



UNIVERSIDAD DE AZUAY

FACULTAD DE CIENCIA Y TECNOLOGÍA

ESCUELA DE INGENIERÍA ELECTRÓNICA

“Diseño y construcción de un equipo de ergometría para la adquisición de señales del miocardio en tiempo real.”

Trabajo de graduación previo a la obtención del título de:

INGENIERO ELECTRÓNICO

Autores:

PEDRO XAVIER CARPIO GUERRERO.

GABRIEL MAURICIO SARMIENTO VÁZQUEZ.

Director:

OMAR SANTIAGO ALVARADO CANDO.

CUENCA, ECUADOR

2016

Dedicatoria

Dedico este trabajo que fue realizado con mucho esmero y dedicación a mis padres y amigos, quienes incondicionalmente han estado conmigo en todos los momentos especialmente en los más difíciles.

Pedro Carpio G.

Dedico este trabajo a mi esposa Tatiana Alexandra y a mi hijo Martin Nicolás, a mis padres, hermanos, cuñados y suegros quienes siempre me han apoyado incondicionalmente.

Gabriel Sarmiento V.

Agradecimiento

Quiero agradecer a todos los profesores de la escuela de Ingeniería Electrónica por sus enseñanzas y guías que han tenido hacia mi persona y mis compañeros.

Además un especial agradecimiento al director de Tesis MSc. Omar Alvarado por brindarnos su tiempo y su experiencia lo cual sirvió para la culminación de la misma.

Y también agradecer a todos mis compañeros y amigos con los cuales hemos compartido alegrías y tristezas en este largo camino de la U.

Pedro Carpio G.

Agradezco a mi familia por estar presente a lo largo de mi formación profesional, en especial a mi esposa quien fue el pilar fundamental para poder llegar a esta instancia.

Quiero agradecer a mis profesores y amigos de la escuela de Electrónica de la universidad del Azuay quienes transmitieron sus conocimientos para mi formación profesional.

Gracias.

Gabriel Sarmiento V

ÍNDICE DE CONTENIDO

DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTO	iii
ÍNDICE DE CONTENIDO.....	iv
ÍNDICE DE FIGURAS.....	viii
ÍNDICE DE TABLAS	xi
ÍNDICE DE ANEXOS.....	xii
RESUMEN.....	xiii
ABSTRACT.....	xiv
INTRODUCCIÓN	1
CAPITULO 1: MARCO TEÓRICO.....	3
1.1 Introducción	3
1.2 Fisiología del Sistema Cardiovascular.....	3
1.3 Fisiología Cardíaca.....	4
1.3.1 Forma, Localización y Estructura	4
1.4 Sistema de Conducción	5
1.4.1 Potencial de Acción del Corazón	5
1.4.2 Potencial de Reposo	6
1.5 Ciclo Cardíaco.....	6
1.5.1 Presión Sístole Ventricular.....	6
1.5.2 Presión Diástole Ventricular	7
1.6 Función Ventricular	8
1.6.1 Características Contráctiles Intrínsecas de la Fibra Muscular	8
1.6.2 Gasto Cardíaco	8
1.6.3 Factores que Influyen en el Volumen Sistólico	9
1.7 Adaptación del Sistema Cardio Vascular al Ejercicio	10
1.7.1 Respuesta Cardiovascular al Ejercicio Dinámico	10
1.7.2 Respuesta Cardiovascular al Ejercicio Estático	10
1.8 Señal Electrocardiografía (ECG)	11
1.9 Señal ECG de Esfuerzo o Ergometría.....	12

1.9.1	Estado del Arte	13
1.9.2	Enfermedades y Diagnósticos que se Pueden Obtener con un Examen Ergométrico.....	14
1.10	Equipos Utilizados en el Examen Ergométrico	14
1.10.1	Electrocardiógrafo.....	14
1.10.1.1	Derivadas Electrocardiográficas	14
1.10.1.2	Triángulo de Einthoven.....	14
1.10.1.3	Derivaciones Bipolares y Unipolares (Derivadas Plano Frontal) ..	15
1.10.1.4	Derivadas Precordiales (Derivadas Plano Horizontal).....	17
1.10.2	Electrodos.....	18
1.10.2.1	Ubicación de los Electrodos.....	18
1.10.3	Cable de Electrocardiografía.....	20
1.10.4	Equipos para Prueba de Esfuerzo (EP)	21
1.10.4.1	Parámetros Evaluados en una Prueba de Esfuerzo	21

CAPITULO 2: HARDWARE DEL EQUIPO **22**

2.1	Introducción	22
2.2	Diseño Placa de Alimentación	22
2.2.1	Diseño Filtro de Línea.....	22
2.2.2	Diseño Etapa de Rectificado	23
2.2.2.1	Puente de <i>Graetz</i>	23
2.2.2.1.1	Construcción y Diseño del Puente de <i>Graetz</i>	24
2.2.2.1.2	Simulacion del Puente de <i>Graetz</i>	25
2.2.2.2	Filtrado de la Rectificación	25
2.2.2.2.1	Filtro de condensador en paralelo.....	25
2.2.2.2.2	Simulación del filtro de condensador en paralelo	26
2.2.3	Diseño de Etapa de Regulación con Circuitos Integrados (CI).....	27
2.2.3.1	Simulación de los CI reguladores	28
2.2.4	Cargador de Baterías	29
2.2.4.1	Esquema de cargador de Baterías	29
2.2.4.2	Simulación del Cargador de Baterías.....	30
2.3	Diseño Placa ECG.....	31
2.3.1	Aislamiento por Buffer y Protección Contra Desfibrilación.....	31

2.3.2	Referencia Pierna Derecha.....	32
2.3.3	Terminal de Wilson.....	33
2.3.4	Amplificador Instrumental.....	34
2.3.5	Filtros Activos.....	35
2.3.5.1	Motivos de Utilización de Filtros Analógicos Activos.....	35
2.3.5.2	Filtro Activo Pasa Alto.....	35
2.3.5.3	Simulación Filtro Activo Pasa Alto.....	36
2.3.5.4	Cálculo Filtro Activo Pasa Alto.....	36
2.3.5.5	Filtro Activo Pasa Bajo.....	37
2.3.5.6	Simulación Filtro Activo Pasa Bajo.....	38
2.3.5.7	Cálculo Filtro Activo Pasa Bajo.....	39
2.3.5.8	Filtro Activo Elimina Banda.....	40
2.3.5.9	Simulación Filtro Activo Elimina Banda.....	40
2.3.5.10	Cálculo Filtro Activo Elimina Banda.....	41
2.3.6	Amplificador de Ganancia.....	42
2.4	Diseño Placa de Acoplamiento de Señales.....	42
2.4.1	Simulación Filtro CR en la Placa de Acople de Señales.....	44
2.4.2	Esquema Detección Complejo QRS.....	44
2.4.2.1	Cálculo Filtro Activo Pasa Alto para el Detector del Complejo QRS.....	46
2.4.2.2	Simulación Filtro Activo Pasa Alto para el Detector de Complejo QRS.....	46
2.4.2.3	Cálculo Filtro Activo Pasa Bajo para el Detector del Complejo QRS.....	47
2.4.2.4	Simulación Filtro Activo Pasa Bajo para el Detector de Complejo QRS.....	47
2.4.2.5	Simulación del Detector de Complejo QRS.....	50
CAPITULO 3: SOFTWARE DEL EQUIPO		52
3.1	Introducción.....	52
3.2	Diseño de la interfaz de usuario en la PC.....	52
3.2.1	Introducción al software de programación de la interfaz de usuario.....	52
3.2.2	Diseño de la interfaz de usuario.....	53

