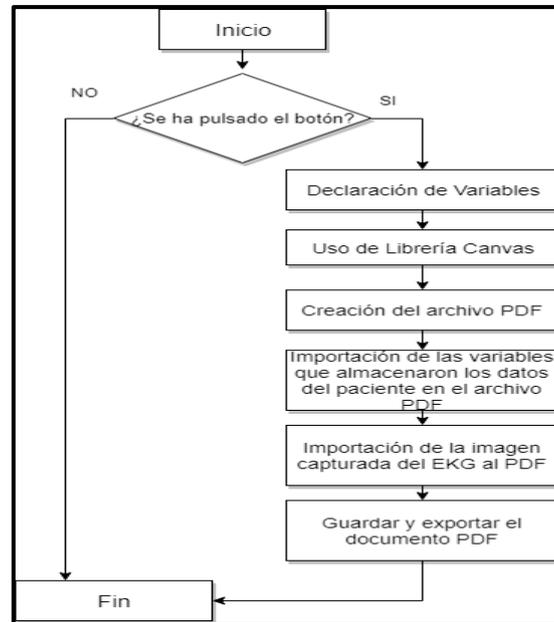


Figura 36-2: Diagrama de flujo para empezar el registro de la señal EKG.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Este botón al ser pulsado lo primero que hacer es habilitar el botón de “Generar PDF” y almacenar el texto que se encuentra en el recuadro de “Resumen de datos del paciente” para ser exportados a la ventana secundaria, después pone en segundo plano a la ventana principal e inicializa la ventana secundaria que es donde se muestra la señal EKG obtenida.

Botón “Subir a Dropbox”. - En la *Figura 37-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para poder subir a una carpeta en la nube el archivo pdf generado anteriormente, para esto se utilizó en el botón el método clicked que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

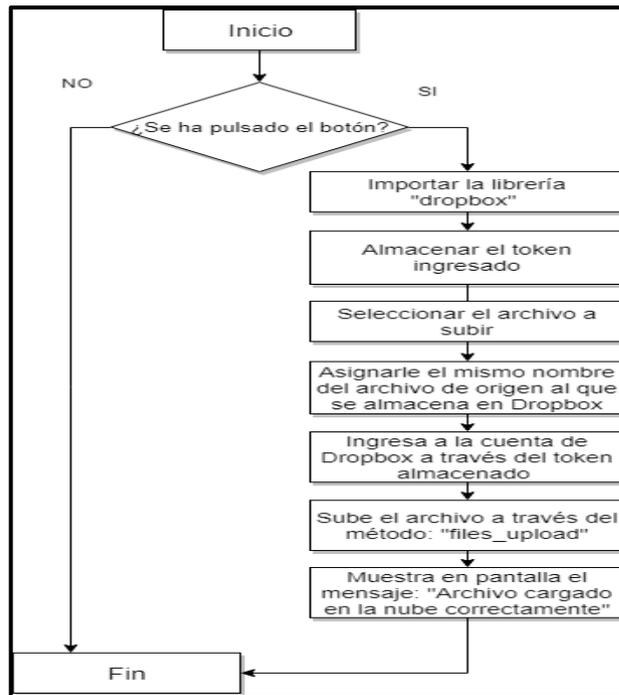


Figura 37-2: Diagrama de flujo para subir el archivo pdf a Dropbox.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Este método para poder acceder a nuestra cuenta y carpeta en la nube de Dropbox necesita de un token que es una llave que permite en acceso y que sin esta no sería posible ingresar a la cuenta, este token es único y es proporcionado por la misma compañía a través del apartado de desarrollo de aplicaciones en nuestra cuenta de Dropbox. Este botón al ser pulsado sube el último archivo pdf generado a nuestra carpeta en la nube.

2.8.4.2 Ventana secundaria

En esta venta es donde se despliega la información ingresada en los datos del paciente de forma compilada, además de la gráfica de la señal EKG obtenida por el hardware, a continuación, se muestra los procesos que se permiten realizar desde la interfaz gráfica de esta ventana.

Botón “Regresar”. - En la *Figura 38-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para regresar hacia la venta principal desde la ventana secundaria, para esto se utilizó en el botón el método clicked que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

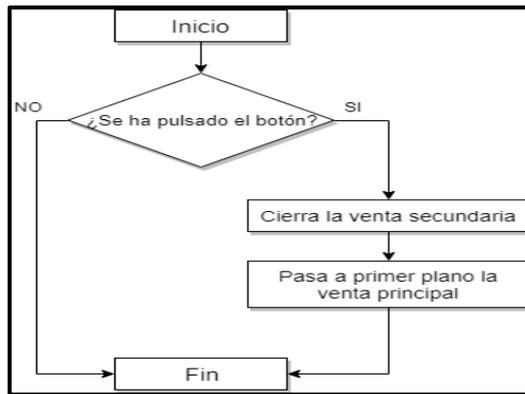


Figura 38-2: Diagrama de flujo para cambiar de ventana.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Este botón al ser pulsado nos regresa a la ventana principal, para esto primero finaliza la captura de la señal cerrando la ventana secundaria y poniendo en primer plano la ventana principal.

Botón “Captura de Pantalla”. - En la *Figura 39-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para realizar una captura de pantalla de un segmento de la señal EKG, para esto se utilizó en el botón el método `clicked` que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

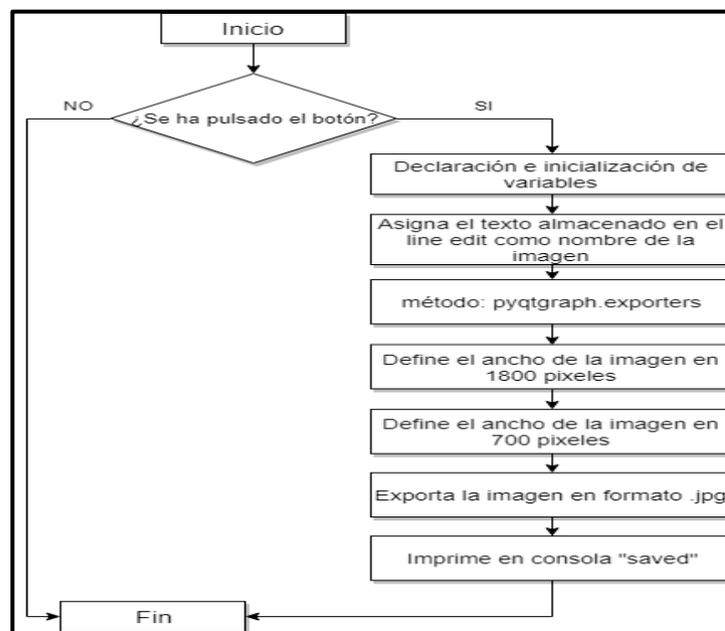


Figura 39-2: Diagrama de flujo para captura de pantalla.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Para poder realizar la captura de pantalla se utiliza la librería *pyqtgraph* que incluye el método *ImageExporter*, con el cual solamente debemos asignar un nombre, formato de la imagen (en

este caso .jpg), ancho y el largo de la imagen en pixeles y se generará y almacenará una captura de pantalla del segmento de la señal EKG que estemos observando.

Check Button “Invertir señal”. - En la *Figura 40-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para invertir la señal EKG, para esto se utilizó un check box con el método clicked que activa este proceso cada vez que el check box es pulsado.

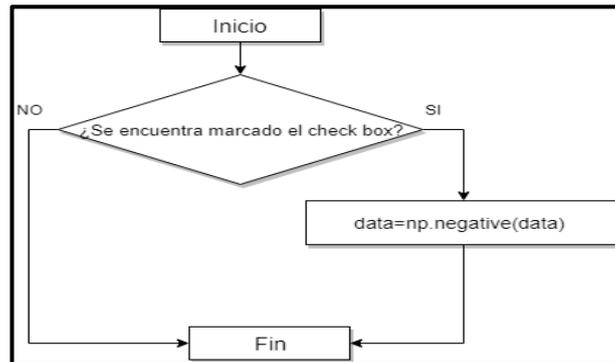


Figura 40-2: Diagrama de flujo para invertir la señal.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Al marcar este check box activamos el método que multiplica la data que se está graficando por menos uno con lo que obtenemos la imagen de la señal de EKG, pero de manera inversa para realizar esto ocupamos la librería *Numpy* que nos permite entre muchas otras cosas realizar esta operación matemática, en este caso la función *negative*.

Check Button “Auto escala”. - En la *Figura 41-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para realizar un auto escalado de los ejes donde se grafica la señal EKG, para esto se utilizó un check box con el método clicked que activa este proceso cada vez que el check box es pulsado.

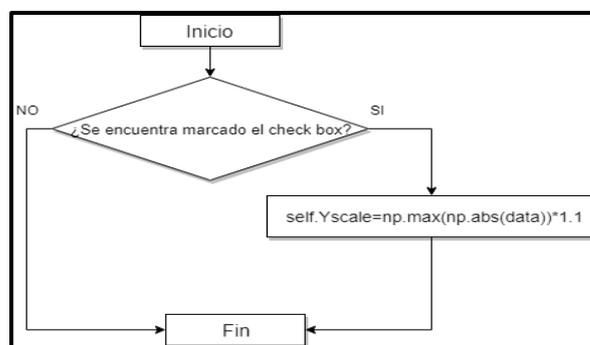


Figura 41-2: Diagrama de flujo para la auto escala.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Para establecer la escala del gráfico utilizamos la librería *pyqtgraph* que incluye el método *setRange* que es el que nos permite establecer los valores de los ejes X y Y, para el caso que la auto escala esté activo lo que hace es que apoyado de la librería *Numpy* nos permite establecer que el eje Y como máximo valor deberá tener el valor máximo del valor absoluto de la data que se obtiene del hardware para graficar la señal EKG.

Botón “Pausa”. - En la *Figura 42-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para pausar y reanudar la graficación la señal EKG, para esto se utilizó un botón con el método *clicked* que activa este proceso cada vez que es pulsado.

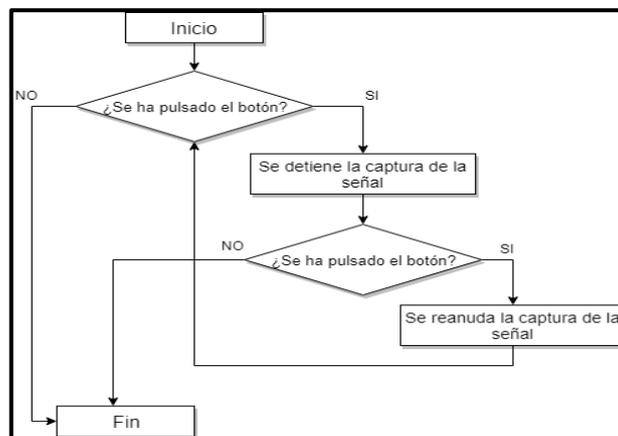


Figura 42-2: Diagrama de flujo para pausar/reanudar la captura de la señal.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Este botón permite una vez pulsado pausarla la captura de la señal EKG, pero al volver a ser pulsado permite reanudar esta captura para poder continuar con el examen.

Botón “Cálculo de BPM”. - En la *Figura 43-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe la lógica utilizada para realizar el cálculo de los BPM a partir del número de picos que se observan y son ingresados por el operador del dispositivo en 5 segundos, para activar esa función se utilizó en el botón el método *clicked* que activa este proceso cada vez que el botón es pulsado.

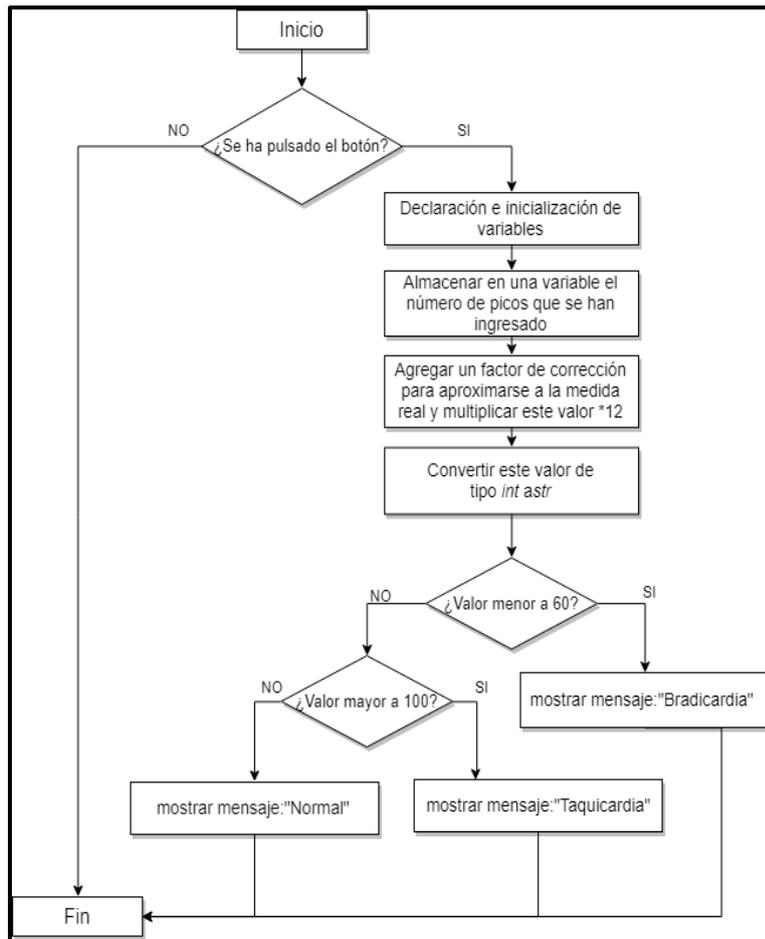


Figura 43-2: Diagrama de flujo para Cálculo BPM.

Elaborado por: Diego García, 2019.

La señal que se grafica en pantalla se puede ver representada sobre el eje X que representa una duración de 5 segundos, el operador puede pausar la imagen y contabilizar el número de picos que observa ingresarlos al recuadro y recibir un resultado aproximado de la frecuencia cardiaca del paciente al multiplicar este valor por 12 como se explicó en el Capítulo I.

Programa Principal. - En la *Figura 44-2* se puede observar un diagrama de flujo donde se describe el método utilizado para graficar en tiempo real la señal EKG, este se activa cada vez que la ventana secundaria es activada.

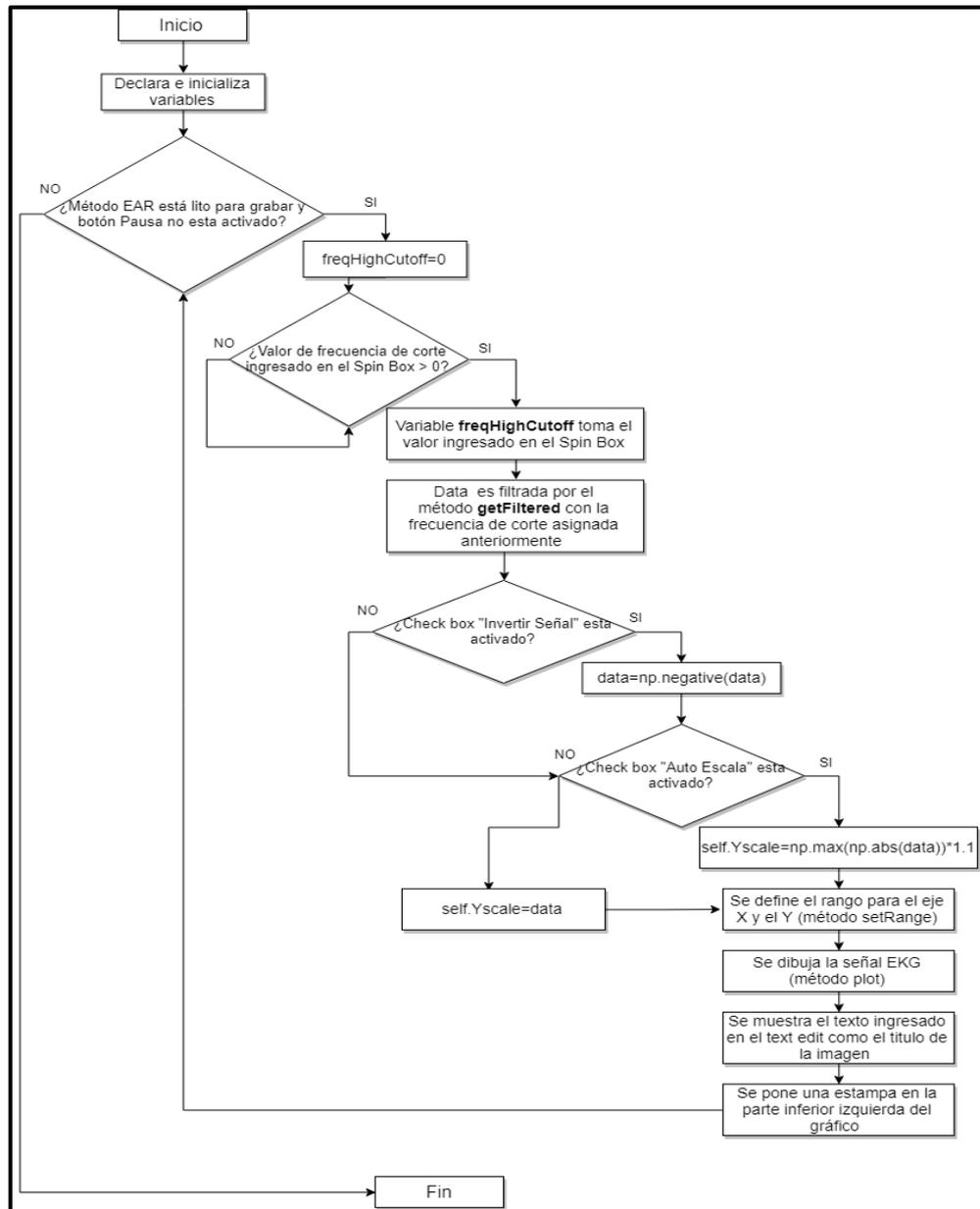


Figura 44-2: Diagrama de flujo del programa principal.

Elaborado por: Diego García, 2019.

El programa principal es el que permite que la señal EKG se vaya dibujando en tiempo real, después de apoyarse de varias librerías para el procesamiento de la señal. El programa para poder comenzar debe verificar que el método *Ear* esté listo para comenzar la captura de la señal a través de la tarjeta de sonido.

El método *Ear* que está contenido en la librería *swhear* inicialmente y de manera predeterminada verifica todos los puertos de entrada de audio disponibles en el equipo y selecciona la entrada de audio por donde este ingresando señal, además de seleccionar la frecuencia de muestro para realizar la conversión analógica digital entre un grupo de frecuencias que van desde los 8 kHz

hasta los 192 kHz y en caso que ninguno de estos rangos de frecuencias cumpla el criterio para el muestreo de la frecuencia de Nyquist nos mostrará un mensaje de error.

La primera condición que se verifica es que el método *Ear* no presente ningún error y que la pausa de la gráfica de la señal no se encuentre activada, después establece el valor de la frecuencia de corte en cero y verifica ahora que el valor ingresado en el spin box para la frecuencia de corte sea mayor a cero si no es así se mantiene en este bucle hasta que la condición se cumpla.

Cuando se cumple la condición toma el mismo valor de la frecuencia de corte al valor ingresado en el spin box y activa el método *getFiltered* perteneciente a la librería *swhear* para comenzar con el proceso de filtrado de la señal ya antes de comenzar a graficar la data verifica si están activados los check boxes de “auto escala” o el de “invertir señal” para activar cada uno de estos métodos si fuera el caso.

Finalmente, para comenzar con la gráfica mediante los métodos *setRange* y *plot* genera el espacio que contendrá la gráfica de la señal EKG donde, además muestra el título de la imagen que decidamos poner y un pequeño texto (estampa) en la parte inferior izquierda del gráfico con algún tipo de información adicional que deseemos colocar.

CAPITULO III

3 MARCO DE RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas en el dispositivo tanto en su hardware como en su software.

3.1 Pruebas del hardware

El dispositivo implementado que se observa en la *Figura 1-3* tiene dimensiones de 1 cm x 1 cm x 1cm, en esta se observa el funcionamiento del dispositivo, en la pantalla se puede ver implementada una interfaz gráfica de usuario que permite la visualización de la señal EKG. El dispositivo se encuentra protegido por una caja diseñada en el software Solidworks 2018 y construida por cuatro partes cortadas por láser. Tiene en los laterales huecos que permiten utilizar los puertos de las Raspberry Pi, cargar la batería, cambiar las pilas que alimentan el circuito PCB y un agujero para el Jack de 3.5 mm.



Figura 1-3: Dispositivo implementado.

Elaborado por: Diego García, 2019.

3.1.1 Validación del circuito de adecuación

En este apartado se presentan las pruebas y resultados de las mediciones realizadas en la etapa de adecuación del dispositivo, empezando por la validación de los filtros diseñados e implementados y terminando con la comprobación del funcionamiento del circuito de offset.

3.1.1.1 Validación de los filtros

En la siguiente sección se presentan las medidas realizadas sobre los filtros implementados, tanto de manera física como por software a través de las simulaciones. En primera instancia se presenta las pruebas realizadas sobre los diagramas de los filtros implementados en el software Multisim en su versión 14.1, donde se muestran las capturas de pantalla tomadas desde los osciloscopios virtuales y los diagramas de Bode.

En la segunda parte se muestran los resultados obtenidos en la comprobación de los filtros una vez implementados en una protoboard en los laboratorios de la Facultad de Informática y Electrónica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Para determinar la frecuencia de corte del filtro se necesita encontrar la frecuencia donde la respuesta en amplitud se encuentra por debajo de los 3 dB de la banda de paso o que la señal de entrada se reduzca un 70.7% con respecto a la entrada (Corrales Barrios y Paz Alvarez, 2016, p.4).

Filtro Butterworth pasa alto de 8vo orden

Este filtro está diseñado teóricamente para una frecuencia de corte de 0.500 Hz como se explicó en el Capítulo II, a continuación, se verifica el funcionamiento de este filtro a esta f_c , en primera instancia a través del software de simulación y posteriormente en pruebas realizadas en laboratorio.

Validación a través de software

En la *Figura 2-3* podemos observar un diagrama de Bode, que es la representación gráfica del comportamiento de un circuito en frecuencia (Fernández et al, 2013, p.105) obtenido en el software Multisim 14.1 para este filtro.

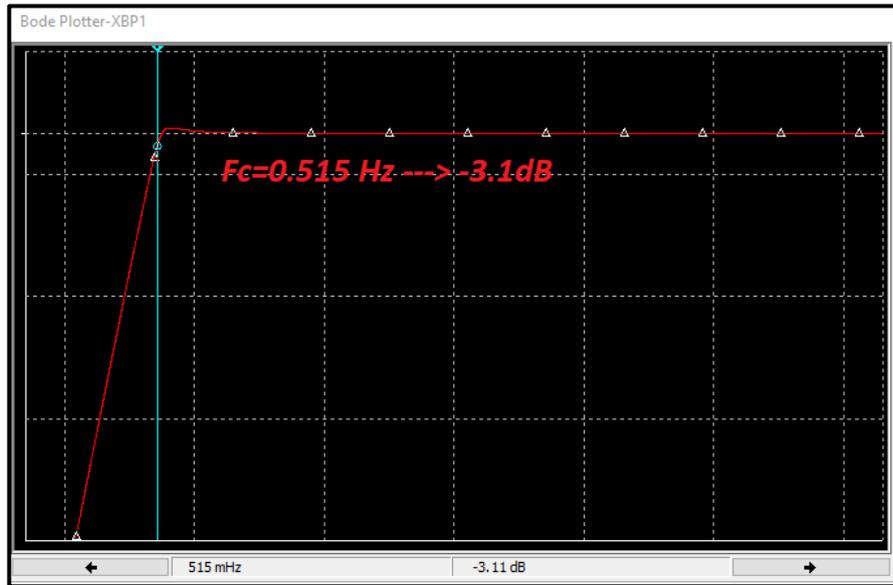


Figura 2-3: Diagrama de Bode del filtro pasa alto.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

El filtro fue diseñado teóricamente para una frecuencia de corte de 0.500 Hz, pero la frecuencia donde obtenemos la atenuación aproximada de -3 dB ocurre en 0.515 Hz, esto se debe a que los valores teóricos de los componentes electrónicos necesarios se obtuvieron al aproximar estos valores a los componentes físicos comerciales disponibles.

Teóricamente el filtro Butterworth en su banda pasante debería ser plana o tener mínimas ondulaciones (Fernández et al, 2013, p.164) en este gráfico se puede comprobar que la respuesta del filtro en la banda pasante cumple con esta condición, además se puede observar que la pendiente en la banda de rechazo cae rápidamente, efecto esperado por el tipo y grado de filtro utilizado.

A continuación, se presentan las capturas de pantalla de tres mediciones realizadas vía software con el osciloscopio Tektronix en el programa Multisim 14.1 para verificar el funcionamiento del filtro. Para la toma de estas medidas se utilizó una señal sinusoidal similar a la de la señal proveniente de los electrodos después del proceso de amplificación creada por un generador de señales virtual, esta señal tiene una amplitud constante de 1 V y se varió su frecuencia en tres ocasiones para observar la respuesta del filtro.

- **Caso 1:** En la *Figura 3-3* se puede observar la respuesta del filtro cuando tiene una señal de entrada de un 1 V a una frecuencia igual que la frecuencia de corte del filtro (0.515 Hz.)

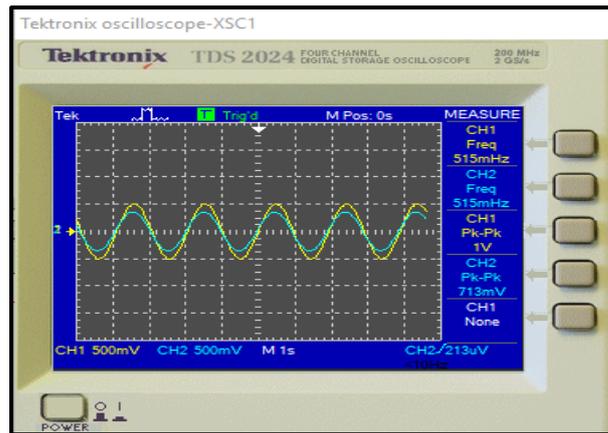


Figura 3-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia igual a la f_c .

Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver en el área de mediciones del osciloscopio virtual se encuentran activados dos canales, el canal 1 en color amarillo con escala de 500mV representa la señal de entrada con una amplitud de 1 V y a una frecuencia de 0.515 Hz, mientras en el canal 2 en color celeste con escala de 500mV es la señal de salida que como vemos mantiene la misma frecuencia de 0.515 Hz, pero con una amplitud de 713 mV, la señal de salida se ha reducido un 71,3 % respecto de la señal de entrada.

El valor que se esperaba según el diagrama de Bode debió ser de 70.7% (-3dB), pero como se explicó los cambios de los valores de los componentes del circuito además de que el diagrama bode es un cálculo netamente teórico en la práctica su valor difiere en 0.6%, valor que está dentro de los errores aceptados.

- **Caso 2:** En la *Figura 4-3* se puede observar la respuesta del filtro cuando tiene una señal de entrada de un 1 V y con una frecuencia de 0.100 Hz, frecuencia menor a la frecuencia de corte.

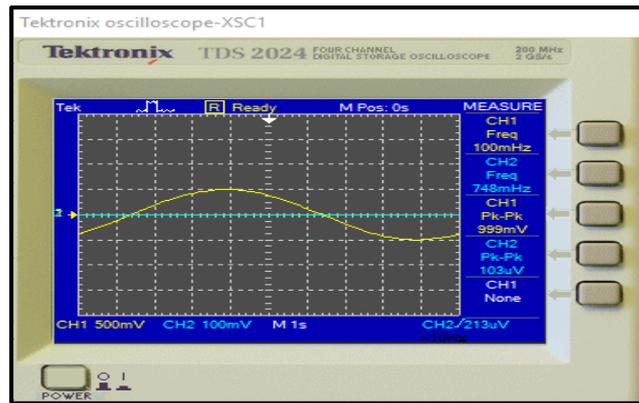


Figura 4-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia menor a la f_c .
 Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver en este caso la señal de entrada al tener una frecuencia mucho menor a la de la frecuencia de corte la potencia en la salida se ha visto reducida en -79.48 dB o en un 99.98% , comprobándose la efectividad del filtro en las bandas de rechazo.

- **Caso 3:** En la *Figura 5-3* se puede observar la respuesta del filtro cuando tiene una señal de entrada de un 1 V y con una frecuencia de 10 Hz, frecuencia mucho mayor a la frecuencia de corte.

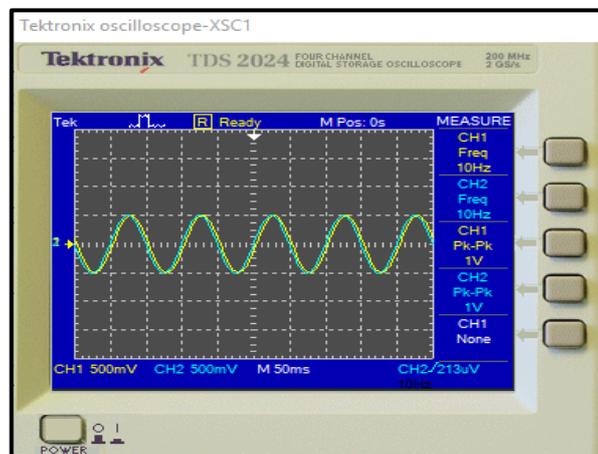


Figura 5-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia mayor a la f_c .
 Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver en este caso la señal de entrada al tener una frecuencia mucho mayor a la de la frecuencia de corte la potencia en la salida teóricamente no debería cambiar con respecto a su entrada y esto se logra comprobar en la medición realizada por el osciloscopio donde se ve que las amplitudes tanto de la señal de entrada como a la salida del filtro es de 1 V.

En la *Tabla 1-3* se encuentra compilado las diferentes respuestas del filtro ante los tres tipos de frecuencias utilizadas a la entrada de este y con una amplitud constante de 1 V.

Tabla 1-3: Respuesta del filtro pasa alta ante diferentes frecuencias.

Casos	Frecuencia	Entrada del filtro	Salida del Filtro	dB Atenuados
Caso 1	0.515 Hz	1 V	713 mV	-2.9
Caso 2	0.100 Hz	1 V	103 μ V	-79.74
Caso 3	10 Hz	1 V	1 V	0

Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede observar en el caso 1, cuando la frecuencia de entrada de la señal coincide con la frecuencia de corte se observa una atenuación de -2.9 dB, valor muy cercano al valor teórico que deberíamos obtener (-3dB) si se usaran exactamente los valores calculados para cada componente.

Para el caso 2 se observa que si la frecuencia de la señal de entrada es menor a la de la frecuencia de corte podemos ver que tenemos una atenuación tan grande cercana a los -80 dB con lo que se asegura que el filtro no dejará pasar a las frecuencias que estén por debajo de la f_c pero si a todas las que estén por encima de esta como se puede observar en el caso de los 10 Hz donde a la salida la señal no es modificada de ninguna manera, manteniendo la misma amplitud que a la entrada.

Validación en laboratorio

En esta sección se muestra las imágenes obtenidas por un osciloscopio de las pruebas realizadas en el laboratorio de la facultad de informática y electrónica de la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Estas pruebas se realizaron ingresando una señal sinusoidal a través de un generador de funciones emulando a una señal proveniente de la actividad eléctrica del corazón después de ser amplificada.

Se realizaron las medidas necesarias para determinar cuál es la frecuencia real de corte del filtro elaborado y comprobar si coincide con la simulación por software. En la *Figura 6-3* se puede observar la toma de medidas del circuito implementado con la ayuda del osciloscopio GW Instek GDS-840C y el generador de señales GW Instek GFG-8020H.

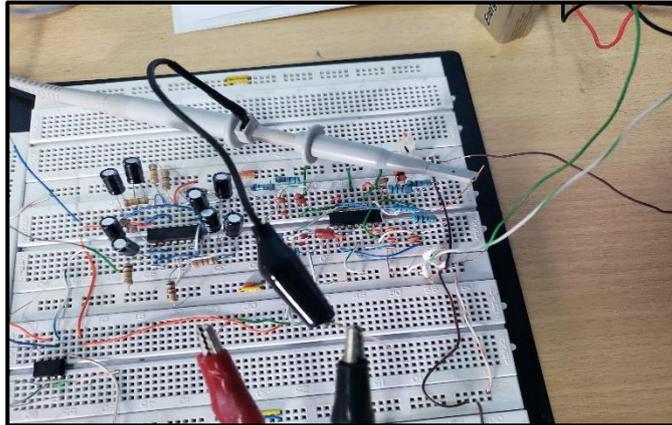


Figura 6-3: Filtro pasa alto y pasa bajo implementado en el laboratorio de la ESPOCH.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Siguiendo la misma metodología explicada anteriormente para la medición de los filtros mediante el software de simulación, se realizaron las mediciones de los filtros ya implementados en el laboratorio. En la *Figura 7-3* se puede observar la frecuencia de entrada puesta en el generador de señales.



Figura 7-3: Generador de funciones con frecuencia de 10.24 Hz.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 8-3* se puede observar en el osciloscopio la señal resultante después de pasar por el proceso de filtro pasa alto.

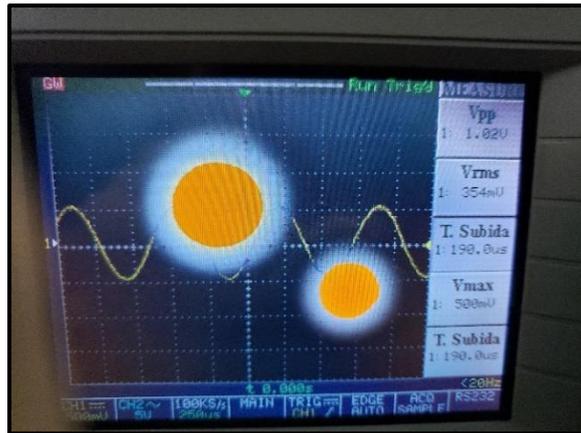


Figura 8-3: Señal resultante visualizada en el osciloscopio real.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Para una frecuencia de 10Hz el filtro nos entrega una señal de 1.02 V, está existiendo una amplificación de 0.02 V que no se da en el software de simulación. El generador de señales del laboratorio no puede darnos señales que sean menores a 1 Hz. por tal razón se realizaron las mediciones para frecuencias de 1, 5 y 10 Hz.

En la *Tabla 2-3* se puede ver el resultado del comportamiento del filtro para tres diferentes frecuencias, siguiendo la metodología indicada anteriormente en la cual se mantiene como constante el valor de amplitud de la entrada en 1 V y se va ajustando la frecuencia.

Tabla 2-3: Respuesta del filtro pasa alta ante diferentes frecuencias.

Medidas	Frecuencia	Entrada del filtro	Salida del Filtro	dB Atenuados
1	1 Hz	1 V	995 mV	-0.04
2	5 Hz	1 V	1.02 V	0.17
3	10 Hz	1 V	1.02 V	0.17

Elaborado por: Diego García, 2019

Como se observa, el filtro para frecuencias superiores a la frecuencia de corte de 0.500 Hz no atenúa la señal, pero se da una muy pequeña amplificación (0.17 dB) de la señal de entrada.

En la *Tabla 3-3* como se puede observar a continuación se realiza una comparación entre los resultados obtenidos mediante el software de simulación con contraposición con los que se obtuvo de las mediciones del laboratorio.

Tabla 3-3: Comparación entre los resultados del software con los del laboratorio.

Medidas	Frecuencia	Salida del filtro (Software)	Salida del Filtro (Real)	Diferencia
1	1 Hz	1.06 V	995 mV	0.065 V
2	5 Hz	1.02 V	1.02 V	0
3	10 Hz	1.01 V	1.02 V	0.01 V

Elaborado por: Diego García, 2019.

La diferencia entre los valores obtenidos desde el software de simulación con los obtenidos en el laboratorio no es significativa, se puede observar que la mayor diferencia se presenta para la frecuencia de 1 Hz que difieren en un valor de 0.065 V y en la frecuencia de 10 Hz con diferencia de 0.01 V, que son valores no representativos y que están dentro de los errores esperados.

Filtro Butterworth pasa bajo de 8vo orden

Este filtro está diseñado teóricamente para una frecuencia de corte de 250 Hz como se explicó en el Capítulo II, a continuación, se verifica el funcionamiento de este filtro a esta f_c , en primera instancia a través del software de simulación y posteriormente en pruebas realizadas en laboratorio.

Validación a través de software

En la *Figura 9-3* podemos observar el diagrama de Bode obtenido en el software Multisim 14.1 para este filtro.

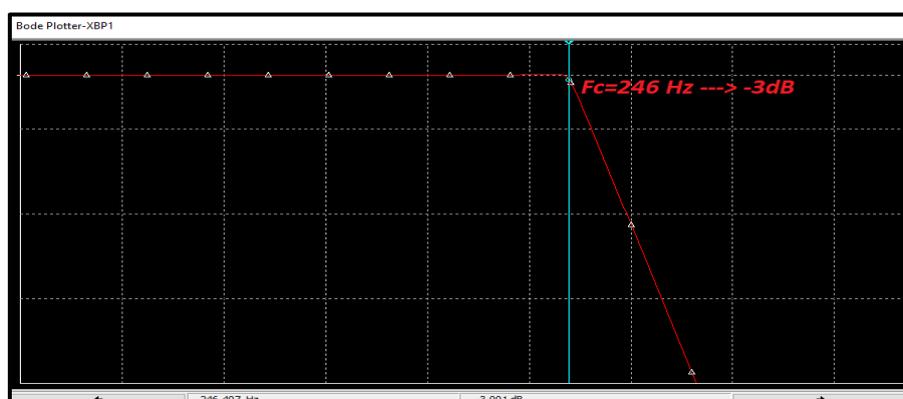


Figura 9-3: Diagrama de Bode del filtro pasa bajo.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Siguiendo el mismo criterio explicado en la sección anterior para encontrar la f_c en este circuito tenemos que encontrar una frecuencia donde obtenemos una atenuación aproximada de -3 dB, esto ocurre en la frecuencia de 246 Hz, por lo que esta es verdaderamente la frecuencia de corte del filtro. Esta vez el error es mayor que del anterior filtro, pero esto no es ningún inconveniente ya que como se mencionó en el Capítulo I las secciones de frecuencia de interés de una señal EKG están dentro de este rango.

Además, se vuelve a comprobar que la forma teórica que debería tener un filtro Butterworth se cumple, se puede observar que la pendiente en la banda de rechazo cae rápidamente, efecto esperado por el tipo y grado de filtro utilizado.

A continuación, se presentan las capturas de pantalla de tres mediciones realizadas vía software con el osciloscopio Tektronix en el programa Multisim 14.1 para verificar el funcionamiento del filtro. Para la toma de estas medidas se utilizó la misma señal que para el proceso del filtro explicado en la sección anterior, y se varió su frecuencia en tres ocasiones para observar la respuesta del filtro.

- **Caso 1:** En la *Figura 10-3* se puede observar la respuesta del filtro cuando tiene una señal de entrada de un 1 V a una frecuencia igual que la frecuencia de corte real del filtro (246 Hz.)

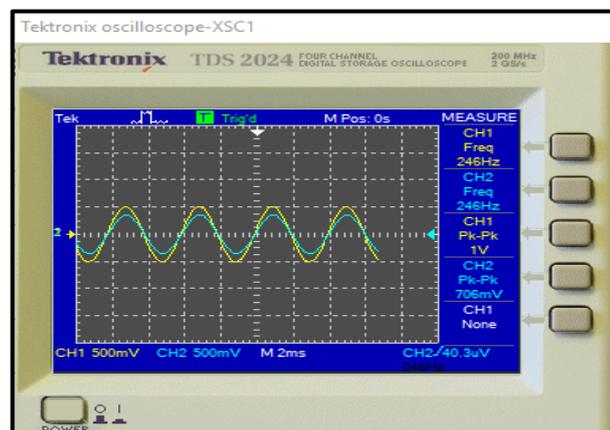


Figura 10-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia igual a la f_c .

Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver en el área de mediciones del osciloscopio virtual se encuentran activados dos canales, el canal 1 en color amarillo con escala de 500mV representa la señal de entrada con una amplitud de 1 V y a una frecuencia de 246 Hz, mientras en el canal 2 en color celeste con escala de 500mV es la señal de salida que como vemos mantiene la misma frecuencia de 246 Hz, pero

con una amplitud de 706 mV, la señal de salida se ha reducido un 70.6 % respecto de la señal de entrada.

El valor que se esperaba según el diagrama de Bode debió ser de 70.7% (-3dB), pero como se explicó los cambios de los valores de los componentes del circuito además de que el diagrama bode es un cálculo netamente teórico en la práctica su valor difiere en 0.1%, valor que está dentro de los errores aceptados.

- **Caso 2:** En la *Figura 11-3* se puede observar la respuesta del filtro cuando tiene una señal de entrada de un 1 V y una frecuencia de 350 Hz, frecuencia mucho mayor a la frecuencia de corte.

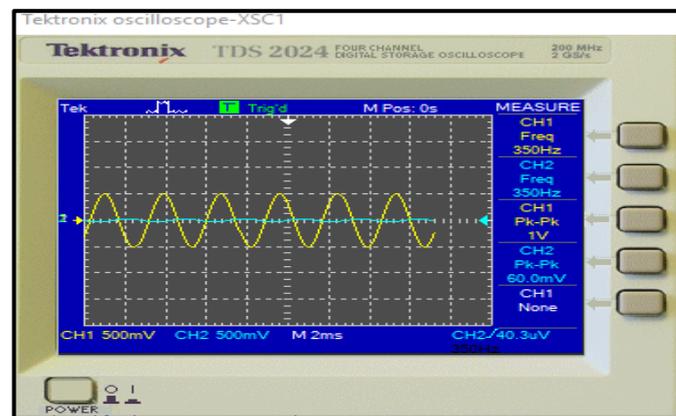


Figura 11-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia mayor a la f_c .

Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver en este caso la respuesta del filtro es la atenuación de la señal de entrada de 1 V a 60 mV lo que representa una atenuación de -24.44 dB, confirmando la tendencia esperada según el tipo de filtro (pasa bajo) y el diagrama de Bode del circuito.

- **Caso 3:** En la *Figura 12-3* se puede observar la respuesta del filtro cuando tiene una señal de entrada con una frecuencia mucho menor a la frecuencia de corte.

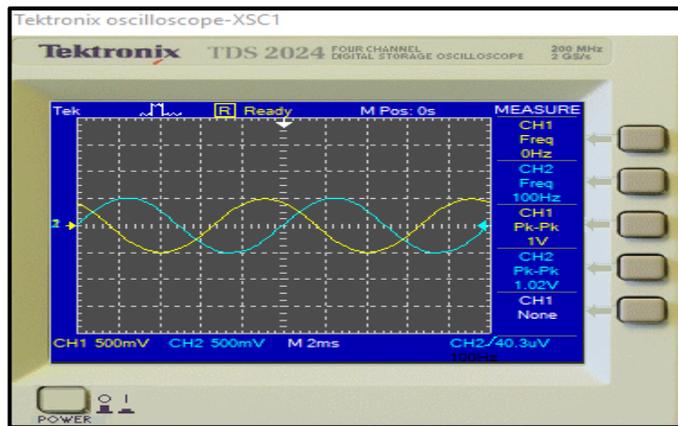


Figura 12-3: Respuesta del filtro con una señal de entrada con frecuencia menor a la f_c .
Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver en este caso la respuesta del filtro teóricamente debería darnos exactamente la misma amplitud que la entrada de 1 V pero se ve que a la salida tenemos 1.02 V es decir existe una amplificación de la señal de 0.17 dB error que se encuentra dentro de lo aceptable, ya que efectivamente está permitiendo el paso de frecuencia inferiores a la frecuencia de corte, como lo indica la teoría, pero con un leve porcentaje de amplificación de la señal.

En la *Tabla 4-3* se encuentra compilado las diferentes respuestas del filtro ante los tres tipos de frecuencias utilizadas a la entrada de este y con una amplitud constante de 1 V.

Tabla 4-3: Respuesta del filtro pasa baja ante diferentes frecuencias.

Casos	Frecuencia	Entrada del filtro	Salida del Filtro	dB Atenuados
Caso 1	246 Hz	1 V	706 mV	-3.02
Caso 2	350 Hz	1 V	60 mV	-24.44
Caso 3	100 Hz	1 V	1.02 V	0.17

Elaborado por: Diego García, 2019

Como se puede observar en el caso 1, cuando la frecuencia de entrada de la señal coincide con la frecuencia de corte real se observa una atenuación de -3 dB, valor que nos indica que estamos trabajando justo sobre la frecuencia de corte.

Para el caso 2 se observa que si la frecuencia de la señal de entrada es mayor a la de la frecuencia de corte podemos ver que tenemos una atenuación mayor a los -24 dB con lo que se asegura que el filtro no dejará pasar a las frecuencia que estén por encima de la f_c , pero si a todas las que estén por debajo de esta como se puede observar en el caso de los 100 Hz donde a pesar de que

teóricamente no debería ser modificada está siendo atenuada muy levemente, pero cumpliendo las características del filtro para la banda de paso.

Validación en laboratorio

Siguiendo la misma metodología explicada para el filtro pasa alto, se realizaron las medidas para el filtro pasa bajo. En la *Figura 13-3* se puede observar la frecuencia de entrada puesta en el generador de señales.



Figura 13-3: Generador de funciones con frecuencia de 247.1 Hz.
Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 14-3* se puede observar en el osciloscopio la señal resultante después de pasar por el proceso de filtro pasa bajo.

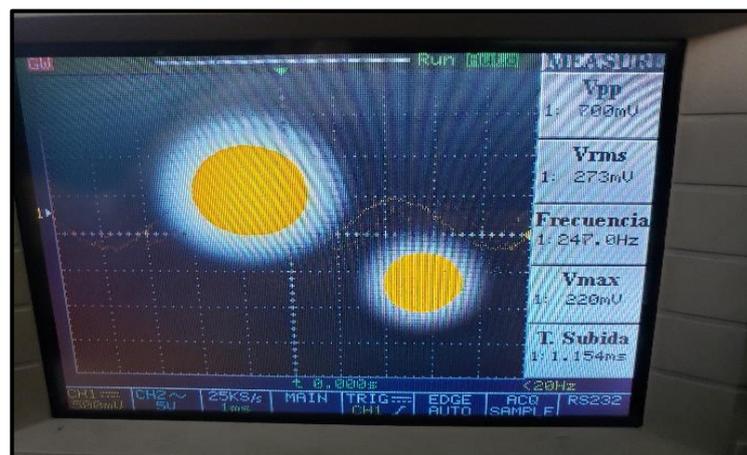


Figura 14-3: Señal resultante visualizada en el osciloscopio real.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede observar la frecuencia de corte del filtro la encontramos en la frecuencia de 247.1 Hz, ya que en este punto de frecuencia es donde se puede observar que la señal de entrada de 1

V se ha reducido en -3dB, con lo que podemos determinar que existe una diferencia de 1 Hz entre el resultado obtenido vía software donde la f_c para este filtro era de 246 Hz.

En la *Tabla 5-3* se puede ver el resultado del comportamiento del filtro para tres diferentes frecuencias, siguiendo la metodología indicada anteriormente en la cual se mantiene como constante el valor de amplitud de la entrada en 1 V y se va ajustando la frecuencia.

Tabla 5-3: Respuesta del filtro pasa alta ante diferentes frecuencias.

Medidas	Frecuencia	Entrada del filtro	Salida del Filtro	dB Atenuados
1	247 Hz	1 V	700 mV	-3.09
2	350 Hz	1 V	50 mV	-26.02
3	100 Hz	1 V	1.01 V	0.086

Elaborado por: Diego García, 2019

Como se observa, el filtro para frecuencias superiores a la frecuencia de corte de 247 Hz atenúa la señal de entrada de manera progresiva, de tal manera que a 350 Hz podemos ver una atenuación de -26 dB, mientras que para frecuencias menores a la frecuencia de corte se puede observar que la señal se ve levemente amplificada en 0.086 dB.

En la *Tabla 6-3* como se puede observar a continuación se realiza una comparación entre los resultados obtenidos mediante el software de simulación con contraposición con los que se obtuvo de las mediciones del laboratorio.

Tabla 6-3: Comparación entre los resultados del software con los del laboratorio.

Medidas	Frecuencia	Salida del filtro (Software)	Salida del Filtro (Real)	Diferencia
1	247 Hz	692 mV	706 mV	14 mV
2	350 Hz	60 mV	68 mV	8 mV
3	100 Hz	1.02 V	1.02 V	0 V

Elaborado por: Diego García, 2019

La diferencia entre los valores obtenidos desde el software de simulación con los obtenidos en el laboratorio no es significativa, se puede observar que la mayor diferencia se presenta para la frecuencia de 247 Hz que no es la f_c para el software de simulación, pero si para el circuito real, entre esta difieren en un valor de 14 mV que no es un valor representativo y está dentro de los errores esperados.

3.1.1.2 Validación de la etapa de Offset

Como se mencionó en el Capítulo II sin esta etapa en el circuito de adecuación no se podría observar la señal en pantalla, en la *Figura 15-3* se puede observar el resultado que se grafica en la interfaz de visualización del dispositivo sin que la señal a la salida de los filtros pase por la etapa de offset.

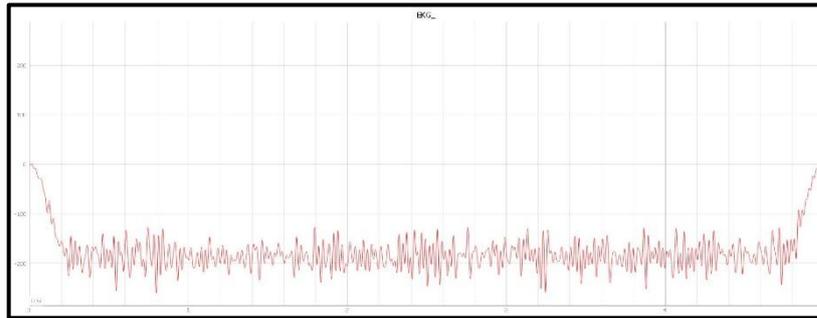


Figura 15-3: Señal graficada sin la etapa de offset.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver se está graficando una señal que no puede ser interpretada ni usada para ningún fin médico ya que se encuentra dibujadas solo partes de esta y mayoritariamente en el área negativa del eje Y, resultado esperado según lo mencionado en el Capítulo II para la adquisición de bio-señales sin una etapa de offset.

En la *Figura 16-3* se puede observar el resultado que se grafica en la interfaz de visualización del dispositivo cuando la señal antes de entrar a la etapa de conversión digital ha pasado por una etapa de offset. Como se puede apreciar la señal está siendo correctamente graficada, tiene valores tanto positivos como negativos que nos permiten obtener una imagen completa de la actividad eléctrica del corazón.

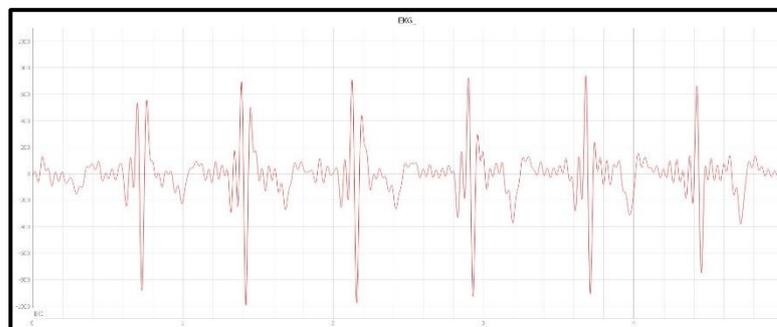


Figura 16-3: Señal graficada con la etapa de offset.

Elaborado por: Diego García, 2019.

3.1.2 Consumo de energía del dispositivo

Se tomaron mediciones con el multímetro que nos permitieron determinar el consumo energético del dispositivo, este se lo hizo en dos partes, una el consumo del circuito de adecuación que es alimentado por dos baterías de 9V conectadas en serie y la segunda medición es de los módulos de procesamiento y visualización que son alimentados por la batería Rpi-Powerpack.

En la *Tabla 7-3* se puede ver detallado el valor de consumo en corriente (medida en miliamperios) y voltaje (medido en voltios) de las medidas hechas en el dispositivo.

Estas medidas fueron realizadas en el elemento que representa cada parte de las etapas mencionadas, la etapa de amplificación representada por el AD620, el proceso de filtrado por el TL084, el circuito de offset por el integrado LF353, el procesamiento por la tarjeta Raspberry pi 3 Model b+ y la pantalla de 7" de la misma empresa.

Tabla 7-3: Consumo de voltaje y corriente del dispositivo implementado.

Etapa	Elemento	No.	Consumo individual (mA)	Consumo Total (mA)	Consumo de voltaje total (V)
Adecuación/PCB	AD620	1	0.8	0.8	±8.1
	TI084	2	8.6	17.2	
	LF353	1	1.98	1.98	
Total/Placa PCB				19.98	
Procesamiento y visualización	Raspberry Pi 3	1	350	350	3.7
	Pantalla	1	500	500	5
Total, módulo Procesamiento/Visualización				850	

Elaborado por: Diego García, 2019.

El circuito PCB depende únicamente de la duración de las dos baterías marca Energizer de 9V y 625 mAh, tiene un consumo de corriente es de 19.98 mA que se considera de bajo consumo, podemos asegurar una larga duración de estas baterías. Los módulos de procesamiento y visualización en su conjunto consumen 850mA que sigue siendo un consumo bajo, y al estar alimentados por una batería RPI PowerPack V2 de 3.7V y 3800mAh que es capaz de alimentar estos dispositivos según sus especificaciones técnicas hasta por 9 horas.

En cuanto a la batería Rpi-Powerpack para verificar su funcionamiento se midieron los tiempos de carga y descarga de esta cuando está en funcionamiento alimentando tanto a la tarjeta Raspberry Pi 3 Model B+ como a su pantalla de 7 pulgadas como cuando se encuentra apagada

y cargándose a través del adaptador de corriente del dispositivo de carga, donde se obtuvieron 4 horas y 10 minutos para la carga y 16 horas para la descarga.

3.2 Pruebas del software

3.2.1 Pruebas del funcionamiento de las interfaces gráficas de usuario

El software implementado que se puede ver en funcionamiento en la *Figura 17-3* puede realizar la validación de los datos ingresados del paciente, cuenta con botones que permiten accionar funciones para generar formularios a partir de los datos del paciente ingresados y del resultado de la toma del electrocardiograma y también cuenta con un proceso de filtrado con el cual el médico puede elegir la frecuencia de corte del filtro, a continuación, se presenta la validación de estos apartados del software.

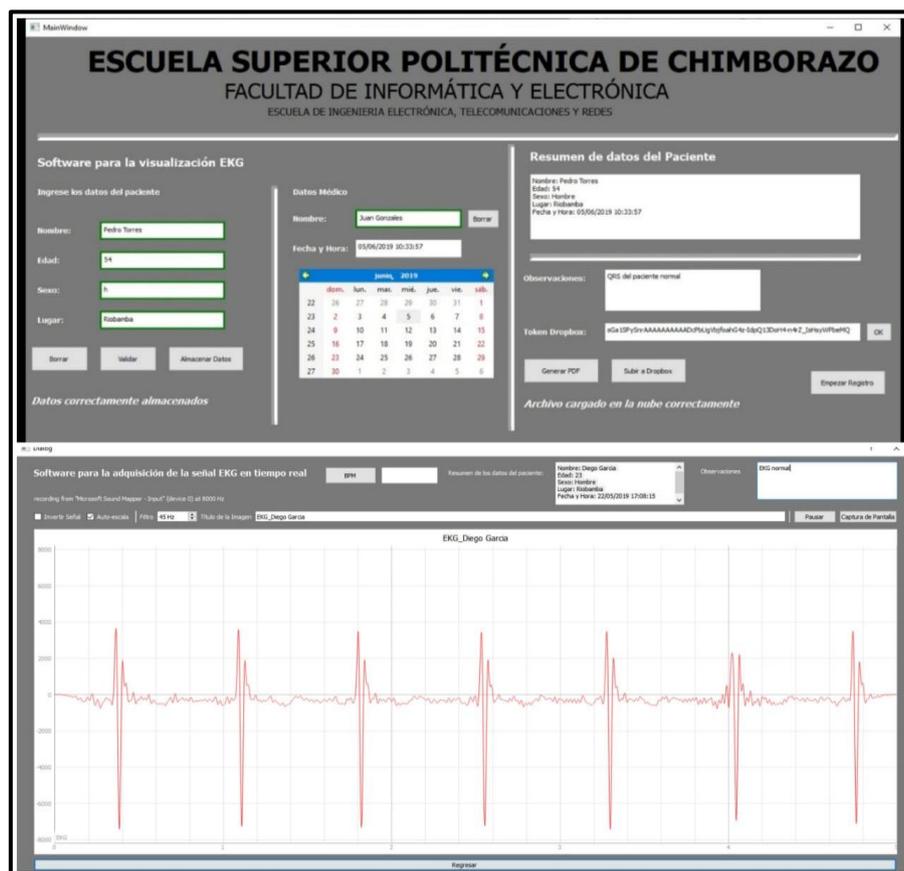


Figura 17-3: Software en funcionamiento.
Elaborado por: Diego García, 2019.

3.2.1.1 Validación de los datos ingresados

En la *Figura 18-3* podemos observar el caso en el que tres de los datos ingresados en los campos del paciente son incorrectos y uno está vacío. Los campos en los que los datos ingresados no cumplen con las restricciones propias de cada campo están con el borde de color rojo, lo que nos indica que los datos ingresados son incorrectos, mientras que el campo vacío está con el borde de color amarillo, además de un texto que nos está indicando estas fallas.



The screenshot shows a web form titled "Software para la visualización EKG" with the instruction "Ingrese los datos del paciente". It contains four input fields: "Nombre:" with the value "Dieg8 Ga9rcia", "Edad:" with "Veinte", "Sexo:" with "Rasfd", and "Lugar:" which is empty. The "Nombre:", "Edad:", and "Sexo:" fields have red borders, while the "Lugar:" field has a yellow border. Below the fields are three buttons: "Borrar", "Validar", and "Almacenar Datos". At the bottom, a message reads "Formulario con Datos incorrectos o faltantes".

Figura 18-3: Ingreso de datos de paciente incorrectos.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 19-3* podemos observar el caso en el que todos los datos ingresados son correctos por lo que tenemos todos los campos pintados de color verde, además de un texto que nos indica esto y que el botón de “Almacenar Datos” pasa de estar deshabilitado a estar activado.

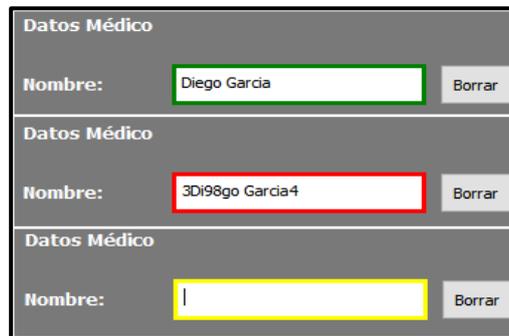


The screenshot shows the same web form as in Figure 18-3, but with correct data. The "Nombre:" field contains "Pedro Garcia", "Edad:" contains "23", "Sexo:" contains "h", and "Lugar:" contains "Riobamba". All four input fields now have green borders. The "Almacenar Datos" button is now active. At the bottom, a message reads "Formulario listo para exportar".

Figura 19-3: Ingreso de datos de pacientes correctos.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 20-3* se observa los tres casos posibles de validar gráficamente aplicada en los campos de datos del paciente, aplicada para la validación del campo del nombre del médico.



The image shows three stacked forms, each titled 'Datos Médico'. Each form has a 'Nombre:' label and a text input field followed by a 'Borrar' button. The first form has the text 'Diego Garcia' in the input field, which is highlighted with a green border. The second form has the text '3Di98go Garcia4' in the input field, which is highlighted with a red border. The third form has a single vertical bar '|' in the input field, which is highlighted with a yellow border.