3.2.2.1	Ingreso de Datos.....	55
3.2.2.2	Filtrado Digital	56
3.2.2.3	Derivadas.....	59
3.2.2.4	Crear y Ver Base de Datos	61
3.2.2.5	Ver Señales Guardadas	65
3.2.2.6	QRS	65
3.2.2.7	Configuraciones	66
CAPITULO 4: PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO.....		68
4.1	Introducción	68
4.2	Metrología.....	68
4.2.1	Metrología en equipos médicos	68
4.2.2	Parámetros que se calibran en un equipo médico	69
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....		76
BIBLIOGRAFIA		78

ÍNDICE DE FIGURAS.

Figura 1. 1: Fisiología del Corazón.....	5
Figura 1. 2: Fases Potencial de Acción.	6
Figura 1. 3: Eventos Cardiacos Durante un Ciclo Cardiaco.	7
Figura 1. 4: Factores que Influyen en el Volumen Sistólico.....	9
Figura 1. 5: Señal ECG.	11
Figura 1. 6: Formación del Triángulo de Einthoven.	15
Figura 1. 7: Derivadas Bipolares y Unipolares.	16
Figura 1. 8: Colocación Electrodo Bipolares.....	18
Figura 1. 9: Colocación Electrodo Precordiales.	19
Figura 2. 1: Diagrama de Bloques Placa de Alimentación.	22
Figura 2. 2: Filtro de Línea.	23
Figura 2. 3: Diseño del Puente De Graetz.....	24
Figura 2. 4: Respuesta del Puente De Graetz.....	25
Figura 2. 5: Rizado de un Filtro Condensador Paralelo.....	25
Figura 2. 6: Respuesta del Filtro sin Carga.....	26
Figura 2. 7: Respuesta Del Filtro con Carga.....	27
Figura 2. 8: Visualización de Todas las Etapas para Voltaje de 9v Positivo.....	28
Figura 2. 9: Visualización de Todas las Etapas para Voltaje de 9v Negativo.	28
Figura 2. 10: Visualización de Todas las Etapas para Voltaje Positivo +5v.	29
Figura 2. 11: Esquema Cargador de Baterías en Serie.....	29
Figura 2. 12: Simulación Cargador de Baterías en Carga.....	30
Figura 2. 13: Simulación Cargador de Baterías a Carga Completa.	30
Figura 2. 14: Diagrama de Bloques Placa Ecg.....	31
Figura 2. 15: Aislamiento por Buffer y Protección Contra Desfibrilación.....	31
Figura 2. 16: Referencia Pierna Derecha.	33
Figura 2. 17: Terminal Central de Wilson.	33
Figura 2. 18: Amplificadores Instrumentales.....	34
Figura 2. 19: Filtro Activo Pasa Alto.....	35
Figura 2. 20: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Alto.....	36
Figura 2. 21: Respuesta Filtro Activo Pasa Alto.....	36
Figura 2. 22: Filtro Activo Pasa Alto.....	38
Figura 2. 23: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Bajo.....	38

Figura 2. 24: Respuesta Filtro Activo Pasa Bajo.	38
Figura 2. 25: Respuesta Filtro Activo Pasa Banda.....	39
Figura 2. 26: Filtro Activo Pasa Alto.	40
Figura 2. 27: Esquema Simulación Filtro Activo Elimina Banda.....	40
Figura 2. 28: Respuesta Filtro Activo Elimina Banda.	41
Figura 2. 29: Amplificador de Ganancia Final.....	42
Figura 2. 30: Acoplamiento de Señales.	43
Figura 2. 31: Esquema Simulación Filtro CR.	44
Figura 2. 32: Respuesta Filtro Activo Elimina Banda.	44
Figura 2. 33: Filtro Pasa Alto del Detector del Complejo QRS.....	45
Figura 2. 34: Filtro Pasa Bajo del Detector del Complejo QRS.	45
Figura 2. 35: Buffer del Detector del Complejo QRS.....	45
Figura 2. 36: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Alto.	46
Figura 2. 37: Respuesta Filtro Activo Pasa Alto.....	46
Figura 2. 38: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Bajo.....	47
Figura 2. 39: Respuesta Filtro Activo Pasa Bajo.	48
Figura 2. 40: Respuesta Filtro Activo Pasa Banda del Detector del Complejo QRS.	48
Figura 2. 41: Rectificador de Onda Completa.	49
Figura 2. 42: Comparador de Onda P.....	49
Figura 2. 43: Comparador de Onda P.....	49
Figura 2. 44: Multivibrador Monoestable.	50
Figura 2. 45: Esquema Simulación Detector Complejo QRS.....	50
Figura 2. 46: Respuesta Detector Complejo QRS.....	51
Figura 3. 1: Diagrama de Bloques del Software del Equipo.....	53
Figura 3. 2: Pantalla Principal Software Diseñado.	54
Figura 3. 3: Zonas de Trabajo de la Pantalla Principal.	54
Figura 3. 4: Ingreso de Datos del Paciente.....	56
Figura 3. 5: Configuración Daq Assistant.....	57
Figura 3. 6: Configuración Daq Assistant.....	57
Figura 3. 7: Configuración Daqmx.	57
Figura 3. 8: Señales de Ingreso sin Filtrado Digital.....	58
Figura 3. 9: Señales de Ingreso con Filtrado Digital.....	58
Figura 3. 10: Obtención de las Derivadas Virtuales.	59
Figura 3. 11: Pantalla Visualización Derivaciones Chequeo.	60