Figura 20-3: Validación nombre del médico.
Elaborado por: Diego García, 2019.

3.2.1.2 Validación de los botones

En esta sección se presenta la validación de las funciones programadas en cada uno de los botones que conforman el software para la visualización de la señal EKG, empezando por los botones de la ventana principal y después los de la ventana secundaria.

Botón “Almacenar Datos”

En la *Figura 21-3* podemos observar cómo al momento de pulsar este botón previamente activado por la validación de los datos de paciente y médico ingresados, un texto nos indica que estos han sido almacenados correctamente, además en el apartado de resumen de datos del paciente se nos muestra de manera concatenada los datos que ingresamos, después de este proceso el software está listo para comenzar la toma del examen en la venta secundaria.



The screenshot shows a software interface with three buttons at the top: 'Borrar', 'Validar', and 'Almacenar Datos'. Below the buttons, the text 'Datos correctamente almacenados' is displayed. Underneath, there is a section titled 'Resumen de datos del Paciente' containing the following information: 'Nombre: Pedro Garcia', 'Edad: 23', 'Sexo: Hombre', 'Lugar: Riobamba', and 'Fecha y Hora: 04/06/2019 12:27:53'.

Figura 21-3: Validación del botón “Almacenar Datos”.
Elaborado por: Diego García, 2019

Botón “Generar PDF”

En la *Figura 22-3* se puede observar el funcionamiento de este botón que inicialmente se encuentra desactivado hasta que se regresa de la venta secundaria a la ventana principal, este botón permite generar un archivo pdf con la información tomada del paciente, si este proceso se ejecuta de manera correcta se mostrará un mensaje indicándonos esto.

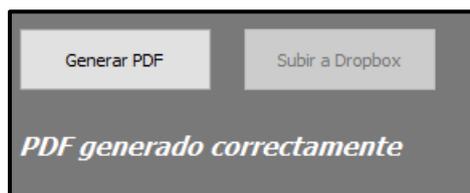


Figura 22-3: Funcionamiento botón “Generar PDF”.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 23-3* se puede observar que el pdf generado se encuentra almacenado en la carpeta contenedora del programa principal, este pdf se almacena con el nombre del paciente con el cual se haya generado el informe.

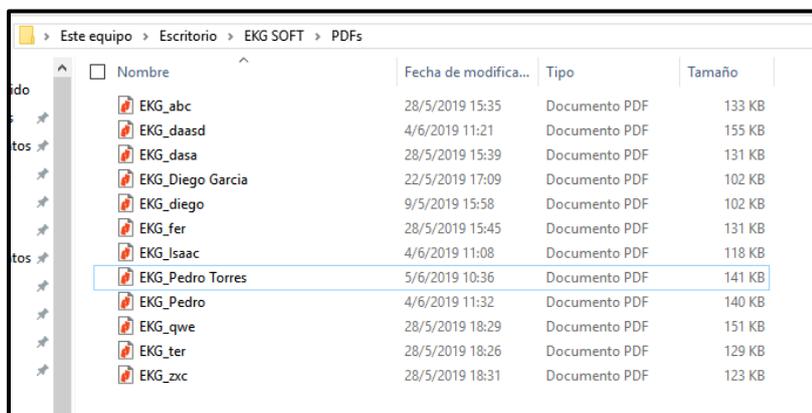


Figura 23-3: PDF almacenado en la carpeta contenedora.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 24-3* se muestra el resultado del pdf generado, es un documento que inicia con un título, seguido por los datos del paciente, así como la fecha y hora del examen además de las observaciones realizadas después de esto se encuentra la captura de pantalla que se realizó en la ventana secundaria y en la parte final del documento se encuentra el nombre del médico que realizó el examen.

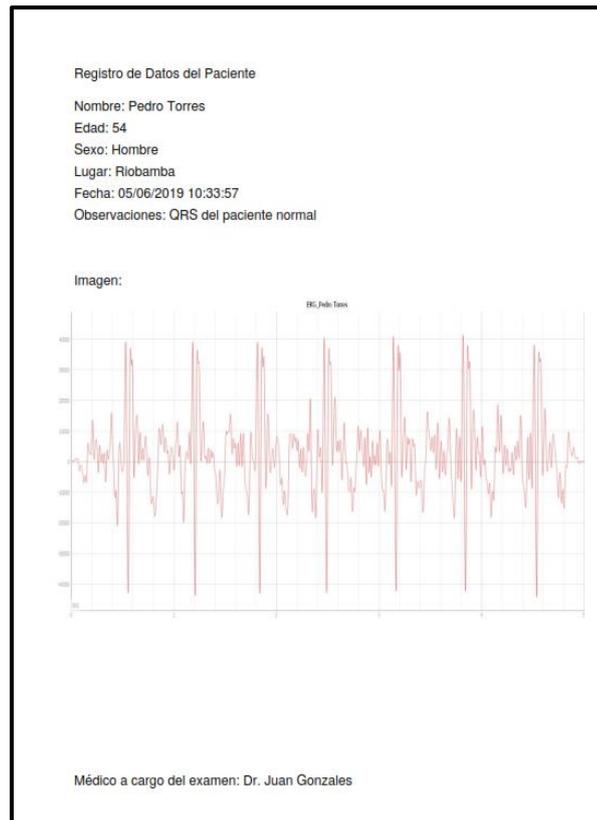


Figura 24-3: PDF generado.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Botón “Subir a Dropbox”

Para que este botón se active se necesita previamente haber ingresado el token que permita ingresar a nuestra cuenta de Dropbox y a la carpeta en la nube que hayas elegido para almacenar el archivo pdf que se generó.

En la *Figura 25-3* se puede observar tres imágenes, la primera muestra como antes de ingresar el token y pulsar el botón “Ok” el botón “Subir a Dropbox” se encuentra desactivado, la segunda nos muestra como una vez ingresado y validado el token se muestra un mensaje indicándonos que el token fue ingresado y la tercera imagen es el resultado de la ejecución del botón “Subir a Dropbox” que si se ejecuta correctamente nos muestra un mensaje indicándonos que el archivo se subió a la nube de manera correcta.



Figura 25-3: Ingreso de Token y subida de archivo a la nube.
Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 26-3* nos muestra el documento ya almacenado en la nube de Dropbox.

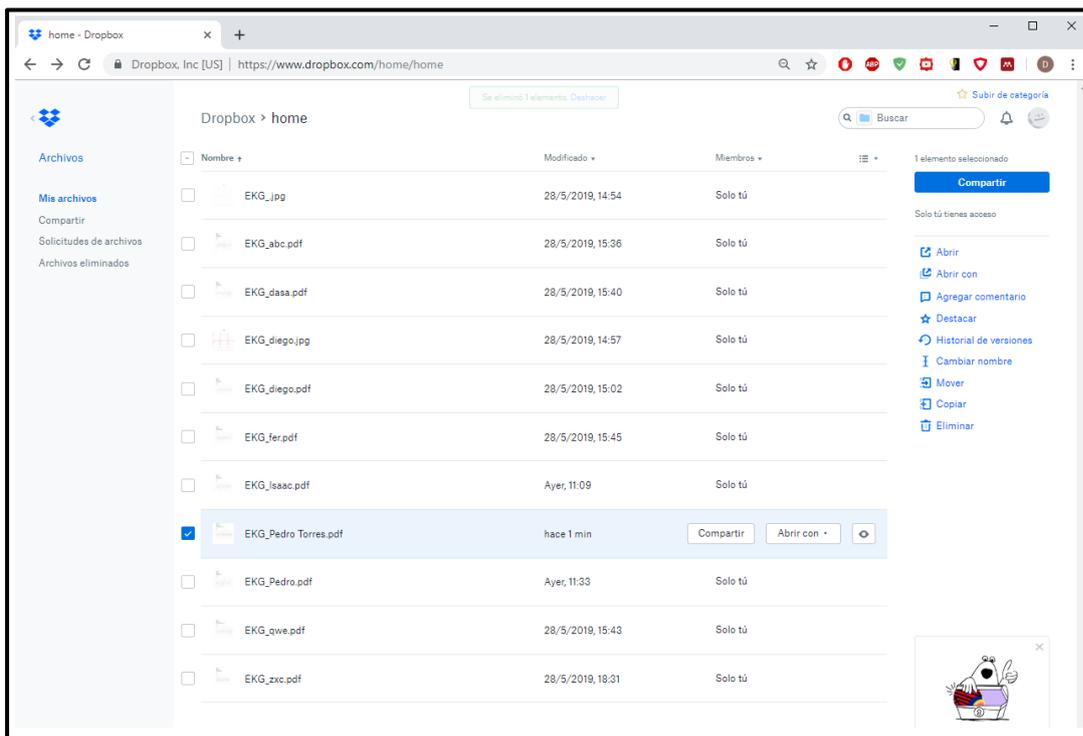


Figura 26-3: PDF almacenado en la nube.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Botón “Borrar”

En la *Figura 27-3* se puede observar el funcionamiento del botón “Borrar” que se encuentra en la sección de datos del paciente en dos imágenes, la primera muestra los formularios llenos y la

segunda como se han borrado todos los datos ingresados al pulsar el botón de borrar, los datos del paciente, el recuadro de resumen de datos, las observaciones, la fecha y hora del examen además de todos los textos informativos y se vuelve a deshabilitar varios de los botones que necesitan de alguna validación previa para ser activados.

Los únicos elementos que no se eliminan son el nombre del médico y el token ingresado, estos cuentan con otro botón de borrar específico para estos, ya que a menos de que se cambie de médico sería necesario eliminarlos. Estos campos se deben ingresar solo la primera vez que se inicie el programa para así ahorrar tiempo en ingresar estos datos que son repetitivos.

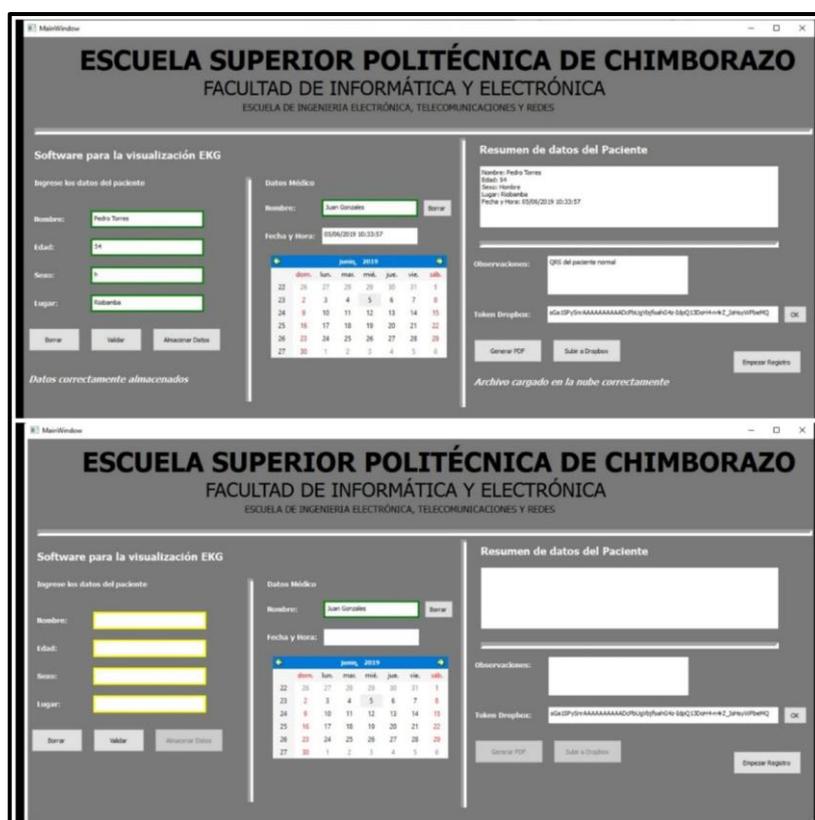


Figura 27-3: Borrado de los datos ingresados.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Botón “Empezar Registro”

En la *Figura 28-3* se puede observar cómo al momento de pulsar este botón la ventana principal pasa a segundo plano y se abre la ventana donde empieza el registro de la señal que este ingresando por hardware del dispositivo diseñado, en esta ventana se puede observar además un resumen de los datos del paciente que se ingresaron en la venta principal.

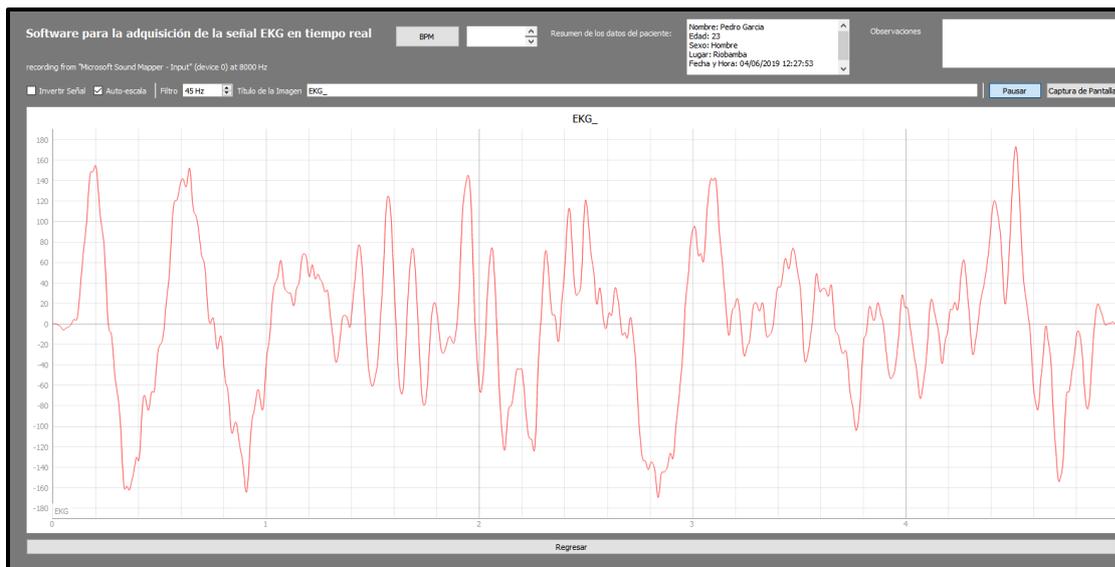


Figura 28-3: Apertura de la ventana secundaria.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Botón “Capturar pantalla”

En la *Figura 29-3* podemos observar cómo al pulsar el botón que activa esta función aparece un mensaje en pantalla indicándonos que la captura y almacenamiento de esta sección de la señal EKG fue realizada correctamente.

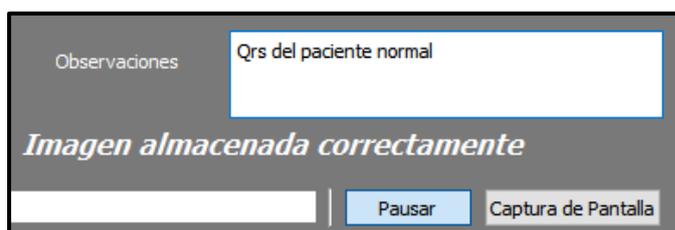


Figura 29-3: Mensaje de captura de pantalla realizado.

Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 30-3* podemos ver que la imagen de extensión .jpg de acuerdo con lo que se programó se ha almacenado correctamente dentro de la carpeta contenedora del software con el nombre que se indicó en el título de la gráfica.

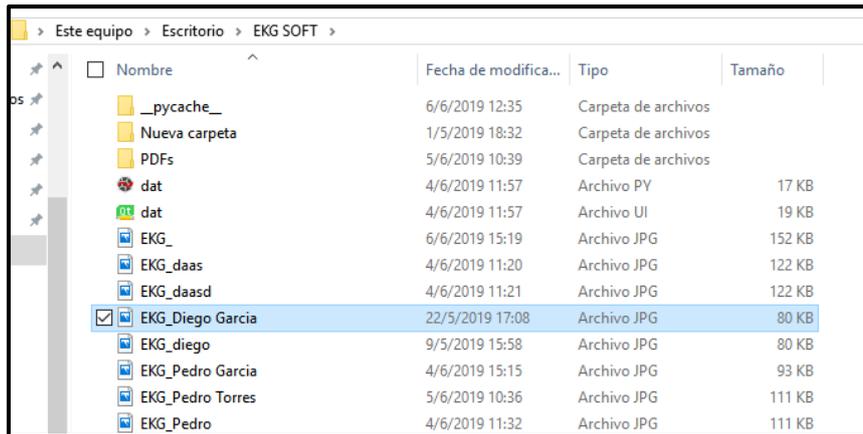


Figura 30-3: Imagen almacenada en la carpeta contenedora.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

En la *Figura 31-3* se puede observar el resultado de la captura de pantalla realizada.



Figura 31-3: Captura de pantalla de un segmento de la señal EKG.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

Botón “Regresar”

Este botón al ser pulsado cierra la venta secundaria y pasa a primer plano la venta principal, como se puede observar en la *Figura 32-3* el botón de “Generar PDF” ahora se encuentra habilitado y las observaciones escritas en la pantalla secundaria se encuentra transcritas en la pantalla principal como se observa la *Figura 33-3*, esta función fue necesaria ponerla ya que las observaciones que se realicen deben ser redactadas en el momento que se está observando la señal, pero al mismo tiempo pueden necesitarse para ser modificadas justo antes de que se genere el pdf.

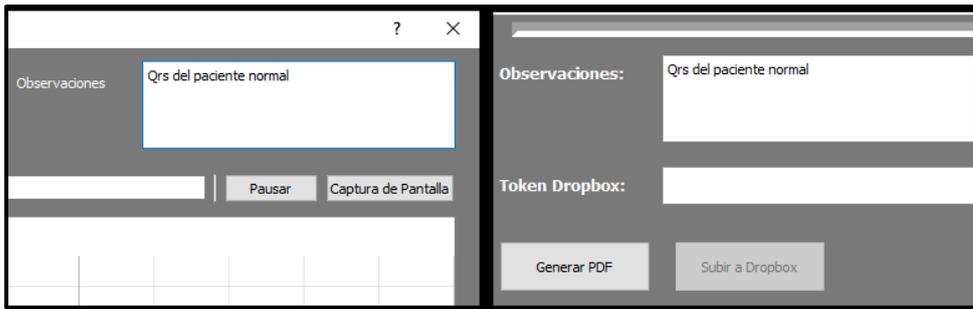


Figura 32-3: Apertura de la ventana secundaria.
 Elaborado por: Diego García, 2019.



Figura 33-3: Retorno a la ventana principal.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

Botón “Cálculo de BPM”

Este botón antes de ser pulsado necesita que se ingrese el valor del número de picos que se visualizan en pantalla para poder entregar un resultado, como se puede observar en la *Figura 34-3* se visualizan 5 picos y el botón al ser pulsado como se ve la *Figura 35-3* en entrega el resultado mediante un mensaje en el recuadro de observaciones, así como en la parte inferior izquierda del área de graficación de la señal.

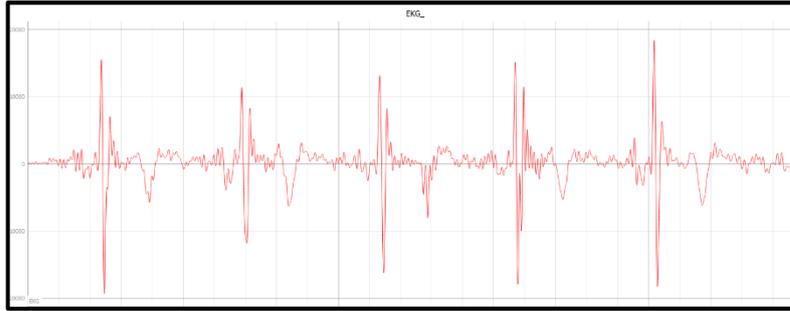


Figura 34-3: Número de picos visualizados.
Elaborado por: Diego García, 2019.

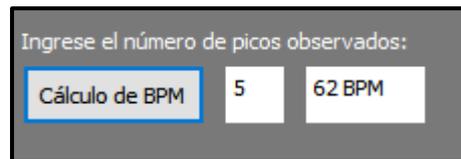


Figura 35-3: Resultado del cálculo de los BPM.
Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede observar en la *Figura 36-3* de arriba hacia abajo, dependiendo del valor que se obtenga y siguiendo la lógica del programa explicada en el Capítulo II se mostraran distintos mensajes.