Figura 3. 12: Pantalla Visualización Derivaciones Prueba de Esfuerzo.	60
Figura 3. 13: Descripción Ubicación Toolkit para la Base de Datos.	61
Figura 3. 14: Ingreso de Datos del Paciente para la Creación de la Base de Datos... ..	62
Figura 3. 15: Lectura de Datos del Paciente en la Base de Datos.....	62
Figura 3. 16: Datos Del Paciente y Doctores en el Archivo de Excel.	63
Figura 3. 17: Valores de X,Y en el Archivo de Excel.....	63
Figura 3. 18: Imágenes Almacenadas y Creadas en el Archivo de Excel.....	64
Figura 3. 19: Creación de Carpetas de Almacenamiento PE.	64
Figura 3. 20: Visualización Señales Almacenadas.	65
Figura 3. 21: Pestaña Qrs y Datos Antropométricos.....	65
Figura 3. 22: Pantalla de Configuración del Equipo.	66
Figura 3. 23: Pantalla de Configuración Cuadro de Dialogo Botón Acerca de.	67
Figura 4. 1: Prueba de Seguridad Eléctrica de un Equipo Médico.	69
Figura 4. 2: Prueba de Variables del Equipo.....	69
Figura 4. 3: Conexión de los Instrumentos Para las Pruebas de Calibración y Certificación del Equipo.	70
Figura 4. 4: Equipo Simulador Virtual de Pacientes.....	71
Figura 4. 5: Señales Adquiridas por el Equipo Diseñado y Construido.....	71
Figura 4. 6: Señales Adquiridas por el Equipo GE Mac1200 ST	72
Figura 4. 7: Medición de Fuga Directa de Corriente PA.	72
Figura 4. 8: Medición Fuga Directa de Corriente.	73
Figura 4. 9: Medición de Resistencia a Tierra.	73
Figura 4. 10: Conexión DAQ Realizada Con Microcontrolador 18f4550.	75
Figura 4. 11: Interfaz Donde se Visualiza la Señal Adquirida con el Microcontrolador.....	75

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. 1: Código de Colores para la Colocación de Electrodo.....	20
Tabla 2. 1: Valores de A1 B1 para Filtros Butterworth.	37
Tabla 3. 1: Descripción Partes de la Interfaz de Usuario.	55
Tabla 4. 1: Tabla con Parámetros de Revisión.....	70
Tabla 4. 2: Costo Fabricación Equipo Ergometría.....	74
Tabla 4. 3: Ganancia Económica Equipo Ergometría.....	74

ÍNDICE DE ANEXOS

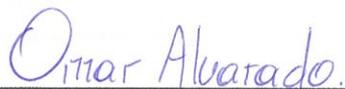
Anexo 1: Certificado de Calibración del Equipo.	80
Anexo 2: Proforma Equipo Comercial de Venta Nacional.	83
Anexo 3: Encuestas Realizadas a Médicos.	87
Anexo 4: Imagen Simulador Paciente para Calibración del Equipo.	92
Anexo 5: Patrón de Comprobación de Calibración del Equipo.	94
Anexo 6: Fuente Médica.	96
Anexo 7: Placa Procesamiento Analógico.	98
Anexo 8: Placa Acople de Señales y Detector de QRS.	100

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE ERGOMETRÍA PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES DEL MIOCARDIO EN TIEMPO REAL

RESUMEN

Esta investigación está enfocada a la bioelectrónica, lo que se pretende es diseñar y construir un equipo de ergometría para monitorear el esfuerzo físico del miocardio, por ello el trabajo se ha dividido en tres partes fundamentales: como primer paso el diseño y construcción de la parte electrónica en donde se abarcara: la adquisición de señales bioeléctricas, fuente de alimentación, filtros analógicos, protecciones del equipo y hacia el paciente, etc. El segundo paso es diseñar un software para el uso del equipo en el cual se procesara las señales adquiridas para que el medico pueda visualizarlas y ayude a su diagnóstico. Como último paso se realizan las pruebas pertinentes al equipo para que este dentro de estándares de calidad.

Palabras Claves: bioelectrónica, ergometría, miocardio, software, electrocardiograma.



Omar Santiago Alvarado Cando

Director de Titulación



Hugo Marcelo Torres Salamea

Director de Escuela



Pedro Xavier Carpio Guerrero



Gabriel Mauricio Sarmiento Vázquez

Autores

**DESIGN AND CONSTRUCTION OF AN ERGOMETER EQUIPMENT TO
ACQUIRE MYOCARDIAL SIGNS IN REAL TIME**

ABSTRACT

This research focused on bioelectronics aims to design and build an ergometer machine to monitor the physical effort of the myocardium. Therefore, the work was divided into three main parts: the first step is the design and construction of the electronics part where the following would be covered: the acquisition of bioelectric signals, power supply, analog filters, and protection to the equipment and to the patients, etc. The second step is the design of software for using the equipment, in which the acquired signals will be processed so that the doctors can visualize them in order to be used for diagnosis. As a final step, relevant tests will be carried out to the computer to make sure it works within quality standards.

Keywords: Bioelectronics, Ergometer, Myocardium, Software, Electrocardiogram



Omar Santiago Alvarado Cando
Thesis Director



Hugo Marcelo Torres Salamea
School Director



Pedro Xavier Carpio Guerrero



Gabriel Mauricio Sarmiento Vázquez
Authors





Translated by,
Lic. Lourdes Crespo

Carpio Guerrero Pedro Xavier
Sarmiento Vázquez Gabriel Mauricio
Trabajo de Titulación
Ing. Omar Santiago Alvarado Cando
Junio, 2016.

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN EQUIPO DE ERGOMETRÍA PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES DEL MIOCARDIO EN TIEMPO REAL

INTRODUCCIÓN

Para el Diseño y construcción de un equipo de ergometría para la adquisición de señales del miocardio en tiempo real se realizaron investigaciones en diferentes campos, como la medicina y el campo de la electrónica, para de esta manera ayudar al diagnóstico de enfermedades cardiovasculares a personas de toda clase social, ya que uno de los objetivos es reducir el costo del equipo con esto se logrará también disminuir el costo hacia los pacientes.

Se vio la necesidad de investigar las señales del corazón, como adquirir dichas señales para procesarlas, almacenarlas y visualizarlas en una PC y que el médico especialista pueda diagnosticar con ayuda del equipo.

Se presentarán los diseños de los circuitos electrónicos finales para adquirir las señales eléctricas del miocardio, por ejemplo: la fuente de poder, las protecciones del equipo hacia el paciente y protección del equipo en caso de que se utilice un desfibrilador mientras el equipo está conectado al paciente.

También está el diseño del software el cual tiene como objetivo brindar mayor utilidad y que sea amigable con el usuario, para ello se tomaran en cuenta opiniones de médicos especialistas en el área de medicina cardiovascular.

Al ser un prototipo para pruebas en personas, este debe ser inofensivo y no causar ningún tipo de daño a la persona que se está haciendo el examen médico, para ello se debe someter al prototipo a equipos de calibración y pruebas, con estos equipos se

podrá conocer si el prototipo de ergometría puede causar algún tipo de daño hacia la integridad de un paciente, también si el prototipo cumple con normas y estándares de funcionamiento a comparación de equipos de ergometría que se encuentren en el mercado.

CAPITULO 1

MARCO TEÓRICO

1.1 Introducción

En el presente capítulo se tratará sobre temas médicos que ayudarán a la comprensión del funcionamiento cardiovascular, como la anatomía y fisiología de dicho sistema, también se abarcará la adaptación del sistema cardiovascular ante un esfuerzo físico; otros temas que se llevarán a cabo son las señales electrocardiográficas y sus derivaciones, también como se obtiene las señales electrocardiográficas de ergometría, que tipo de patologías se puede diagnosticar con un examen de ergometría y los parámetros que se evalúan en una prueba de esfuerzo físico; además de los equipos necesarios para realizar un examen de ergometría, como el electrocardiógrafo.