Figura 36-3: Visualización de distintos mensajes dependiendo el valor de los BPM.
Elaborado por: Diego García, 2019.

3.2.1.3 Validación del tratamiento de la señal

En esta sección se presenta el resultado de las funciones programadas del software que actúan sobre la señal que se está adquiriendo del hardware del dispositivo. Se presenta en diferentes imágenes los resultados obtenidos al pasar por un proceso de tratamiento digital a la señal, el filtrado, la inversión de la señal y el auto escalado.

Check box “Invertir señal”

En la *Figura 37-3*, conformada por dos imágenes se puede observar los cambios producidos sobre la señal al activar o desactivar el check box para invertir la señal, en la primera imagen se observa la señal natural, mientras que en la segunda podemos ver la señal invertida, en este proceso se está multiplicando en tiempo real los valores de la matriz data que van ingresado desde el hardware por menos uno para de esta manera tener la señal de manera invertida.

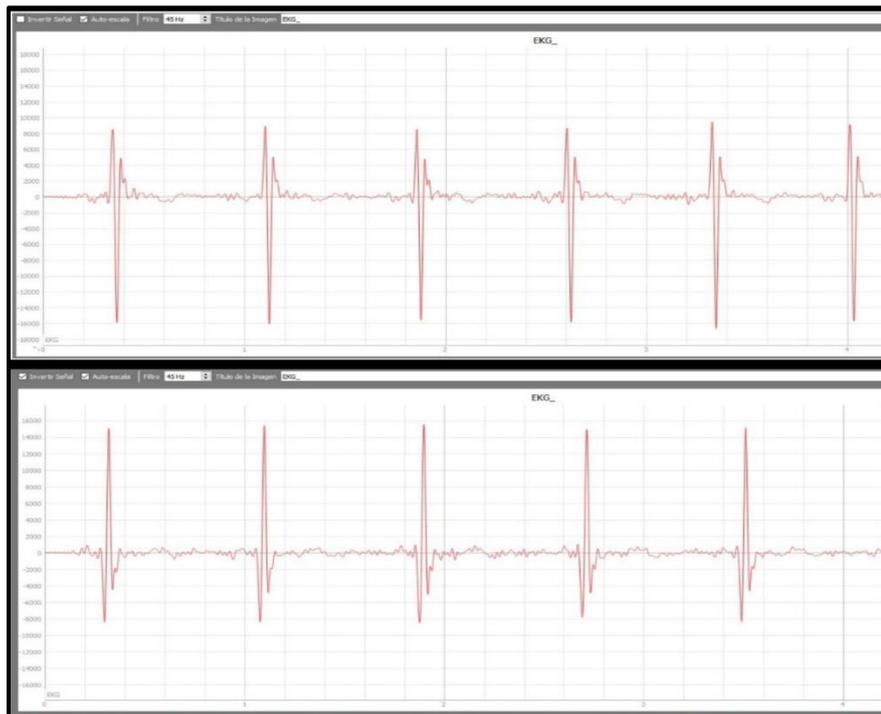


Figura 37-3: Señal normal y señal invertida.

Elaborado por: Diego García, 2019.

La utilidad de esta función nos permite obviar el orden de colocación de los cables que se conectan a los electrodos, podemos colocar el izquierdo en el derecho y viceversa ya sea por error o de manera intencional para agilizar el tiempo que dura la toma del examen. Cuando la señales entran invertida al circuito de adquisición lo que sucede es que observamos la señal de manera invertida, gracias a esta función se puede corregir este problema.

Check box “Auto escala”

En la *Figura 38-3* que está conformada por tres imágenes se observan los resultados de graficar una señal con diferentes amplitudes sin usar la función de auto escala.

- La primera imagen nos muestra el resultado de la gráfica de una señal con una amplitud muy baja sin que este activada la función de auto escalado, como se puede ver la señal graficada resultante es casi inapreciable, no se pueden ver sus detalles.
- La segunda imagen nos muestra el resultado de la gráfica de una señal con una amplitud alta sin que este activada la función de auto escalado, como se puede ver la señal graficada resultante sobre pasa el área de graficación de la señal, los picos son inobservables la señal de esta manera no sirve para propósitos médicos.
- La tercera imagen nos muestra el resultado de la gráfica de una señal con la misma amplitud que la de la segunda imagen, pero esta vez activada la función de auto escalado, como se puede ver la señal graficada resultante se la puede observar por completo.

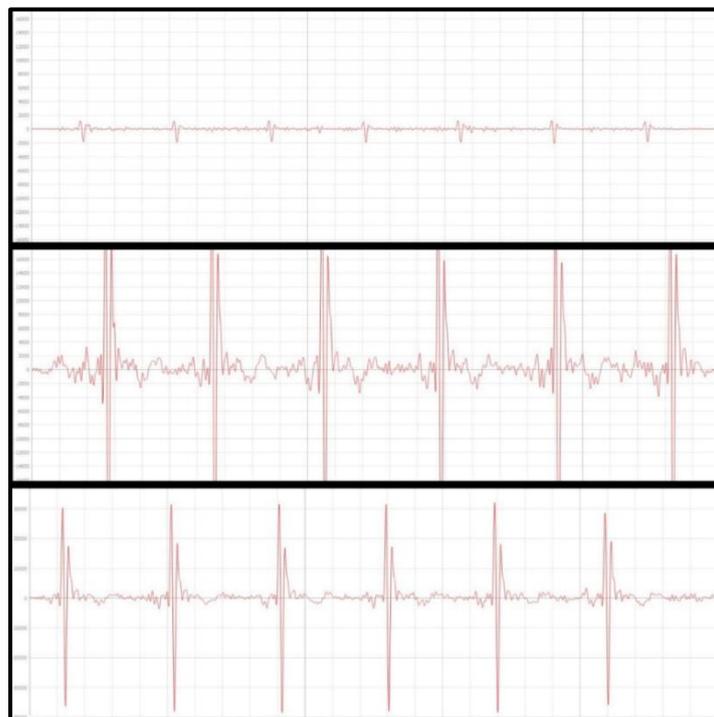


Figura 38-3: Señal con y sin la auto escala activada.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede ver la función de este proceso es fundamental para permitir al médico observar una señal que se está graficando de manera correcta, la señal cuando se comienza a graficar hasta que el circuito de adquisición se estabilice, puede tomar un tiempo en el que la señal puede estar con una amplitud o muy baja o alta, si la graficáramos sin tomar en cuenta esto la señal resultante no le serviría al médico.

SpinBox "Filtro"

En la *Figura 39-3* que está conformada por tres imágenes se observan los resultados de graficar una señal con tres diferentes frecuencias de corte para el proceso de filtrado en tiempo real. La adquisición de estas señales se realizó en un ambiente controlado y aislado de fuente de ruido externo, además de que se trata de la misma señal en amplitud y con el proceso de auto escalado, el objetivo de esta prueba es comprobar el funcionamiento del proceso de filtrado en tiempo real y como afecta o beneficia este a la señal.

- La primera imagen nos muestra el resultado de la gráfica de una señal al establecer una frecuencia de corte de 20Hz, como se puede observar esta frecuencia no beneficia a la señal y la termina por distorsionar al punto que deja de ser practica para un análisis médico.
- La segunda imagen nos muestra el resultado de la gráfica de una señal al establecer una frecuencia de corte de 60Hz (ruido producido por conexiones a la línea de corriente), como se puede observar con esta frecuencia la señal toma la forma esperada de una señal EKG donde se puede observar claramente los picos de esta pero el resto de la señal presenta aun ruido por lo que se ve distorsionada la señal graficada en todos los puntos que no sean los picos de esta.
- La tercera imagen nos muestra el resultado de la gráfica de una señal al establecer una frecuencia de corte de 45Hz, como se puede observar que con esta frecuencia se obtiene visualmente el mejor resultado, se puede apreciar por completo la señal EKG graficada con la menor cantidad de ruido posible con las características de nuestro dispositivo.

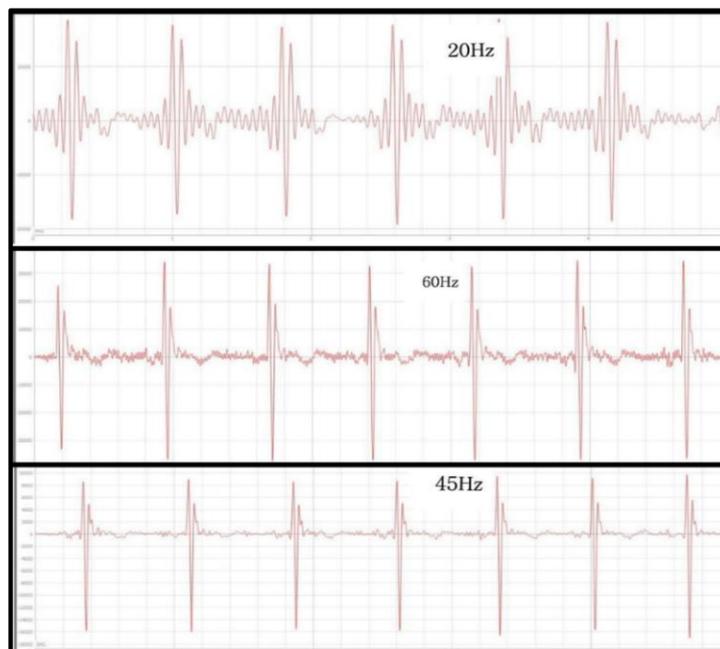


Figura 39-3: Señal filtrada con diferentes frecuencias de corte.
Elaborado por: Diego García, 2019.

3.2.2 Prueba de Repetitividad

Esta prueba nos permite determinar que parte de las mediciones tomadas por el dispositivo corresponden al sistema de medición que estamos usando.

Repetitividad

Esta medida nos permite conocer la diferencia que existe entre los valores tomados por el mismo operador, de una sola variable, con el mismo dispositivo de medición y con las mismas condiciones un cierto número de veces con las tomadas cumpliendo todas estas condiciones, pero en otro dispositivo de medición (Minitab, 2019).

Estas pruebas al poder ser expresadas de manera cuantitativa según la dispersión de los resultados, con las medidas tomadas se realiza un análisis estadístico descriptivo para obtener la desviación estándar (σ), la media (\bar{X}) y el coeficiente de variación ($C.V = \frac{\sigma}{\bar{x}} * 100\%$), estos cálculos están realizados en el programa Microsoft Excel 2010.

Interpretación de los resultados

Para evaluar los resultados según Paisan y Moret (2010, p.120) el valor resultante del coeficiente de variación se interpreta de la siguiente manera:

- Resultado < 10%, el sistema de medición se aprueba.
- Resultado entre el 10% y el 30%, el sistema de medición se condiciona a mejoras y aprueba temporalmente.
- Resultado > 30%, el sistema de medición no se acepta.

3.2.3.1 Repetitividad en el cálculo de los BPM

Desde el software del dispositivo se utilizó el algoritmo de cálculo de BPM a partir del número de picos que se visualizan en cinco segundos para tomar 30 lecturas del total de picos observados y de su equivalente en latidos por minutos (BPM), las mediciones se realizaron de manera secuencial dando un lapso de 1 minuto entre lectura y bajo las mismas condiciones, en la *Tabla 8-3* se pueden observar los resultados.

Tabla 8-3: Mediciones para evaluar repetitividad del dispositivo.

Medidas	Fecha y Hora	Picos Visualizados	BPM
1	19/6/2019 18:21	5	62
2	19/6/2019 18:22	5	62
3	19/6/2019 18:23	5	62
4	19/6/2019 18:24	5	62
5	19/6/2019 18:25	6	74
6	19/6/2019 18:26	5	62
7	19/6/2019 18:27	5	62
8	19/6/2019 18:28	5	62
9	19/6/2019 18:29	6	74
10	19/6/2019 18:30	6	74
11	19/6/2019 18:31	5	62
12	19/6/2019 18:32	6	74
13	19/6/2019 18:33	5	62
14	19/6/2019 18:34	5	62
15	19/6/2019 18:35	6	74
16	19/6/2019 18:36	5	62
17	19/6/2019 18:37	5	62
18	19/6/2019 18:38	5	62
19	19/6/2019 18:39	6	74
20	19/6/2019 18:40	6	74
21	19/6/2019 18:41	6	74
22	19/6/2019 18:42	5	62
23	19/6/2019 18:43	5	62
24	19/6/2019 18:44	6	74
25	19/6/2019 18:45	6	74
26	19/6/2019 18:46	5	62
27	19/6/2019 18:47	5	62
28	19/6/2019 18:48	6	74
29	19/6/2019 18:49	5	62
30	19/6/2019 18:50	5	62
Media		5.37	66.40
Desviación estándar		0.49	5.88
% Coeficiente de Variación		9.13	8.86

Elaborado por: Diego García, 2019.

El coeficiente de variación para el número de picos visualizados es de 9.13%, mientras que el de cálculo de los BPM por el algoritmo es de 8.86%, como se mencionó anteriormente para validar al dispositivo de medida el porcentaje del coeficiente de variación tiene que ser menor al 10% que en nuestro caso se cumple este valor, razón por la que podemos validar la estabilidad del dispositivo.

3.2.3 Tiempo de respuesta del software

La medición de esta prueba se realizó cerrando completamente el programa y abriéndolo para cada toma de tiempo de respuesta de este, el tiempo está medido en segundos y se tomó utilizando un cronómetro para medir cuantos segundos tarda en abrirse el programa principal, el tiempo en que se abre la venta secundaria para comenzar la captura de la señal y el tiempo que tarde esta señal en estabilizarse y graficarse como una señal EKG. En la *Tabla 9-3* se puede observar una compilación de estos tiempos.

Tabla 9-3: Tiempos de respuesta del software del dispositivo.

No	Tiempo de respuesta apertura del programa (segundos)	Tiempo de respuesta captura de la señal (segundos)	Tiempo de respuesta estabilización de la señal (segundos)	Total
1	5.45	3.58	0.86	9.89
2	2.82	0.98	0.91	4.71
3	2.88	1.04	0.95	4.87
4	2.55	1.88	0.98	5.41
5	2.50	1.57	0.99	5.06
6	2.43	1.68	0.99	5.10
7	2.49	1.85	1.05	5.39
8	2.49	1.56	0.92	4.97
9	2.42	1.39	0.85	4.66
10	2.48	1.54	0.98	5.00
11	2.55	2.77	0.98	6.30
12	2.49	1.84	1.02	5.35
13	2.42	1.54	1.05	5.01
14	2.61	1.54	0.93	5.08
15	2.43	1.41	0.98	4.82
16	2.50	1.53	0.92	4.95
17	2.43	1.47	0.92	4.82
18	2.49	1.54	1.05	5.08
19	2.43	1.76	0.99	5.18
20	2.61	1.81	0.93	5.35
PROMEDIO	2.67	1.71	0.96	5.34

Elaborado por: Diego García, 2019.

Como se puede observar la primera medida es cuando más tiempo toma la apertura del programa con más de cinco segundos, mientras que toma más de tres segundos en comenzar la captura de la señal y menos de un segundo para que la señal se estabilice lo que nos da un tiempo total de 9.89 segundos para que la señal se pueda comenzar a visualizar. Estos tiempos mejoran significativamente a medida que se van realizando más tomas.

Los tiempos promedios que tenemos son un tiempo de 2.67 segundos en la apertura del programa, 1.71 segundos para la captura y 0.96 segundos para que la señal se estabilice, lo que sumado nos daría un tiempo promedio de 5.34 segundos que le toma al programa en mostrar la imagen EKG.

El menor tiempo total para poder visualizar la imagen desde el momento que abrimos el programa es de 4.66 segundos tiempo resultante de la medida número nueve, mientras que en la que más se tarda es en la primera apertura del programa con casi 10 segundos de espera.

3.3 Pruebas del hardware y software del dispositivo

En esta sección se presentan las pruebas y los resultados realizados al dispositivo trabajando en conjunto tanto desde su hardware como con su software.

3.3.1 Coeficiente de correlación

Para poder comprobar la similitud entre las imágenes obtenidas por nuestro dispositivo con las que se obtienen por parte de un hardware y software profesional se plantea la utilización del coeficiente de correlación, este nos indica la similitud entre dos matrices (imágenes) en relación con la intensidad de píxel de cada una de estas. Este algoritmo calcula para cada píxel de ambas imágenes la diferencia entre el valor de intensidad en ese píxel con la intensidad media de toda la imagen.

Para poder encontrar el coeficiente de correlación entre las imágenes se ha utilizado el software Matlab R2017b, la función de Matlab que permite encontrar este valor es *corr2* que es una adaptación de la función *corr* que permite encontrar el coeficiente de correlación de Pearson (MathWorks, 2019). La interpretación de este valor según la Universidad de Valencia (2006) se puede observar en la *Tabla 10-3*.

Tabla 10-3: Interpretación de los valores del coeficiente de correlación.

Rango de valores		Interpretación
Valor mínimo	Valor máximo	
0.00	0.09	Correlación nula
0.10	0.19	Correlación muy débil
0.20	0.49	Correlación débil
0.50	0.69	Correlación moderada
0.70	0.84	Correlación significativa

0.85	0.95	Correlación fuerte
0.96	1.00	Correlación perfecta

Elaborado por: Diego García, 2019.

El proceso que se sigue para poder encontrar el coeficiente de correlación entre imágenes se describe a continuación:

1. Leer y almacenar en variables tanto las imágenes obtenidas por el equipo comercial como las obtenidas con el dispositivo diseñado.
2. Cortar las imágenes para hacerlas del mismo tamaño.
3. Poner las imágenes en escala de grises.
4. Establecer un umbral adecuado para binarizar las imágenes.
5. Encontrar el índice de correlación entre las imágenes procesadas.

A continuación, se realiza la comparación entre un segmento de onda EKG obtenida por nuestro dispositivo (por su hardware y software) con los mismos segmentos de onda, pero graficados a través de un software y hardware profesional. Se muestran los resultados de cada uno de los pasos previos realizados antes de poder obtener el coeficiente de correlación.

Paso 1:

Se lee y almacena las variables mediante los comandos expuestos en la *Figura 40-3* que se observa a continuación. Como podemos ver tenemos almacenados en variables que nos reflejan tres valores porque Matlab interpreta a las imágenes de formato de color RGB como una matriz de tres dimensiones, que además son matrices de diferente magnitud.

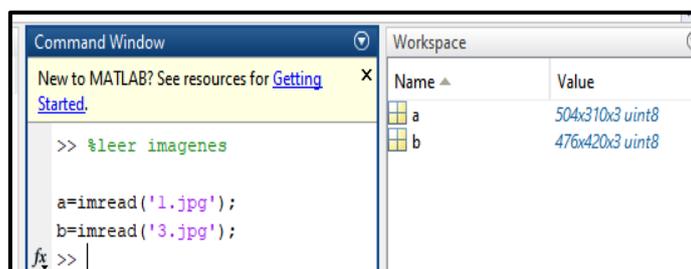


Figura 40-3: Lectura y almacenamiento de las imágenes.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Paso 2:

Para tener matrices de igual magnitud es necesario recortar estas imágenes con las mismas dimensiones. Como se observa en la *Figura 41-3* ahora tenemos almacenadas estas nuevas matrices en dos nuevas variables que son de igual dimensión.

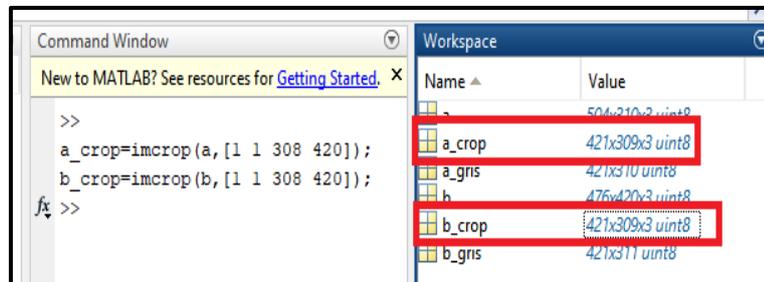


Figura 41-3: Corte de las imágenes.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Paso 3:

Ahora mediante la función de Matlab *rgb2gray* transformamos estas imágenes a su equivalente en escala de grises para obtener matrices de dos dimensiones, como se puede observar en la *Figura 42-3*.