1.2 Fisiología del Sistema Cardiovascular

El sistema cardiovascular es el encargado de aportar oxígeno y nutrientes a cada una de las células del organismo, también es el encargado de retirar productos de desechos de la misma. Dentro del organismo existen: (Massó, 2002)

- Zonas de aportes vitales como son el miocardio o el sistema nervioso central.
- Territorios prioritarios como el riñón.
- Territorios secundarios como el sistema muscular o el sistema digestivo.

Los cuales necesitan oxígeno y nutrientes de una manera constante, de aportes mantenidos y de necesidades basales mínimas.

El sistema cardiovascular está formado por:

- Corazón.
- Sistema de bombeo de la sangre.
- Sistema de vasos (arterias, capilares y venas). (Massó, 2002)

1.3 Fisiología Cardíaca

1.3.1 Forma, Localización y Estructura

El corazón está formado por cuatro cavidades (Aurícula Izquierda, Aurícula Derecha, Ventrículo Izquierdo y Ventrículo Derecho), este es el responsable del gradiente de presión que permite la circulación sanguínea. Se encuentra ubicado en el mediastino, entre la quinta y octava vertebra torácica, con desplazamiento hacia la izquierda. (Massó, 2002)

El corazón es el encargado de bombear sangre venosa que contiene dióxido de carbono (CO₂) en ella hacia los pulmones para purificarla, y también se encarga de recibir sangre arterial venosa que contiene oxígeno (O₂) proveniente de los pulmones y bombearlo hacia todo el organismo, estos procedimientos se realizan en la zona derecha y en la zona izquierda del corazón. (Massó, 2002)

A su vez la pared del corazón está formado por tres zonas:

- Epicardio.
- Miocardio.
- Endocardio.

Epicardio es el revestimiento externo, esta es la capa visceral del pericardio seroso, en este revestimiento se encuentra la única capa de células mesoteliales y una gran cantidad de tejido adiposo. (Massó, 2002)

Miocardio es la unión de las palabras mio que significa músculo y cardio corazón de ahí que se conoce con el nombre de Músculo Cardíaco, este forma la pared muscular del corazón. Este se encuentra alrededor de cavidades ventriculares, cavidades auriculares, en los músculos papilares; El miocardio es el encargado de realizar las aperturas de las válvulas auriculoventriculares. (Massó, 2002)

El músculo cardíaco está formado por haces paralelos de miofibrillas, la membrana plasmática y el sistema contráctil el cual está formado por sistemas de filamentos, por el retículo sarcoplásmico y túbulos en T. (Massó, 2002)

Endocardio es el revestimiento interno de las cavidades del corazón está formado por células endoteliales y una capa de tejido conectivo laxo; El endocardio es mucho más grueso en la zona de las aurículas y aquí podemos encontrar tres capas (Figura 1.1): (Massó, 2002)

- Capa endotelial
- Capa subendotelial
- Capa subendocárdica. (Massó, 2002)

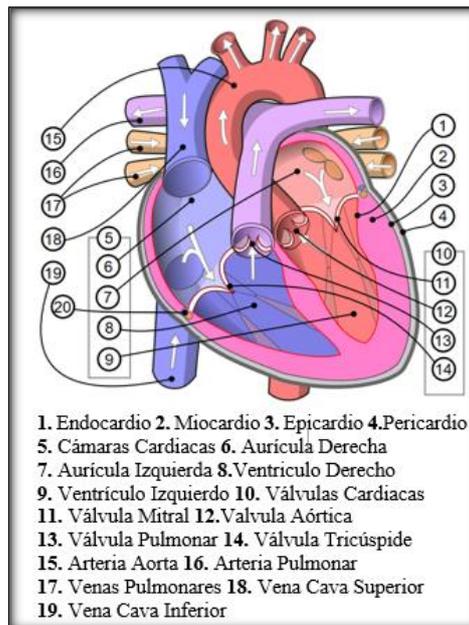


FIGURA 1. 1: Fisiología del corazón.

FUENTE: (Wikipedia, 2015).

1.4 Sistema de Conducción

El corazón es capaz de transmitir un estímulo nervioso a lo largo del tejido miocárdico para la contracción eficaz del mismo, por medio de un sistema de conducción nerviosa, el cual tiene dos características realizar la despolarización rítmica y la despolarización espontánea; este impulso nace en el nódulo senoauricular (nódulo SA) los cuales se desplazan por el tejido muscular auricular despolarizando las fibras musculares produciendo así la contracción. (Massó, 2002)

1.4.1 Potencial de Acción del Corazón

El potencial de acción del corazón (PA) no es nada más que la variación de potencial en el momento que se produce la despolarización y repolarización del músculo

ventricular el cual se extiende por todas partes hasta llegar a la superficie del cuerpo; Esta compuesto por varias Fases: (Medicina Para Estudiantes, 2014)

- Fase 0 se produce la despolarización de la membrana.
- Fase 1 se produce la repolarización de la membrana.
- Fase 2 se la conoce como fase Plateau es una zona de equilibrio.
- Fase 3 el potencial transmembrana pasa a niveles de reposo.
- Fase 4 se produce la despolarización diastólica de las células (Figura 1.2).

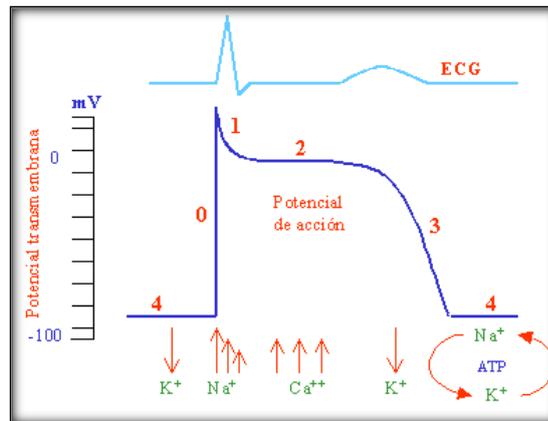


FIGURA 1. 2: Fases Potencial de Acción.

FUENTE: (Higgins, 2005).

1.4.2 Potencial de Reposo

El potencial de reposo de las fibras cardíacas se debe a la diferencia de potencial que hay entre la parte intracelular y extracelular debido a la diferente concentración de iones que existe. (Medicina Para Estudiantes, 2014)

1.5 Ciclo Cardíaco

El ciclo cardíaco es el conjunto de fenómenos mecánicos, acústicos, eléctricos, sonoros y de presión que se producen en la culminación de las fases de sístole (Contracción Muscular) y en la diástole (Relajación Muscular), produciéndose este fenómeno tanto en las aurículas como en los ventrículos; El ciclo cardíaco está formado por las siguientes fases tanto en sístole y diástole: (Massó, 2002)

1.5.1 Presión Sístole Ventricular

La presión sístole ventricular está formada por cuatro fases y son las siguientes:

- Fase de contracción isométrica ventricular: Es el tiempo comprendido entre el cierre de las válvulas tricúspide, mitral y la apertura de las válvulas pulmonar y aortica.
- Fase de eyección rápida: Entra en acción desde la apertura de las válvulas aortica y pulmonar, la velocidad de salida de sangre es a gran velocidad existiendo una mayor presión.
- Fase de eyección lenta: Entra en acción desde el cierre de las válvulas aortica y pulmonar, la velocidad de salida de sangre se disminuye hasta igualar las presiones entre la aorta-ventrículo izquierdo y la arteria pulmonar-ventrículo derecho
- Fase de relajación isométrica: Fase comprendida entre el cierre de válvulas semilunares y apertura de válvulas auriculoventriculares.

1.5.2 Presión Diástole Ventricular

La presión diástole ventricular está formada por tres fases y son las siguientes:

- Fase de llenado rápido ventricular: Se produce la entrada masiva de sangre guardada en las aurículas tras la apertura de la válvula auriculoventricular (AV)
- Fase de diástasis: Entra en acción por el ingreso lento y mantenido de sangre en los ventrículos.
- Fase de contracción auricular: Después de la despolarización auricular se produce la contracción de las aurículas produciendo un ingreso de sangre adicional a los ventrículos terminando cuando se iguala la presión ventricular y auricular (Figura 1.3).

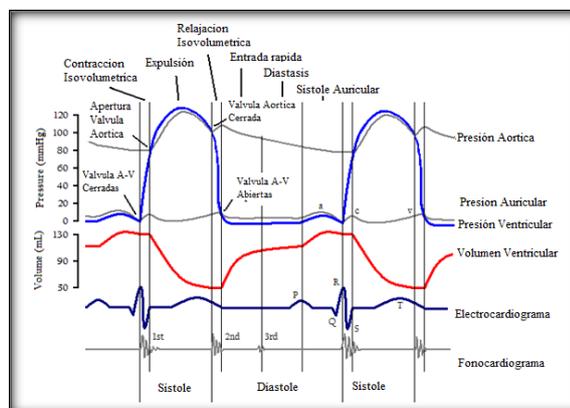


FIGURA 1. 3: Eventos Cardiacos Durante un Ciclo Cardiac.

FUENTE: (Wikipedia, 2015).

1.6 Función Ventricular

1.6.1 Características Contráctiles Intrínsecas de la Fibra Muscular

La Ley de Starling del corazón es la expresión clínica que nos dice que existe una longitud inicial en la que la fibra muscular se contrae con mayor eficacia, produciéndose una mayor superposición en los filamentos finos y gruesos los cuales son los responsables de la contracción. (Massó, 2002)

1.6.2 Gasto Cardíaco

El rendimiento de las funciones ventriculares se va a ver modificado según una serie de parámetros:

- Elementos Primarios: Varían de forma directa (Volumen sistólico, Frecuencia Cardíaca).
- Elementos Secundarios: Varían de Forma indirecta. (Massó, 2002)

EL músculo cardíaco (miocardio) responde a las sobrecargas de dos maneras:

- Contractibilidad: aumento de fuerza de contracción
- Dilatación del ventrículo: aumento de longitud de fibras musculares. (Massó, 2002)

El gasto cardíaco se define como:

Volumen de sangre que bombea el ventrículo izquierdo en cada minuto (ecuación 1.1). (Massó, 2002)

$$Q = G * C \quad (1.1)$$

Donde:

- Q = Gasto Cardíaco. [ml/min]
- G = Volumen de sangre bombeada por el ventrículo izquierdo. [ml]
- C = Contracción. [min]

El gasto cardíaco corresponde al producto del volumen sistólico (VS) por el número de latidos por minutos frecuencia cardíaca (FC) (ecuación 1.2). (Massó, 2002)

$$Q = VS * FC \quad (1.2)$$

Donde:

- Q = Gasto Cardíaco [ml].
- VS = Volumen Sistólico [ml].
- FC = Frecuencia Cardíaca [lat/min].

La frecuencia cardíaca máxima se reduce con la edad y se puede estimar mediante la fórmula (Ecuación 1.3):

$$FC_{maxima} = 220 - edad \quad (1.3)$$

Donde:

- FC_{máxima} = Frecuencia Cardíaca Máxima [lat/min].

1.6.3 Factores que Influyen en el Volumen Sistólico

El volumen sistólico se determina por la capacidad de sangre que pueda contener las paredes musculares. (Massó, 2002)

- Precarga: longitud del músculo a iniciarse una contracción.
- Contractibilidad: Sumatoria de fuerzas de contracción de las fibras de la pared ventricular.
- Postcarga: Fuerza que ejerce el corazón para movilizar la columna de sangre (Figura 1.4).

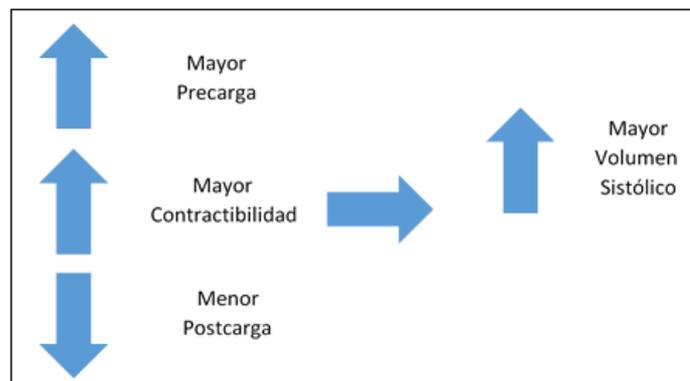


FIGURA 1. 4: Factores que Influyen en el Volumen Sistólico.

FUENTE: (Massó, 2002).

1.7 Adaptación del Sistema Cardio Vascular al Ejercicio

El sistema cardio vascular se adapta a las necesidades de transporte gaseoso a los músculos de nuestro organismo durante el ejercicio, este ejercicio puede ser estático o dinámico, contribuyendo a un incremento en el consumo de oxígeno (VO₂). (Massó, 2002)

Estos factores de consumo de oxígeno vienen expresados mediante la ecuación de Fick (ecuación 1.4):

$$VO_2 = Q * C(a - v)O_2 = FC * V_s * C(a - v)O_2 \quad (1.4)$$

Donde:

- VO₂ = Consumo de oxígeno [mlO₂/min].
- Q = Gasto Cardíaco [ml/min].
- FC = Frecuencia Cardíaca [lat/min].
- V_s = Volumen Sistólico [ml].
- C(a-v)*O₂ = Diferencia arteriovenosa de oxígeno [ml/dl].

1.7.1 Respuesta Cardiovascular al Ejercicio Dinámico

El ejercicio dinámico está caracterizado por tener contracciones del tipo isotónico, metabolismo aeróbico y larga duración, es un ejercicio de resistencia, con el cual se trata de conseguir un aumento en el O₂ en los músculos activos de las siguientes formas. (Massó, 2002)

- Aumento de gasto cardíaco.
- Redistribución de flujo sanguíneo.
- Adaptación hemodinámica.