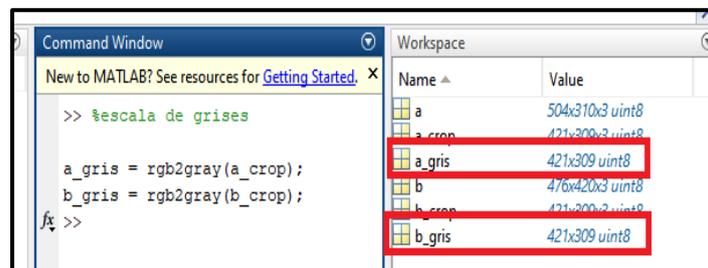


Figura 42-3: Conversión a escala de grises.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Paso 4:

Necesitamos binarizar estas imágenes como último paso antes de encontrar el coeficiente de correlación, con este proceso lo que se logra es transformar todos los datos de las matrices de estas imágenes en unos y ceros. La función que se utiliza es la de *im2bw* que necesita de dos parámetros, la imagen a binarizar y el umbral de binarización que va de 0 a 1, en este caso el mejor umbral se estableció en 0.8 como se observa en la *Figura 43-3*. Además, reasignamos el valor de estos resultados a dos nuevas variables llamadas X y Y.

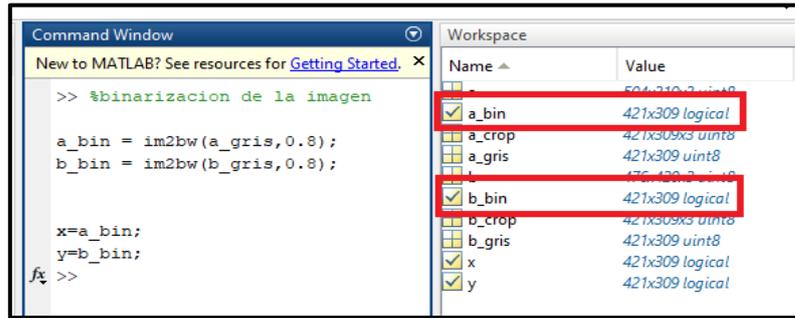


Figura 43-3: Binarización de las imágenes.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

En la Figura 44-3 se puede observar la imagen original en la izquierda tomada desde nuestro software y en la derecha la imagen después de ser procesada con todos los pasos anteriores mencionados, lista para que puede ser aplicada la función que nos dará como resultado el coeficiente de correlación.

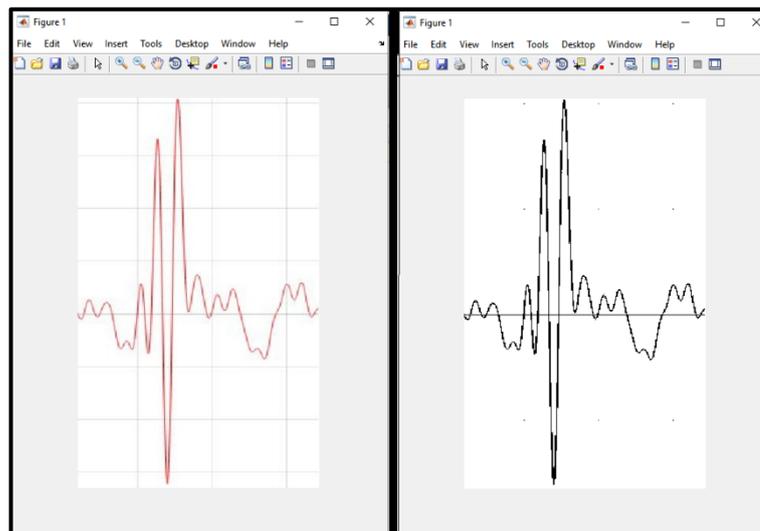


Figura 44-3: Imagen de nuestro software antes y después de ser procesada.
 Elaborado por: Diego García, 2019.

En la Figura 45-3 se puede observar la imagen original en la izquierda tomada desde el software profesional y en la derecha la imagen resultante después de ser procesada por los pasos indicados anteriormente.

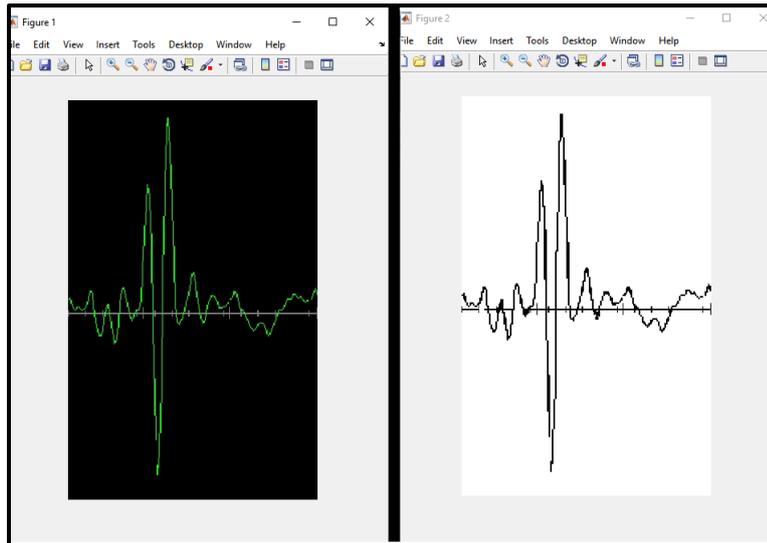


Figura 45-3: Imagen de otro software antes y después de ser procesada.

Elaborado por: Diego García, 2019.

Paso 5:

Una vez obtenidas las dos imágenes, mediante la función llamada *corr2* de Matlab que necesita de dos argumentos (las dos imágenes resultantes del proceso mencionado) para entregar como resultado el coeficiente de correlación existente entre las dos imágenes, el valor que nos entrega esta función es un decimal que va desde 0 al 1 como podemos ver en la *Figura 46-3*, donde entre más se acerque el valor a 1 más iguales son estas imágenes.

```

Command Window
New to MATLAB? See resources for Getting Started.
>> R=corr2(x,y)

R =

    0.8997

fx >> |

```

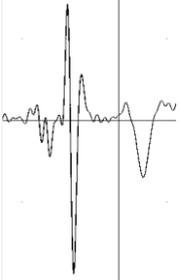
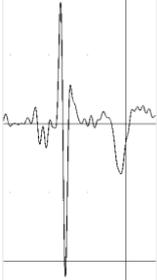
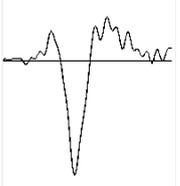
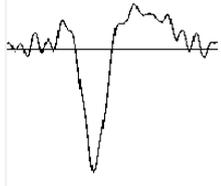
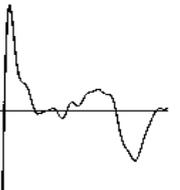
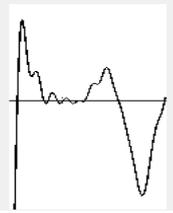
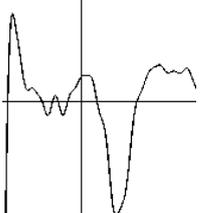
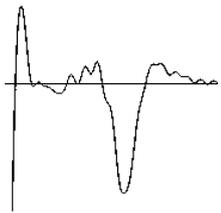
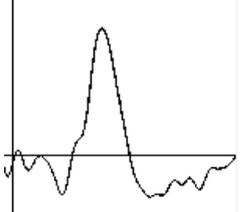
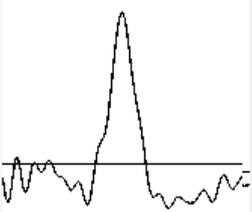
Figura 46-3: Resultado del coeficiente de correlación entre estas imágenes.

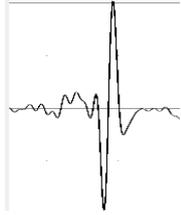
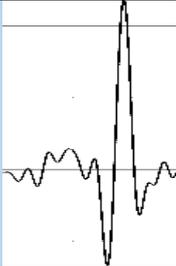
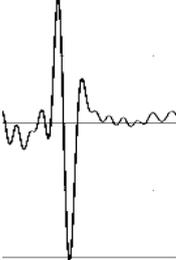
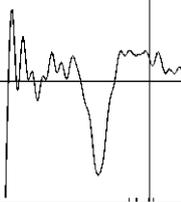
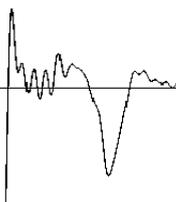
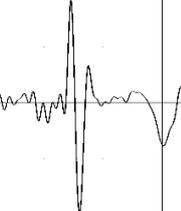
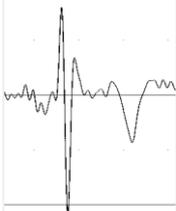
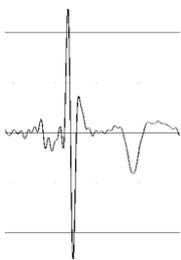
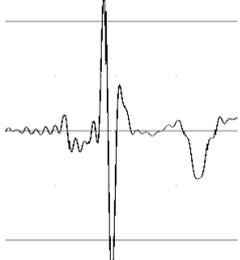
Elaborado por: Diego García, 2019.

El coeficiente de correlación entre estas dos imágenes es de 0.8997, lo que nos dice que existe una similitud entre estas imágenes de un 89% y siguiendo la interpretación del resultado de estos valores se puede decir que entre estas imágenes existe una correlación fuerte.

A continuación, se observa en la *Tabla 11-3* los resultados del coeficiente de correlación resultante de la comparación entre 10 imágenes tomadas desde nuestro software (Imagen 1) con las del profesional (Imagen 2).

Tabla 11-3: Comparación entre imágenes obtenidas por software profesional.

Medida	Imagen 1	Imagen 2	Coefficiente de Correlación	Interpretación
1			0.91	Correlación fuerte
2			0.89	Correlación fuerte
3			0.83	Correlación significativa
4			0.9	Correlación fuerte
5			0.88	Correlación fuerte

6			0.89	Correlación fuerte
7			0.89	Correlación fuerte
8			0.92	Correlación fuerte
9			0.93	Correlación fuerte
10			0.95	Correlación fuerte
Promedio			0.90	Correlación fuerte

Elaborado por: Diego García, 2019.

Después de realizado el procesamiento digital de imágenes que nos permitió determinar el coeficiente de correlación que existe entre estas, se ha obtenido un valor promedio de 0.90 lo que nos indica que entre las imágenes tomadas por nuestro dispositivo con las que fueron tomadas con el equipamiento profesional existe un 90% de similitud y apenas un 10% de margen de error. Según la interpretación de resultados anteriormente mencionada, para valores entre 0.85 y 0.95 tenemos imágenes con una correlación fuerte lo que nos permite decir que nuestro dispositivo está entregando imágenes lo suficiente confiables para estudios médicos.

3.3.2 Error en las lecturas de frecuencia cardiaca

En esta prueba se presentan la diferencia que existe entre la lectura del pulso de manera manual que consiste en la colocación de los dedos índice y medio en la muñeca para sentir los pulsos y contarlos durante 1 minuto, la de un equipo profesional utilizado comúnmente para la toma de signos vitales, con el resultado que nos da nuestro dispositivo en la toma de la frecuencia cardiaca (BPM).

En la *Tabla 12-3* se puede observar el resultado de 30 lecturas tomadas primero de manera manual y después las lecturas tomadas desde nuestro dispositivo bajo las mismas condiciones.

Tabla 12-3: Comparación entre el conteo de BPM manual y el de nuestro dispositivo.

Medidas	Toma manual (BPM)	Nuestro Dispositivo (BPM)	Diferencia	Interpretación
1	74	74	0	Exacto
2	74	74	0	Exacto
3	74	74	0	Exacto
4	74	74	0	Exacto
5	74	74	0	Exacto
6	74	74	0	Exacto
7	74	86	12	Erróneo
8	73	74	1	Parecido
9	75	86	11	Erróneo
10	75	74	1	Parecido
11	76	74	2	Parecido
12	75	74	1	Parecido
13	74	86	12	Erróneo
14	74	86	12	Erróneo
15	75	86	11	Erróneo
16	75	74	1	Parecido
17	75	74	1	Parecido
18	74	74	0	Exacto
19	74	74	0	Exacto
20	74	86	12	Erróneo
21	74	74	0	Exacto
22	74	74	0	Exacto
23	75	74	1	Parecido
24	75	74	1	Parecido
25	76	74	2	Parecido
26	76	74	2	Parecido

27	74	86	12	Erróneo
28	74	86	12	Erróneo
29	74	86	12	Erróneo
30	74	74	0	Exacto
Promedio	74	78		
Desviación estándar	0.73	5.59		

Elaborado por: Diego García, 2019.

La toma manual presenta un promedio de 74 bpm y la de nuestro dispositivo es de 78 bpm, mientras que la desviación estándar de la toma manual es de 0.73 la de nuestro dispositivo es de 5.59 lo que nos indica además que la variabilidad entre las lecturas es mucho mayor con nuestro equipo. Además, se enlista la diferencia numérica que existen entre las lecturas manuales y las de nuestro equipo, diferencias que se les asignado la siguiente interpretación:

- Si el valor de la diferencia es 0 la lectura es exacta.
- Si el valor de la diferencia esta entre 1 y 4 la lectura es parecida.
- Si el valor de la diferencia es mayor a 5 la lectura es errónea.

En la *Tabla 13-3* se puede visualizar la contabilización de estas interpretaciones según los resultados obtenidos de la diferencia entre las lecturas.

Tabla 13-3: Valoración numérica de la interpretación de diferencia de BPM.

Interpretación	Cantidad	Porcentaje
Exacto	10	33.33%
Parecido	10	33.33%
Erróneo	10	33.33%
Total	30	100%

Elaborado por: Diego García, 2019.

Se obtuvieron 10 medidas consideradas como exactas, parecidas y erróneas que representan el 33.33% del total cada una, si sumamos las medidas que fueron exactas con las parecidas tenemos un total de 66.66% en las que nuestro dispositivo se acercó al valor tomado de manera manual lo que nos deja un error del 33.33%.

En la *Tabla 14-3* se puede observar el resultado de 30 lecturas tomadas primero desde el dispositivo comercial que se observa en la *Figura 47-3* con las lecturas tomadas desde nuestro dispositivo bajo las mismas condiciones.



Figura 47-3: Oxímetro Pulsímetro comercial.

Elaborado por: Sitio Web (Sinbanda 2019).

Este dispositivo es un oxímetro y pulsímetro que se coloca en el dedo índice del paciente y entrega el resultado de la lectura en aproximadamente 25 segundos.

Tabla 14-3: Comparación entre el conteo de BPM equipo comercial y nuestro dispositivo.

Medidas	Equipo Comercial (BPM)	Nuestro Dispositivo (BPM)	Error con respecto al equipo comercial	Interpretación
1	74	74	0	Exacto
2	74	74	0	Exacto
3	75	74	1	Parecido
4	74	74	0	Exacto
5	73	74	1	Parecido
6	81	74	7	Erróneo
7	73	86	13	Erróneo
8	72	74	2	Parecido
9	77	86	9	Erróneo
10	80	74	6	Erróneo
11	80	74	6	Erróneo
12	74	74	0	Exacto
13	79	86	7	Erróneo
14	74	86	12	Erróneo
15	76	86	10	Erróneo
16	76	74	2	Parecido
17	76	74	2	Parecido
18	74	74	0	Exacto
19	74	74	0	Exacto
20	74	86	12	Erróneo
21	75	74	1	Parecido
22	75	74	1	Parecido
23	77	74	3	Parecido

24	77	74	3	Parecido
25	77	74	3	Parecido
26	74	74	0	Exacto
27	74	86	12	Erróneo
28	74	86	12	Erróneo
29	76	86	10	Erróneo
30	73	74	1	Parecido
Promedio	75	78		
Desviación estándar	2.27	5.59		

Elaborado por: Diego García, 2019

La toma desde el equipo comercial presenta un promedio de 75 bpm y la de nuestro dispositivo es de 78 bpm, mientras que la desviación estándar del dispositivo es de 2.27 y la de nuestro dispositivo es de 5.59 lo que nos indica además que la variabilidad entre las lecturas es mucho mayor con nuestro equipo. En la *Tabla 15-3* se puede visualizar la contabilización de estas interpretaciones según los resultados obtenidos de la diferencia entre las lecturas

Tabla 15-3: Porcentaje de interpretación de la diferencia de BPM.

Interpretación	Cantidad	Porcentaje
Exacto	7	23.33%
Parecido	11	36.66%
Erróneo	12	40.00%
Total	30	100%

Elaborado por: Diego García, 2019.

Se obtuvieron 7 medidas consideradas como exactas que representan el 23.33% del total, 11 medidas consideradas como parecidas que representan el 36.66% del total y 12 medidas consideradas como erróneas que representan el 40% del total, si sumamos las medidas que fueron exactas con las parecidas tenemos un total de 63.33% en las que nuestro dispositivo se acercó al valor tomado con el dispositivo comercial y presenta un error el 40% de las veces restantes.

Además, si comparamos el promedio de las lecturas tomadas de las tres diferentes maneras podemos ver que la lectura real (tomada de manera manual) tiene un promedio de 74 bpm, la del dispositivo apenas presenta una unidad de diferencia con 75 bpm, mientras que nuestro dispositivo tiene 78 bpm que como podemos ver se diferencia en cuatro unidades de la toma real.

Para los dos casos (toma real y toma con dispositivo comercial) podemos ver que nos deja un margen promedio de error de 36.76% y de aciertos del 63.33% que son valores aceptables ya que

el cálculo de los bpm solamente se lo considera exacto al ser tomado de manera manual, además de estar poniendo a prueba nuestro dispositivo con uno profesional que está diseñado exactamente para eso, mientras que esta función en nuestro dispositivo es un adicional que es posible gracias a la aproximación de picos que podemos observar en la señal.

3.4 Análisis económico del dispositivo

En esta sección se presenta un análisis económico del diseño y construcción del dispositivo, los gastos y costos del desarrollo tanto del hardware como del software. En la *Tabla 16-3* se presenta el presupuesto de los elementos que conforman el dispositivo.

Tabla 16-3: Presupuesto del dispositivo implementado.

Elemento	Cantidad	Costo Unitario	Costo Total
Resistencias	24	0.06	1.50
Capacitores	24	0.18	4.30
AD620	1	17.50	17.50
TL084	2	1.00	2.00
LF353	1	0.70	0.70
Conector jack	2	0.40	0.80
Batería 9V	2	4.00	8.00
Conector de batería	1	0.25	0.5000
Cable para EKG	1	30.00	30.00
Electrodos	50	0.16	8.00
PCB	1	30.00	30.00
USB Sound Card	1	5.00	5.00
Tarjeta SD	1	8.00	8.00
Lipo Batería	1	24.00	24.00
Raspberry Pi 3 Model B+	1	35.00	35.00
Pantalla de 7"	1	70.00	70.00
Caja Protectora	1	20.00	20.00
Total			265.30

Elaborado por: Diego García, 2019.

De los valores que se observan se puede determinar que la implementación de la parte física del dispositivo, sumando el valor de cada uno de los elementos que lo conforman tiene un costo de fabricación total de 265.30 dólares americanos (USD), con este costo total se puede determinar que el dispositivo implementado es de bajo costo, cumpliendo así con uno de los objetivos planteados.