El objetivo de este ejercicio es producir una sobrecarga de volumen.

1.7.2 Respuesta Cardiovascular al Ejercicio Estático

La respuesta a este tipo de ejercicio es similar al dinámico solo que requiere un gasto ligero en el VO₂, el objetivo de este ejercicio es producir una sobrecarga de presión

en el ventrículo izquierdo principalmente por incrementos de la frecuencia cardiaca. (Massó, 2002)

1.8 Señal Electrocardiografía (ECG)

El ECG¹ es una prueba de registro en la cual se puede observar la actividad eléctrica del corazón en cada latido de él viendo su respuesta en reposo, es una prueba no invasiva y sin ningún riesgo hacia el paciente, se realiza mediante un electrocardiógrafo.

En la señal ECG se pueden observar los siguientes segmentos (Figura 1.5).

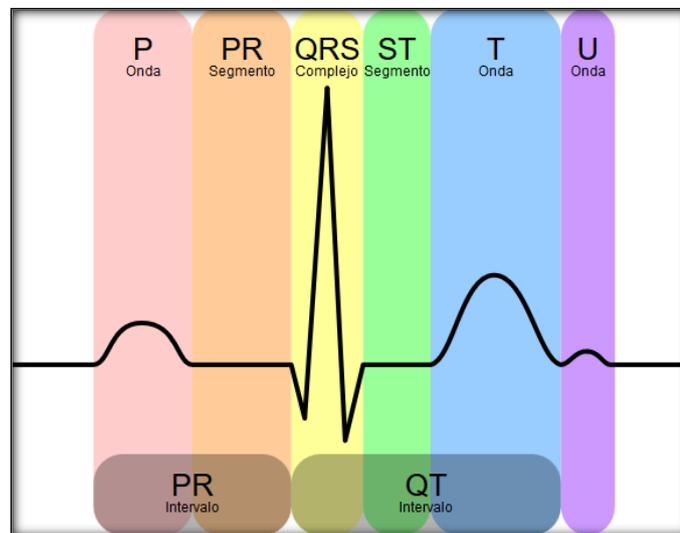


FIGURA 1. 5: Señal ECG.

FUENTE: (Wikipedia, 2015).

- Onda P: Señal que corresponde a la despolarización ventricular.
- Segmento PR: Señal que representa a la despolarización auriculo ventricular no tiene suficiente consistencia para ser detectada por el ECG.
- Intervalo PR: Señal que representa la despolarización auricular y el retraso fisiológico que sufre el estímulo a su paso por el nodo auriculoventricular (AV).

¹ (ECG) Electrocardiograma.

- Complejo QRS: Mide el tiempo total de despolarización ventricular.
- Segmento ST: Señal que representa un periodo de inactividad entre la despolarización y el inicio de la repolarización ventricular.
- Onda T: Señal que corresponde a la deflexión lenta producida por la repolarización ventricular.
- Intervalo QT: Señal que nos indica la despolarización y repolarización de los ventrículos.
- Onda U: Señal habitualmente positiva de poco voltaje que se puede observar sobre todo en las derivaciones precordiales.

Cabe mencionar que existe diferencia entre un segmento e intervalo.

- Segmento: Línea isoeletrica que une una onda con otra sin incluir ninguna de ellas.
- Intervalo: Porción del ECG que incluye un segmento y una o más ondas. (My EKG, 2013)

1.9 Señal ECG de Esfuerzo o Ergometría

El ECG de esfuerzo es una prueba de registro en la cual se puede observar la actividad eléctrica del corazón en cada latido de él, viendo su respuesta ante el ejercicio físico, al igual que el ECG es una prueba no invasiva y sin ningún riesgo hacia el paciente, el equipo utilizado para esta prueba se llama electrocardiógrafo y adicionalmente al electrocardiógrafo se suman la bicicleta ergométrica y la cinta sin fin. (Braunwald, 2013)

Por experiencias personales donde se pudo ver y realizar el examen de ergometría este se realiza de la siguiente manera:

Se colocan en el pecho del paciente 10 electrodos, estos son los encargados de captar la señal y de transmitirla a la placa del electrocardiógrafo la cual se encarga de procesar y filtrar la señal para poder visualizarla durante todo el proceso de la prueba, dicha prueba puede ser en una banda sin fin o en una bicicleta estática, cada una de estas tiene diferentes protocolos, la más utilizada es la banda sin fin la cual tiene incluida 4

o 5 protocolos de prueba en los cuales se varía la inclinación y la velocidad de la misma.

El tiempo que se demora la prueba de ergometría depende del protocolo que se utilice, el protocolo más utilizado es el protocolo de Bruce Modificado el cual tiene una duración 21 minutos, para personas de edad avanzada o con muy poca capacidad física se utiliza el protocolo de Naughton el cual varía la inclinación de la banda y se mantiene la velocidad constante y tiene una duración de 20 minutos, pero la prueba ergométrica puede terminar antes por motivos de dolor torácico en el paciente, síntomas de agotamiento físico y por decisión del médico que realiza la prueba o al haber llegado a la frecuencia cardiaca máxima.

1.9.1 Estado del Arte

Para llevar a cabo este proyecto se buscó referencias de proyectos realizados anteriormente y se pudo conocer de varios equipos semejantes de los cuales hay dos que son de mayor relevancia ya que la estructura es muy parecida pero su funcionalidad no, el primero es un electrocardiógrafo de 12 derivaciones realizado por el grupo Dalcame de Colombia el cual es utilizado para el monitoreo en reposo de los pacientes y otro equipo diseñado en la Universidad Politécnica Salesiana de la ciudad de Cuenca que es un electrocardiógrafo de 12 derivaciones como un equipo de monitoreo de pruebas de stress, estos dos equipos basan su estructura en adquirir señales ECG pero cada uno de ellos para un propósito diferente, en este caso el proyecto que se llevara a cabo utilizara dichas señales ECG para realizar pruebas Ergométricas.

Por otra parte también se investigó sobre filtrado, en publicaciones, con las que se han hecho estudios sobre el tipo de filtrado de la señal ECG con el fin de evaluar las diferencias entre la señal original y la señal filtrada viendo cual es el tiempo de convergencia, su eficiencia de rastreo de frecuencia, estadísticas relativas en el tiempo y dominio de frecuencia usando cuatro algoritmos de filtrado; (Chang, Chi, & Lin, 2007) al ser una señal bioeléctrica es muy vulnerable a ruidos externos viendo de esta manera la necesidad eliminar este efecto se encontró una investigación que trata de la eliminación de ruido, como los de contracción muscular, ruido gaussiano y ruido eléctrico por medio del uso de filtros. (Chang K.-M. , 2010)

Quizá la parte más importante de este proyecto es la adquisición de las señales bioeléctricas del corazón, para ello se utiliza amplificadores instrumentales, este tipo de elementos tienen un alto rechazo al modo común, también poseen una alta impedancia de entrada. (Rincón, 2003)

1.9.2 Enfermedades y Diagnósticos que se Pueden Obtener con un Examen Ergométrico

Las enfermedades y diagnósticos que se pueden detectar con un examen Ergométrico son:

- Enfermedades en las arterias del corazón.
- Enfermedades en las arterias del corazón pacientes que toman digoxina.
- Angina de pecho.
- Problemas de insuficiencia cardiaca.
- Algunos casos de pacientes con valvulopatías para ver su capacidad funcional.
- Ver efecto de la medicación.
- Estimar capacidad funcional del corazón.
- Estudio alteraciones del ritmo cardiaco inducidas por el deporte.
- Después de un infarto de miocardio para ver el pronóstico y capacidad funcional.
- Para la valoración de pacientes revascularizados.
- Para ver los efectos de elasticidad en las arterias.

1.10 Equipos Utilizados en el Examen Ergométrico

1.10.1 Electrocardiógrafo

Es un equipo de registro electromédico con el cual se puede obtener la actividad eléctrica del corazón desde la superficie de la piel del paciente por medio de electrodos colocados en posiciones específicas. (Toloza, 2013)

1.10.1.1 Derivadas Electrocardiográficas

1.10.1.2 Triángulo de Einthoven

Einthoven el inventor del electrocardiograma, considero al corazón como una fuente de corriente y al cuerpo como un conductor, se imaginó que se podría construir un

triángulo hecho por las raíces de los miembros en los cuales se van a ver proyectados los potenciales eléctricos generados por el musculo cardiaco (Figura 1.6). (Tolozá, 2013)

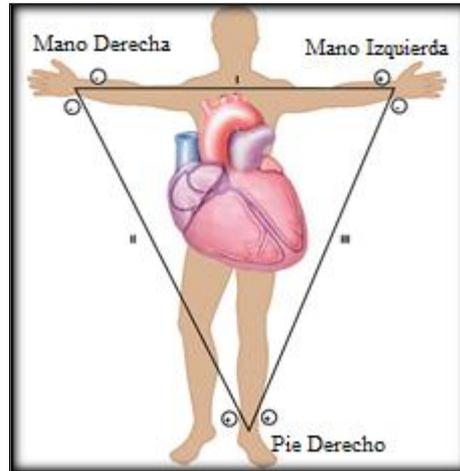


FIGURA 1. 6: Formación del Triángulo de Einthoven.

FUENTE: (Saavedra, 2014).

Al colocar electrodos en los vértices del triángulo se puede captar dichos potenciales eléctricos, las derivaciones de Einthoven tienen su fundamento en la teoría del dipolo. (Tolozá, 2013)

1.10.1.3 Derivaciones Bipolares y Unipolares (Derivadas Plano Frontal)

Los vértices del triángulo de Einthoven fueron las primeras derivadas (DI, DII, DIII) (FIGURA 6), son conocidas como derivadas Bipolares, están son las derivadas clásicas y se obtienen de la siguiente manera: (My EKG, 2013)

$$D1 = LA - RA \quad (1.5)$$

$$D2 = LL - RA \quad (1.6)$$

$$D3 = LL - LA \quad (1.7)$$

Es decir estas derivadas detectan las variaciones eléctricas en dos puntos:

- D1 es la diferencia de potencial entre brazo izquierdo y brazo derecho tiene un vector a 0° (ecuación 1.5).
- D2 es la diferencia de potencial entre pierna izquierda y brazo derecho tiene un vector a 60° (ecuación 1.6).

- D3 es la diferencia de potencial entre pierna izquierda y brazo izquierdo tiene un vector a 120° (ecuación 1.7).

Las derivaciones Unipolares (aVR, aVL, aVF) (Figura 1.7), son las conocidas también como derivadas aumentadas o derivadas de las extremidades estas se obtienen dependiendo el tipo de conexión eléctrica que se realice y se obtiene de la siguiente manera. (My EKG, 2013)

- aVR es el potencial en el brazo derecho con respecto a la unión de brazo izquierdo y pierna izquierda tiene un vector a -150° (ecuación 1.8).
- aVL es el potencial en el brazo izquierda con respecto a la unión de brazo derecho y pierna izquierda tiene un vector a -30° (ecuación 1.9).
- aVF es el potencial en la pierna izquierda con respecto a la unión de brazo derecho y brazo izquierdo tiene un vector a 90° (ecuación 1.10).

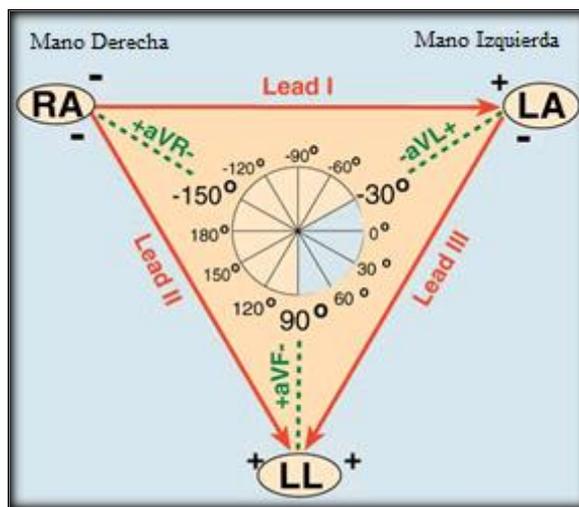


FIGURA 1. 7: Derivadas Bipolares y Unipolares.

FUENTE: (Medicina Para Estudiantes, 2014).

$$aVR = RA - \left(\frac{LA+LL}{2}\right) \quad (1.8)$$

$$aVL = LA - \left(\frac{RA-LL}{2}\right) \quad (1.9)$$

$$aVF = LL - \left(\frac{RA+LA}{2}\right) \quad (1.10)$$

Es decir las derivadas unipolares registran las variaciones eléctricas en un punto con respecto a otro punto; De aquí nació también la ley de Einthoven que nos dice que si se conocen los potenciales eléctricos de dos derivadas bipolares, se puede determinar la tercera sumando las dos primeras (ecuación 1.11).

$$D2 = D1 + D3 \quad (1.11)$$

Esta ley es de gran utilidad cuando se interpreta un Electrocardiograma. Permite determinar si los electrodos de las extremidades están bien colocados, pues si se varía la posición de algún electrodo, esta ley no se cumpliría, permitiéndonos saber que el ECG está mal realizado. (My EKG, 2013)

1.10.1.4 Derivadas Precordiales (Derivadas Plano Horizontal)

Son derivadas monopulares (VI, V2, V3, V4, V5, V6), están registran las variaciones eléctricas absolutas en el lugar donde están colocados los electrodos, estas derivadas ayudan al diagnóstico de las alteraciones en el ventrículo izquierdo. (My EKG, 2013)

- V1 nos indica potenciales de las aurículas de parte del tabique y pared anterior ventrículo derecho (ecuación 1.12).
- V2 nos indica la activación del ventrículo izquierdo (ecuación 1.13).
- V3 nos indica los potenciales izquierdos y derechos (ecuación 1.14).
- V4 nos indica la activación del ventrículo derecho (ecuación 1.15).
- V5 nos indica la despolarización del septo (ecuación 1.16).
- V6 nos indica la despolarización del septo (ecuación 1.17).