CONCLUSIONES

1. Se implementó un electrocardiógrafo portátil de tres derivaciones que permite realizar el diagnóstico de arritmias en pacientes de zonas rurales del cantón Riobamba, la duración de la batería de 9 horas continuas permite que el dispositivo pueda ser llevado a zonas sin fuentes de energía de la red eléctrica cercanas y el tiempo para la visualización de la señal desde que el software de visualización es abierto de 5.34 segundos permite menorar el tiempo en la toma del examen.
2. Se verifica que los dos filtros Butterworth atenúan la señal en -3 dB para el rango de frecuencia menores de 0.515 Hz y mayores a los 247 Hz, cumpliendo de esta manera el propósito de su implementación.
3. Se verifica la correcta generación de informes médicos de cada paciente en archivos pdf que se almacenan de manera correcta en la nube Dropbox del operador del dispositivo.
4. La repetitividad de los resultados para el cálculo de los BPM realizado por el prototipo es menor al 10%, por lo que el sistema de medición es aceptable por su estabilidad.
5. Existe un coeficiente de correlación promedio del 90% entre las imágenes obtenidas por nuestro software con las de un equipo comercial lo que nos permite decir que nuestro dispositivo toma imágenes confiables para el diagnóstico médico.
6. El error en las lecturas de la frecuencia cardíaca con respecto a la toma manual es del 33.33% y del 40 % con respecto al equipo profesional, rango aceptable para el tiempo en que se toma esta lectura.
7. El dispositivo tiene un costo de fabricación total de 265.30 dólares americanos (USD), lo que permite determinar que el dispositivo implementado es de bajo costo con respecto a los equipos comerciales.

RECOMENDACIONES

1. Se recomienda utilizar componentes electrónicos de alta precisión, cables y electrodos profesionales para la captura y etapa de adecuación de la señal.
2. Se recomienda utilizar componentes SMD para miniaturizar el circuito de adecuación y con esto todo el tamaño del dispositivo.
3. Desarrollar un algoritmo que automatice el cálculo de los BPM y mejorar su margen de aciertos mediante el conteo de los picos de la señal durante un minuto.
4. Ampliar las funcionalidades del software para que pueda realizar diagnósticos automáticos a través de comparaciones entre una base de datos de imágenes con las que están siendo capturadas.

BIBLIOGRAFÍA

ACKERMAN, S.E. y COM, S.L. *Metodología de la investigación* [en línea]. Buenos Aires, ARGENTINA: Ediciones del Aula Taller, 2013. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3216667>

Alldatasheet.com. *Hojas de Datos.* [en línea], 2019. Disponible en: <http://alldatasheet.com/>

ALTRONICS. *Raspberry PowerPack V2 Lithium.* [en línea]. 2018. [Consulta: 16 enero 2019]. Disponible en: <https://altronics.cl/powerpack-v12-respaldo-bateria>

ALVA, C., REAÑO, W. y CASTILLO, J. *Diseño y Construcción de un electrocardiógrafo de bajo costo.* [en línea] Universidad Ricardo Palma del Perú, 2011, pp. 1–4. Disponible en: http://www.urp.edu.pe/pdf/ingenieria/electronica/cir-11_electrocardiografo_de_bajo_costo.pdf

ÁLVAREZ, L.L., HENAO, R. y DUQUE, E. *Análisis de esquemas de filtrado analogo para señales ecg.* [en línea] Scientia, 2007, pp. 103–108. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/26611699_Analisis_de_esquemas_de_filtrado_analogo_para_senales_ECG

Analog Devices. *AD620 Datasheet.* [en línea]. 2011. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

Analog Devices. *AD8429 Datasheet.* [en línea]. 2017. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8429.pdf>

Analog Devices. *AD623 Datasheet.* [en línea]. 2018. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad623.pdf>

Analog Devices. *Productos.* [en línea]. 2019. Disponible en: <https://www.analog.com/en/index.html>

ARDUINO. *Arduino Store.* [en línea]. 2019. Disponible en: <https://store.arduino.cc/usa/sale>

ARENAS, M. *Miniaturización Tecnológica.* [en línea]. 2017. Disponible en: <https://www.nobbot.com/pantallas/miniaturizacion-tecnologica/>

AVENDAÑO-VALENCIA, L.D., AVENDAÑO, L.E., FERRERO, J.M. y CASTELLANOS-DOMINGUEZ, G. *Reducción de interferencia de línea de potencia en señales electrocardiográficas mediante el filtro dual de Kalman.* [en línea] Ingeniería e Investigación, 2007, pp. 77–88 Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?pid=S0120-56092007000300009&script=sci_abstract&tlng=es

BARCKHAHN FLORES, S.D. *Interconectividad local de sistema de posicionamiento autónomo para una comunidad de dispositivos compactos de arquitectura modular [en línea].* Santiago de Chile, CHILE: D - Universidad de Chile, 2011. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=3199486>

BENALCÁZAR, M. y FALCONÍ, X. *Diseño e implementación de un prototipo portátil ECG controlado por un DSPIC con transmisión Bluetooth [en línea].* S.l.: Universidad de las Fuerzas Armadas, 2014. Disponible en: <http://repositorio.espe.edu.ec/xmlui/handle/21000/9663>

BISTEL ESQUIVEL, R.A. y FAJARDO MÁRQUEZ, A. *Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual.* [en línea] Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones; 36, 2015. pp. 17–30. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1815-59282015000100002

BISTEL ESQUIVEL, R.A. y FAJARDO MÁRQUEZ, A. *Diseño de un Sistema de Adquisición y Procesamiento de la Señal de ECG basado en Instrumentación Virtual.* Ingeniería Electrónica, Automática y Comunicaciones [en línea], 2015. Disponible en: <http://rielac.cujae.edu.cu/index.php/rieac/article/view/266>. pp. 17–30. ISSN 1815-5928

BRAMSYS. *Productos* [en línea]. 2014. Disponible en: <http://www.medicaexpo.es/prod/bramsys-industria-e-comercio-101115.html>

BREU, F., GUGGENBICHLER, S. y WOLLMANN, J. *Fisiología Humana Tresguerres [en línea]*, 2008. Disponible en: <http://medcontent.metapress.com/index/A65RM03P4874243N.pdf>. ISBN 8448606477

CALLE, A. y SEÑALIN, B. *“Diseño de un ekg (electrocardiógrafo) con visualización en tiempo real de la señal cardíaca en una tablet o dispositivo android” [en línea]:* Escuela Superior Politécnica Del Litoral, 2015. Disponible en: <https://www.dspace.espol.edu.ec/bitstream/123456789/14653/1/tesis.pdf>

CALVO, I., ZULUETA, E. y GANGOITI, U. *Laboratorios remotos y virtuales en enseñanzas técnicas y científicas [en línea].* Madrid, España: Ikastorratza, 2009. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=3186570>

CARIÑE CATRILEO, J.A. *Aplicación de electrónica embebida de bajo costo en el procesamiento de información cuántica [en línea].* Concepción, CHILE: D - Universidad de Concepción, 2016. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=5485789>

CASTRO MARTÍNEZ, M.G. y LICEAGA CRAVIOTTO, M.G. *Temas selectos en medicina interna 2010 [en línea].* México, D.F., MEXICO: Editorial Alfil, S. A. de C. V., 2010. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=3204611>

COGOLLOS BORRÁS, S. *Fundamentos de la teoría de filtros [en línea].* Valencia, SPAIN: Editorial de la Universidad Politécnica de Valencia, 2016. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=4508088>

COLEGIO DE INGENIEROS ELÉCTRICOS DE PICHINCHA. *Código eléctrico ecuatoriano [en línea].* Quito, ECUADOR: s.n., 1973. Disponible en: <https://www.ecp.ec/wp-content/uploads/2017/09/CODIGOELECTRICOECUATORIANO1973.pdf>

CORRALES BARRIOS, L. y PAZ ALVAREZ, J.J. *Filtros para relés digitales de protección de sistemas eléctricos [en línea].* La Habana, CUBA: Editorial Universitaria, 2016. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=4422286>

CRESPO, E. *Shields Arduino.* [en línea]. 2019. Disponible en: <https://aprendiendoarduino.wordpress.com/author/jecrespom/>

CULCAY, A. y MOLINA, M. *Diseño e implementación de un electrocardiógrafo ambulatorio dinámico de una derivación con conexión inalámbrica a teléfono móvil inteligente y envío de información vía SMS o GPRS*, [en línea] Universidad Politécnica Salesiana, 2012. Disponible en:

<https://dspace.ups.edu.ec/bitstream/123456789/11079/1/Diseno%20e%20implementacion%20de%20un%20electrocardiografo%20ambulatorio%20dinamico%20de%20una%20derivacion%20con%20conexion%20inalambrica%20a%20telefono%20movil%20inteligente%20y%20envio%20de%20informacion%20via%20SMS%20o%20GPRS.pdf>

DELPÓN, E. y TAMARGO, J. *Propiedades eléctricas del corazón*. Fisiología humana. [en línea] Madrid, España: Mcgraw-Hill Interamericana de España, 2005 Disponible en: https://www.tendencias21.net/Nuevas-pistas-sobre-la-actividad-electrica-del-corazon_a43647.html

DÍAZ TRILLO, M., NUVIALA NUVIALA, A. y TEJADA MORA, J. *Actividad física y salud [en línea]*. Huelva: Universidad de Huelva, 2016. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=5213716>

RED DOT. *Electrodos desechables*. [en línea]. 2019. Disponible en: <https://www.doctorshop.es/Prodotti/electrodos-desechables-en-tnt-3mt-red-dott-2271-50-56x51-cm-108477>

FERNÁNDEZ DE ÁVILA, S. y HIDALGO GARCÍA, R. *Fundamentos teóricos para analizar circuitos [en línea]*. Alicante, España: ECU, 2013. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3215117>.

FOX, S.I. *Fisiología Humana*. [en línea] 12, S.l.: McGraw Hill, 2003, pp.150-154. Disponible en: <https://accessmedicina.mhmedical.com/book.aspx?bookID=2163>

GALLO, J.S. *Diseño y construcción de un prototipo para el monitoreo inalámbrico de pulso cardíaco en tiempo real con gps [en línea]*. S.l.: Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, 2016. Disponible en: <https://www.dspace.esPOCH.edu.ec/bitstream/123456789/14693/1/tesis.pdf>

GODOY, R. *Proyecto integrador: aplicación transaccional utilizando la librería Qt [en línea]*. Córdoba, ARGENTINA: El Cid Editor | apuntes, 2009. 2009. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3182586>

GOMEZ, A.B. *Modelo de prototipos y modelo en espiral, características y diferencias, y su papel en el ciclo de vida clasico.* [en línea], 2012. Disponible en: <https://alexbalmoregomezcornejo.blogspot.com/2012/05/modelo-de-prototipos-y-modelo-en.html>

GRANDA MIGUEL, M. y MEDIAVILLA BOLADO, E. *Instrumentación electrónica: transductores y acondicionadores de señal [en línea]*. Madrid, España: Editorial de la Universidad de Cantabria, 2015. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3428884>

HAMM, C.W. y WILLEMS, S. *El electrocardiograma: su interpretación práctica [en línea]*. S.l.: Editorial Medica Panamericana, 2010. Disponible en: https://books.google.es/books?id=CPCjL8Us__4C. ISBN 9788498352092

HARDEN, S. *Swharden-Python.* [en línea]. 2016. Disponible en: https://github.com/swharden/Python-GUI-examples/tree/master/2016-07-37_qt_audio_monitor

HEALFORCE. *Monitores de ECG portátiles.* [en línea]. 2017. Disponible en: <http://www.healforce.com/en/index.php?ac=article&at=read&did=457>

IGLESIAS MARTÍNEZ, M.E., HERNÁNDEZ MONTERO, F.E. y FALCÓN URQUIAGA, W. *Técnicas de filtrado adaptativo y estadística de orden superior para la implementación de algoritmos de cancelación de ruido sobre una arquitectura reconfigurable [en línea]*. La Habana, CUBA: D - Instituto Superior Politécnico José Antonio Echeverría. CUJAE, 2011. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3202472>.

ILLESCAS FERNÁNDEZ, G.J. *Electrocardiografía en medicina prehospitalaria [en línea]*. México, D.F., MEXICO: Editorial Alfil, 2008. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3205109>

INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA Y CENSOS. *INEC-PROYECCIONES [en línea]*. S.l.: 2010. Disponible en: <http://redatam.inec.gob.ec/proyecciones>

INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA Y CENSOS. *Poster INEC [en línea]*. , 2010b. pp. 2010. Disponible en: <http://redatam.inec.gob.ec/poster>

INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA Y CENSOS. *Variables de Defunciones Generales Cantón Riobamba [en línea]*. S.l.: s.n., 2013a. 2013. Disponible en: <http://redatam.inec.gob.ec/cgi-bin/RpWebEngine.exe/PortalAction?&MODE=MAIN&BASE=VITAL2013&MAIN=WebServerMain.inl>

INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA Y CENSOS. *Variables de Defunciones Generales Chimborazo [en línea]*. S.l.: s.n., 2013b. 2013. Disponible en: <http://redatam.inec.gob.ec/cgi-bin/RpWebEngine.exe/PortalAction?&MODE=MAIN&BASE=VITAL2013&MAIN=WebServerMain.inl>

INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA Y CENSOS. *Principales Causas de Mortalidad Ecuador.* [en línea]. 2014. [Consulta: 7 julio 2018]. Disponible en: <http://www.ecuadorencifras.gob.ec/vdatos/>

INSTITUTO NACIONAL DE ESTADÍSTICA Y CENSOS. *Registro Estadístico de Recursos y Actividades de Salud - RAS 2.* [en línea]. S.l.: 2016. [Consulta: 9 julio 2018]. Disponible en: http://www.ecuadorencifras.gob.ec/documentos/webinec/Estadisticas_Sociales/Recursos_Actividades_de_Salud/RAS_2016/Presentacion_RAS_2016.pdf

INES, S., JUAREZ, N. De, LEUCADIO, A., GUSTAVO, O., JUAREZ, A., ISABEL, M., MARÍA, K. y CHAILE, A. *Actividad eléctrica del corazón.* Revista de Ciencia y Técnica, 2001. . VII, no. 10, pp. 101–108

LAMA T, A. *Eindhoven: El hombre y su invento.* Revista Medica De Chile - REV MED CHILE [en línea], 2004. Disponible en: https://scielo.conicyt.cl/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-98872004000200018

LANE, S. *The Spyder Website.* [en línea]. 2018. [Consulta: 20 mayo 2019]. Disponible en: <https://www.spyder-ide.org/>

LÓPEZ FARRÉ, A. y MACAYA MIGUEL, C. *Libro de la salud cardiovascular del Hospital Clínico San Carlos y de la Fundación BBVA [en línea]*. Bilbao, SPAIN: Fundación BBVA, 2009. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=4422194>

LÓPEZ, M. y ALEXEI, D. *Historia, definición, descripción, tipos y aplicaciones de filtros electrónicos*. [en línea], 2003. Disponible en: <https://es.scribd.com/document/229041278/Trabajo-de-Investigacion-FILTROS-Completo>

MACINKO, J., DOURADO, I. y GUANAIS, F.C. *Enfermedades Crónicas, Atención Primaria y Desempeño de los Sistemas de Salud: Diagnóstico, herramientas e intervenciones*. [en línea], 2011. Disponible en: <http://idbdocs.iadb.org/wsdocs/getdocument.aspx?docnum=36647969>

MARZAL VARÓ, A., GARCÍA SEVILLA, P. y GRACIA LUENGO, I. *Introducción a la programación con Python 3 [en línea]*. Castellón de la Plana, SPAIN: Universitat Jaume I. Servei de Comunicació i Publicacions, 2014. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=4499415>

MATHWORKS. *Coefficiente de correlación 2-D*. [en línea]. 2019. Disponible en: <https://la.mathworks.com/help/images/ref/corr2.html#d117e28013>

MAYO CLINIC. *Cirugía de cerebro asistida por computadora*. [en línea]. 2017. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/computer-assisted-brain-surgery/about/pac-20385057>

MAYO CLINIC. *Cirugía cardíaca mínimamente invasiva*. [en línea]. 2019a. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/minimally-invasive-heart-surgery/about/pac-20384895>

MAYO CLINIC. *Estimulación cerebral profunda*. [en línea]. 2019b. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/deep-brain-stimulation/about/pac-20384562>

MAYO CLINIC. *Monitor Holter*. [en línea]. 2019c. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es-es/tests-procedures/holter-monitor/about/pac-20385039>

MELOROSE, J., PERROY, R. y CAREAS, S. *Modulo De Adquisicion De Señal Ecg Para Telecardiologia*. Statewide Agricultural Land Use Baseline 2015 [en línea], 2015. Disponible en: <http://cidc.udistrital.edu.co/investigaciones/documentos/revistacientifica/rev5/1/1Modulo señal ECG.pdf>

MICHAEL, J. y SIRCAR, S. *Fisiología humana [en línea]*. México, D.F., MEXICO: Editorial El Manual Moderno, 2012. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=3215954>

MIJAREZ CASTRO, R. *Electrónica [en línea]*. México, D.F., MEXICO: Grupo Editorial Patria, 2014. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=3227218>

MINITAB. *¿Qué es un estudio de repetibilidad y reproducibilidad (R&R) del sistema de medición?*. [en línea]. 2019. Disponible en: <https://support.minitab.com/es-mx/minitab/18/help-and-how-to/quality-and-process-improvement/measurement-system-analysis/supporting-topics/gage-r-r-analyses/what-is-a-gage-r-r-study/>

MORENO OCHOA, L. *Cómo entender un electrocardiograma [en línea]*. Madrid, SPAIN: Ediciones Díaz de Santos, 2008. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/espochsp/detail.action?docID=3175314>

MY-EKG.COM. *Derivaciones Cardiacas, significado*. [en línea]. 2018. [Consulta: 6 mayo 2018]. Disponible en: <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>

OSORIO, L.A. *Acondicionamiento de Señales Bioeléctricas [en línea]*. S.I.: Universidad Tecnológica de Pereira, 2007. Disponible en: <http://repositorio.utp.edu.co/dspace/bitstream/handle/11059/91/6213822A473as.pdf?sequence>

PAISAN, P. y MORET, P. *La repetibilidad y reproducibilidad en el aseguramiento de la calidad de los procesos de medición*. [en línea], 2010. Disponible en: <https://www.redalyc.org/pdf/4455/445543770014.pdf>

PASCUAL, A. *Dos millones de razones para saber qué es exactamente Raspberry Pi. Noticias de Tecnología*. [en línea]. 2017. [Consulta: 24 mayo 2018]. Disponible en:

https://www.elconfidencial.com/tecnologia/2013-11-22/dos-millones-de-razones-para-saber-que-es-exactamente-raspberry-pi_56003/

PEDRE, S. *Sistemas embebidos*. Laboratorio de robotica y sistemas embebidos. Departamento de computación, [en línea], 2012. Disponible en: https://www.academia.edu/8332293/A07_Sistemas_Embebidos

PERALTA, A. *Prototipo de electrocardiógrafo portátil* [en línea]. S.l.: Universidad de Sevilla, 2016. pp. 1-13. Disponible en: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/12343/fichero/Prototipo+de+electrocardi%C3%B3grafo+port%C3%A1til++copia.pdf>

PÉREZ SEGURADO, R. *Sistema de adquisición y procesamiento de audio*. [en línea], 2015. Disponible en: http://www.iiis.org/CDs2010/CD2010CSC/CIIT_2010/PapersPdf/NA117CZ.pdf

PRAXISDIENST. *Electrodos ECG*. [en línea]. 2018. Disponible en: <https://www.praxisdienst.es/es/Medica/Diagnostico/Diagnostico+especializado/Electrocardiograma/Electrodos+ECG/>

PYQTGRAPH ORGANIZATION. *PyQtGraph Documentation*. [en línea]. S.l.: 2013. Disponible en: <http://www.pyqtgraph.org/>

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. *Acceso de tiempo y conversiones*. [en línea]. 2019a. Disponible en: <https://docs.python.org/2/library/time.html>

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. *Python Documentation*. [en línea]. 2019b. Disponible en: <https://docs.python.org/2/library/sys.html>

PYTHON SOFTWARE FOUNDATION. *Tkinter*. [en línea]. 2019c. Disponible en: <https://docs.python.org/2/library/tkinter.html>

RASPBERRY PI. *Productos*. [en línea]. 2019. Disponible en: <https://www.raspberrypi.org/products/>

RECALDE, A. *Libro blanco de la prospectiva TIC: Proyecto 2020 [en línea]*. Buenos Aires, ARGENTINA: D - Ministerio de Ciencia, Tecnología e Innovación Productiva, 2009. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=4499110>

RIVERBANK. *¿Qué es PyQt?*. [en línea]. 2018. Disponible en: <https://riverbankcomputing.com/software/pyqt/intro>

RODRÍGUEZ, F.D. del C. Eventos. [en línea], 2010. Disponible en: [http://www.aragon.unam.mx/investigacion/CIMA/Eventos/Memoria7/Enrique Cruz García.pdf](http://www.aragon.unam.mx/investigacion/CIMA/Eventos/Memoria7/Enrique%20Cruz%20García.pdf)

ROJAS, K., ROMERO, C. y ROMERO, P. *Revista electrónica de estudios filológicos*. [en línea], 2015. pp. 21–36. Disponible en: <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/12343/fichero/Prototipo+de+electrocardiógrafo+portátil+-+copia.pdf>

SALAS ARRIARÁN, S. *Todo sobre sistemas embebidos: arquitectura, programación y diseño de aplicaciones prácticas con el PIC18F [en línea]*. Lima: Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (UPC), 2015. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=4850235>

SÁNCHEZ, R. *Estado del arte de los sistemas embebidos. [en línea]*, 2005, pp. 20–33. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/284550286_Estado_del_arte_del_desarrollo_de_sistemas_embebidos_desde_una_perspectiva_integrada_entre_el_hardware_y_software

SECRETARÍA NACIONAL DE PLANIFICACIÓN Y DESARROLLO. *Agenda Zonal ZONA 3-Centro*. [en línea], 2013. [Consulta: 8 julio 2018]. Disponible en: <http://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2015/11/Agenda-zona-3.pdf>

SECRETARÍA NACIONAL DE PLANIFICACIÓN Y DESARROLLO. *Plan nacional de desarrollo 2017-2021 “Toda una Vida”*. Senplades [en línea], 2017. Disponible en: http://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/10/PNBV-26-OCT-FINAL_0K.compressed1.pdf

STMicroelectronics. *lm348 Datasheet* [en línea]. 2018. Disponible en: https://www.alldatasheet.com/view.jsp?Searchword=Lm348%20Datasheet&gclid=CjwKCAjwxrzoBRBBEiwAbtX1n3Kl1QbrduvrFaEI_yfY9bYKWyWEdb0aMhKcxCj9b5yEOn0E5U0OlxoCtSoQAvD_BwE

SILVA, V. y FARRIOL, P. *Desarrollo de un sistema de adquisición y tratamiento de señales electrocardiográficas* [en línea]. 2005. Disponible en: <http://www.redalyc.org/articulo.oa?id=11413104>

SINBANDA. *Pulsioxímetro.* [en línea]. 2019. Disponible en: <https://www.pulsometrosinbanda.com/pulsioximetro-que-es-para-que-sirve/>

SPYCI ORGNANIZATION. *Numpy.* [en línea]. 2019. Disponible en: <https://www.numpy.org/>

Stmicroelectronics. *LM339 Datasheet.* [en línea] . S.l.: 2003. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/LM339.pdf>

Texas Instruments. *INA128 Datasheet.* [en línea]. 2005. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/INA128.pdf>

Texas Instruments. *LM324 Datasheet.* [en línea].S.l.: 2015a. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/LM324.pdf>

Texas Instruments. *TL084 Datasheet.* [en línea].S.l.: 2015b. Disponible en: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/TL084.pdf>

TOKHEIM, R.L. *Electrónica digital: principios y aplicaciones (7a. ed.) [en línea].* Madrid, SPAIN: McGraw-Hill España, 2008. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3195989>

UNIVERSIDAD DE VALENCIA. *Estudio analítico de distribuciones multidimensionales.* [en línea]. 2006. Disponible en: <https://www.uv.es/ceaces/base/descriptiva/coefcorre.htm>

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA. *Curso de ingeniería del software para sistemas embebidos.* [en línea]. 2017. Disponible en: <http://www.upv.es/visor/media/75b1f090-15d2-11e6-bfdf-af84f8e2c177/c>

VARELA-BENITEZ, J.L., RIVERA-DELGADO, J.O., ESPINA-HERNANDEZ, J.H. y DE LA ROSA-VAZQUEZ, J.M. *Electrodo capacitivo de alta sensibilidad para la detección de biopotenciales.* [en línea]. *Revista mexicana de ingeniería*, 2015, vol. 36, pp. 131–142. Disponible en: http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322015000200003

VARELA, J., RIVERA, J., ESPINA, J. y DE LA ROSA, J. *Capacitive electrode with high sensitivity for detection of electrical biopotentials.* *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica* [en línea], 2015, pp. 131–142. Disponible en: <http://www.rmib.somib.org.mx/pdfs/36/No2/1.pdf>

VELASCO, J. *Intel Galileo: kit de desarrollo de Intel destinado a la educación.* [en línea]. 2013. [Consulta: 24 mayo 2018]. Disponible en: <https://hipertextual.com/2013/10/intel-galileo-arduino-educacion>

VERA, O.E., CARDONA, E.D. y PIEDRAHITA, J.R. *Extracción de características de la señal electrocardiográfica mediante software de análisis matemático.* [en línea]. *Scientia Et Technica*, 2006, vol. XII, no. 31, pp. 59–64. Disponible en: <http://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/view/6379>

VIDAL SILVA, C. y ROJAS, V.G. *Diseño e implementación de un sistema electrocardiográfico digital* *Design and implementation of a digital electrocardiographic system.* *Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia* [en línea], 2010. Disponible en: http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-62302010000500010&lang, pp. 99–107

VILLAR BONET, E. *La reuición electrónica* [en línea]. Santander, Editorial de la Universidad de Cantabria, 2017. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=5214099>

WILLIAMS, A.B. *Amplificadores operacionales: teoría y sus aplicaciones* [en línea]. México, D.F., MEXICO: McGraw-Hill Interamericana, 1988. Disponible en: <http://ebookcentral.proquest.com/lib/epochsp/detail.action?docID=3191924>

ANEXOS

ANEXO A: CÓDIGO PRINCIPAL DEL SOFTWARE DEL DISPOSITIVO

```
from PyQt4 import QtGui,QtCore

import sys, re
import ui_main
import dropbox
import dat
import numpy as np
import pyqtgraph
import swhear
import time
import pyqtgraph.exporters
from reportlab.pdfgen import canvas
inicial=time.time()

class EKG(QtGui.QDialog, ui_main.Ui_Dialog):

    def __init__(self,texto, parent=None):
        super(EKG, self).__init__()
        pyqtgraph.setConfigOption('background', 'w')

        #bpm_count=0
        self.parent = parent
        self.texto = texto
        self.bpm_count=0

        self.setupUi(self)

self.obs_v2.textChanged.connect(self.actualizarLine
Edit)

self.bpm_boton.clicked.connect(self.bpm_contador)
self.grECG.plotItem.showGrid(True, True, 0.7)
self.btnSave.clicked.connect(self.saveFig)

self.regresar.clicked.connect(self.abrirPrin)#activo
el boton regresar

stamp="EKG"
self.stamp =
pyqtgraph.TextItem(stamp,anchor=(-
.01,1),color=(150,150,150),

fill=pyqtgraph.mkBrush('w'))

self.ear = swhear.Ear(chunk=int(100))
if len(self.ear.valid_input_devices()):
    self.ear.stream_start()
    self.lblDevice.setText(self.ear.msg)
    self.update()

def abrirPrin(self):
    self.info.setText("")
    self.close()
    otraventana=formulario(self)
    otraventana.show()

def closeEvent(self, event):
    self.ear.close()
    event.accept()

def saveFig(self,b):
    fname1= self.lineTitle.text()
    fname= fname1 + ".jpg"#+time.time()
    exp =
pyqtgraph.exporters.ImageExporter(self.grECG.plot
Item)
    exp.parameters()['width'] = 1800
    exp.parameters()['height'] = 700
    exp.export(fname)
    self.info.setText("")
    self.info.setText("Imagen almacenada")

#se encarga de hacer que los datos obtenidos se
dibujen en tiempo real
def update(self):
    t1,timeTook=time.time(),0
    #comprueba si el metodo EAR esta listo para
grabar y que el boton de PAUSA no esté activo
    if len(self.ear.data) and not
self.btnPause.isChecked():
        freqHighCutoff=0
        #Comprueba que el valor del recuadro de
seleccion de frecuencia de corte del filtro sea mayor
a Cero para activar el metodo de Filtrado
        if self.spinLowpass.value()>0:
            freqHighCutoff=self.spinLowpass.value()
            data=self.ear.getFiltered(freqHighCutoff)
            #comprueba si el boton de invertir señal esta
activo, para invertir o no la señal
            if self.chkInvert.isChecked():
                data=np.negative(data)
            #comprueba si el boton de Autoscala esta
activo, para activar o no el método
            if self.chkAutoscale.isChecked():
                self.Yscale=np.max(np.abs(data))*1.1

self.grECG.plotItem.setRange(xRange=[0,self.ear.m
axMemorySec],
```

```

        yRange=[-
self.Yscale,self.Yscale],padding=0)
        #np.arrange---> Devuelve valores
espaciados uniformemente dentro de un intervalo
dado.
        #self.ear.rate--->frecuencia de
muestreo
        #division genera el espacio del eje
X
self.grECG.plot(np.arange(len(data))/float(self.ear.ra
te),data,clear=True,
        # plot(x, y, title=theTitle, pen='r')
pen=pyqtgraph.mkPen(color='r'),antialias=True)

    if any(data>8000):
        self.bpm_count=(self.bpm_count+1)
    if len(data) < 39998:
        z1=((self.bpm_count)/40)
        r2=str(z1) #division del espacio
        print(r2)
    if len(data) >= 39500:
        time.sleep(3.5)
self.grECG.plotItem.setTitle(self.lineTitle.text(),colo
r=(0,0,0))
        self.stamp.setPos(0,-self.Yscale)
        self.grECG.plotItem.addItem(self.stamp)
        timeTook=(time.time()-t1)*1000
        #print("plotting took %.02f
ms"%(timeTook))

msTillUpdate=int(self.ear.chunk/self.ear.rate*1000)-
timeTook

QtCore.QTimer.singleShot(max(0,msTillUpdate),
self.update)

```

```

def bpm_contador(self):

    picos=int(self.bpm_ventana.toPlainText())
    p1=((picos+0.23)*12)
    p_total=int(p1)
    #p_total=round(p2,2)
    p=str(p_total)
    self.bpm_ventana_2.setText(p + " " + "BPM")

    if p_total >= 60 and p_total <= 100:
        a="Normal"
        stamp=p + " " + "BPM" + " - " + "El paciente
presenta un ritmo cardiaco" + " " + a
        self.obs_v2.setText(p + " " + "BPM" + " - " +
"El paciente presenta un ritmo cardiaco" + " " + a)
        if p_total > 100:

            a="Taquicardia"
            stamp=p + " " + "BPM" + " - " + "El paciente
tiene" + " " + a

```

```

        self.obs_v2.setText(p + " " + "BPM" + " - " +
"El paciente tiene" + " " + a)
        if p_total < 60:

            a="Bradicardia"
            stamp=p + " " + "BPM" + " - " + "El paciente
tiene" + " " + a
            self.obs_v2.setText(p + " " + "BPM" + " - " +
"El paciente tiene" + " " + a)
            self.stamp =
pyqtgraph.TextItem(stamp,anchor=(-
.01,1),color=(150,150,150),

fill=pyqtgraph.mkBrush('w'))
        def actualizarLineEdit(self):
            # Obtener texto del QLineEdit
            texto = self.obs_v2.toPlainText()

            # Insertar texto en el QLineEdit de la ventana
principal
            self.parent.obs_v1.setText(texto)

#INICIO PROGRAMA -- VENTA PRINCIPAL
class formulario(QtGui.QMainWindow,
dat.Ui_MainWindow):

    def __init__(self, parent=None):
        super(formulario, self).__init__(parent)
        self.setupUi(self)

        self.enviar.clicked.connect(self.enviarAv2)

self.guardar.clicked.connect(self.almacenar)#activo
el boton guardar
        self.subir_nube.clicked.connect(self.subir)

self.nombre.textChanged.connect(self.fecha_hora)
#activa la funcio VALIDAR cada que se escribe en
el campo NOMBRE

self.nombre_2.textChanged.connect(self.validar_nomb
re)

self.nombre_2.textChanged.connect(self.fecha_hora)
#activa la funcio VALIDAR cada que se escribe en
el campo NOMBRE

self.nombre_2.textChanged.connect(self.validar_no
mbre2)

self.sexo.textChanged.connect(self.validar_sexo)

self.lugar.textChanged.connect(self.validar_lugar)
        self.lugar.textChanged.connect(self.fecha_hora)

self.edad.textChanged.connect(self.validar_edad)
        self.validar.clicked.connect(self.validar_for)
        self.borrar.clicked.connect(self.borrar_for)
        self.borrar_1.clicked.connect(self.borrar_for1)
        self.pdf.clicked.connect(self.generar_pdf)

```

```

self.ok.clicked.connect(self.ok_v)

def fecha_hora(self):
    self.fechayhora =
QtGui.QDateTimeEdit(self)

self.fechayhora.setDisplayFormat("dd/MM/yyyy
HH:mm:ss")

self.fechayhora.setDateTime(QtCore.QDateTime.cu
rrentDateTime())

    self.fecha.setPlainText("%s"
%self.fechayhora.textFromDateTime(self.fechayhor
a.dateTime()))

# método para validar los Caracteres dentro del
campo NOMBRE

def validar_nombre(self):
    nombre = self.nombre.toPlainText()
    validar = re.match('^[a-
z\sáéíóúàèìòùäëïöüñ]+$', nombre, re.I) #ignora
mayus de minus, permite letras de la A a la Z
vocales con tildes letra ñ

#este campo no puede estar vacio, con el siguiente
bloque IF valida esto

    if nombre == "": # esta vacio?
        self.nombre.setStyleSheet("border: 3px solid
yellow;") #borde del campo cambia a color amarillo
        return False

#comprueba si la validacion es correcta

    elif not validar:
        self.nombre.setStyleSheet("border: 3px solid
red;")
        return False
    else:
        self.nombre.setStyleSheet("border: 3px solid
green;")
        return True

#repite la programacion de arriba para el SEXO y el
LUGAR

def validar_nombre2(self):
    nombre_2 = self.nombre_2.toPlainText()
    validar1 = re.match('^[a-
z\sáéíóúàèìòùäëïöüñ]+$', nombre_2, re.I)
    if nombre_2 == "": # esta vacio?
        self.nombre_2.setStyleSheet("border: 3px
solid yellow;")
        return False
    elif not validar1:
        self.nombre_2.setStyleSheet("border: 3px
solid red;")
        return False

```

```

else:
    self.nombre_2.setStyleSheet("border: 3px
solid green;")
    return True

def validar_sexo(self):
    sexo = self.sexo.toPlainText()
    validar1 = re.match('[HhMm]', sexo, re.I)
    if sexo == "": # esta vacio?
        self.sexo.setStyleSheet("border: 3px solid
yellow;")
        return False
    elif not validar1:
        self.sexo.setStyleSheet("border: 3px solid
red;")
        return False
    else:
        self.sexo.setStyleSheet("border: 3px solid
green;")
        return True

def validar_lugar(self):
    lugar = self.lugar.toPlainText()
    validar1 = re.match('^[a-
z\sáéíóúàèìòùäëïöüñ]+$', lugar, re.I)
    if lugar == "": # esta vacio?
        self.lugar.setStyleSheet("border: 3px solid
yellow;")
        return False
    elif not validar1:
        self.lugar.setStyleSheet("border: 3px solid
red;")
        return False
    else:
        self.lugar.setStyleSheet("border: 3px solid
green;")
        return True

def validar_edad(self):
    edad = self.edad.toPlainText()
    validar1 = re.match('[0123456789]', edad)
    if edad == "": # esta vacio?
        self.edad.setStyleSheet("border: 3px solid
yellow;")
        return False
    elif not validar1:
        self.edad.setStyleSheet("border: 3px solid
red;")
        return False
    else:
        self.edad.setStyleSheet("border: 3px solid
green;")
        return True

def validar_for(self):
    if self.validar_nombre() and self.validar_edad()
and self.validar_sexo() and self.validar_lugar():
        self.mostrar.setText("Formulario listo para
exportar")
        self.guardar.setEnabled(True)

```

```

else:
    self.mostrar.setText("Formulario con Datos
incorrectos o faltantes")
    self.guardar.setEnabled(False)
    self.pdf.setEnabled(False)

```

```

def borrar_for(self):

```

```

    self.nombre.setText("")
    self.edad.setText("")
    self.sexo.setText("")
    self.lugar.setText("")
    self.fecha.setText("")
    self.res_2.setText("")
    self.obs_v1.setText("")
    self.guardar.setEnabled(False)
    self.pdf.setEnabled(False)
    self.subir_nube.setEnabled(False)
    self.mostrar.setText("")
    self.mostrar1.setText("")

```

```

def borrar_for1(self):

```

```

    self.nombre_2.setText("")

```

```

#CREO LA FUNCION que almacena los datos
ingresados

```

```

def almacenar(self):

```

```

    self.mostrar.setText("")
    self.nombre1 = self.nombre.toPlainText()
    self.nombre2 = self.nombre_2.toPlainText()
    self.edad1 = self.edad.toPlainText()
    self.sexo1 = str(self.sexo.toPlainText())
    self.lugar1 = str(self.lugar.toPlainText())
    self.fecha1 = str(self.fecha.toPlainText())

```

```

#CODIGO PARA COMPLETAR EL
CAMPO SEXO

```

```

if self.sexo1=="h" or self.sexo1=="H":
    self.sexo1="Hombre"
else:
    if self.sexo1=="m" or self.sexo1=="M":
        self.sexo1="Mujer"
    else:
        self.sexo1="Error"

```

```

    self.res_2.setText("Nombre:
"+self.nombre1+ "\n"
    "Edad: "+self.edad1+ "\n"
    "Sexo: "+self.sexo1+ "\n"
    "Lugar: "+self.lugar1+ "\n"
    "Fecha y Hora: "+self.fecha1+
"\n")

```

```

    self.mostrar.setText("Datos correctamente
almacenados")

```

```

def generar_pdf(self):

```

```

    self.observaciones1 =
str(self.obs_v1.toPlainText())

```

```

c=canvas.Canvas("C:/Users/user/Desktop/EKG
SOFT/PDFs/EKG_" + self.nombre1 + ".pdf")
    c.drawString(100,750,"Registro de Datos del
Paciente")
    c.drawString(100,720,"Nombre:
"+self.nombre1)
    c.drawString(100,700,"Edad: "+self.edad1)
    c.drawString(100,680,"Sexo: "+self.sexo1)
    c.drawString(100,660,"Lugar: "+self.lugar1)
    c.drawString(100,640,"Fecha: "+self.fecha1)
    c.drawString(100,620,"Observaciones:
"+self.observaciones1)
    c.drawString(100,100,"Médico a cargo del
examen: Dr. "+self.nombre2)
    c.drawString(100,560,"Imagen:")
    # Dibujamos una imagen (IMAGEN, X,Y,
WIDTH, HEIGH)
    c.drawImage('EKG_'+ self.nombre1 +'.jpg',
85, 250, 480, 300)
    c.save()
    self.ok.setEnabled(True)
    self.mostrar1.setText("PDF generado
correctamente")

```

```

def enviarAv2(self):

```

```

    self.pdf.setEnabled(True)
    # Obtener texto del QLineEdit
    texto = self.res_2.toPlainText()
    # Llamar la ventana hija pasandole un
parametro
    EKG(texto, self).exec_()

```

```

def ok_v(self):

```

```

    self.mostrar1.setText("")
    self.token1= self.token.toPlainText()
    self.subir_nube.setEnabled(True)
    self.mostrar1.setText("Token ingresado")

```

```

def subir(self):

```

```

    self.mostrar1.setText("")
    token2=str(self.token1)
    file_from = 'C:/Users/user/Desktop/EKG
SOFT/PDFs/EKG_'+ self.nombre1 +'.pdf'
    file_to = '/home/EKG_'+ self.nombre1 +'.pdf'
    dbx = dropbox.Dropbox(token2)
    dbx.files_upload(open(file_from, 'rb').read(),
file_to)
    self.mostrar1.setText("Archivo cargado en la
nube correctamente")

```

```

if __name__=="__main__":

```

```

    app = QtGui.QApplication(sys.argv)
    ventana = formulario()
    ventana.show()
    sys.exit(app.exec_())

```