Estas se calculan de la siguiente manera:

$$V1 = \left(\frac{RA+LA+LL}{3} \right) \quad (1.12)$$

$$V2 = \left(\frac{RA+LA+LL}{3} \right) \quad (1.13)$$

$$V3 = \left(\frac{RA+LA+LL}{3} \right) \quad (1.14)$$

$$V4 = \left(\frac{RA+LA+LL}{3} \right) \quad (1.15)$$

$$V5 = \left(\frac{RA+LA+LL}{3} \right) \quad (1.16)$$

$$V6 = \left(\frac{RA+LA+LL}{3} \right) \quad (1.17)$$

Todos estos parámetros son captados y transmitidos con la ayuda de bioelectrodos y un cable de electrocardiografía convencional.

1.10.2 Electrodo

Los Electrodo son los encargados de conectar al paciente con el equipo, estos son los encargados de captar las variaciones eléctricas, y no son nada más que un conductor metálico que está en contacto con la piel por medio de un lubricante electrolítico el cual nos brinda un mayor contacto con la piel; cuando se va a realizar el registro de un electrocardiograma es necesario conocer con exactitud donde se deben colocar los electrodo ya que si se colocan mal nos puede dar un diagnóstico erróneo. (My EKG, 2013)

1.10.2.1 Ubicación de los Electrodo

Como ya se mencionó existen las derivadas Bipolares y Precordiales y de estas derivas dependen la colocación exacta de los electrodo.

Para las derivadas Bipolares:

- LA se coloca en la parte superior izquierda del tórax (FIGURA 1.8).
- RA se coloca en la parte superior derecha del tórax (FIGURA 1.8).
- LL se coloca en la parte inferior izquierda del tórax (FIGURA 1.8).
- RL se coloca en la parte inferior derecha del tórax (FIGURA 1.8).

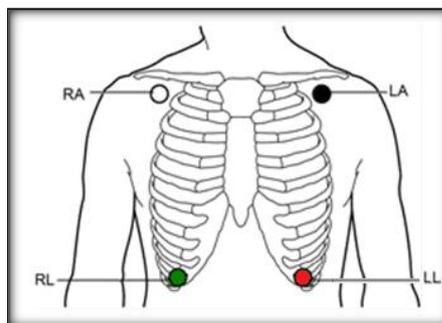


FIGURA 1. 8: Colocación Electrodo Bipolares.

FUENTE: (Tolozá, 2013).

Para las derivadas Precordiales:

- V1 se coloca en el cuarto espacio intercostal derecho, línea paraesternal derecha (Figura 1.9).
- V2 se coloca en el cuarto espacio intercostal izquierdo, línea paraesternal izquierda (Figura 1.9).
- V3 se coloca entre V2 y V4 (Figura 1.9).
- V4 se coloca en el quinto espacio intercostal izquierdo, línea clavicular media (Figura 1.9).
- V5 se coloca en el quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar anterior (aproximadamente entre V4 y V6) (Figura 1.9).
- V6 se coloca en el quinto espacio intercostal izquierdo, línea axilar media (Figura 1.9).

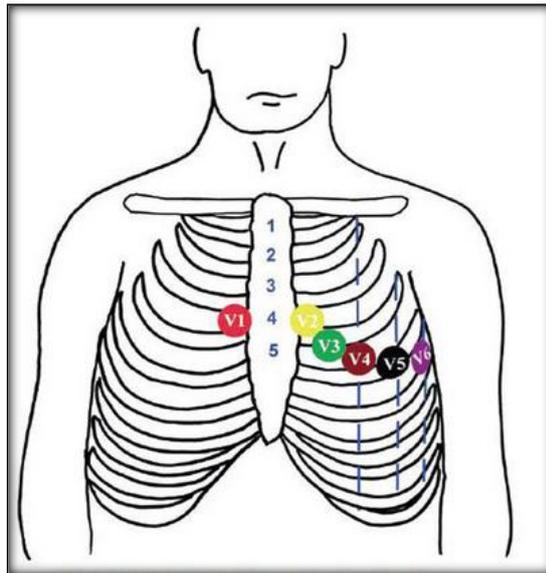


FIGURA 1. 9: Colocación Electrodo Precordiales.

FUENTE: (Sapiens Medicus, 2012).

La posición del paciente también hará la diferencia en la toma del ECG, diferentes posiciones alteran la forma en que el corazón se encuentra dentro de la cavidad torácica. El ECG debe registrarse con el paciente en decúbito supino (acostado boca arriba), con dos almohadas debajo de la cabeza. Algunos pacientes (por ejemplo

pacientes con IAM² que presentan disnea severa) no tolerarán estar acostados. En estos casos debe anotarse en el ECG que el paciente no estaba acostado, para que el intérprete pueda tener esto en cuenta a la hora de analizar el ECG. Antes de desconectar las derivaciones, revisa la calidad del ECG. Si hay alguna distorsión de la traza, la fuente del artefacto debe ser identificada y corregida, y el ECG debe ser tomado de nuevo. Es esencial registrar el nombre del paciente así como la fecha y hora de la grabación en el ECG. También será útil registrar si el paciente estaba experimentando cualquier síntoma en el momento de la grabación. (Sapiens Medicus, 2012)

1.10.3 Cable de Electrocardiografía

Los cables del electrocardiógrafo son los encargados de transmitir las variaciones eléctricas captadas por los electrodos a la placa del electrocardiógrafo, estos deben cumplir con las normativas IEC³ y AAMI⁴ ver tabla1.1. (Tolozza, 2013)

TABLA 1. 1: Código de Colores Para la Colocación de Electroodos.

Posición Electroodos.	Color (AAMI)	Color (IEC)
Mano Izquierda	Black	Yellow
Mano Derecha	White	Red
Pierna Izquierda	Red	Green
Pierna Derecha	Green	Black
V1	Red	Red
V2	Yellow	Yellow
V3	Green	Green
V4	Blue	Brown
V5	Orange	Black
V6	Purple	Purple

² (IAM) Infarto Agudo de Miocardio.

³ (IEC) Comisión Electrotécnica Internacional.

⁴ (AAMI) Asociación Americana para el desarrollo de la Instrumentación Medica.

1.10.4 Equipos para Prueba de Esfuerzo (EP)

Existen varios tipos de equipos para las pruebas de esfuerzo entre ellos tenemos:

- Apretar con las manos un resorte.
- Manivela ergométrica.
- Test de Master (subir y bajar escaleras de dos peldaños).

Y entre los más utilizados tenemos:

- Bicicleta ergométrica: Esta prueba consiste en pedalear en una bicicleta estática en la cual se va regulando la resistencia durante el pedaleo según el tipo de protocolo utilizado.
- Banda o cinta sin fin: Esta prueba consiste en que el paciente corre sobre una cinta sin fin en la cual se va variando la velocidad y el ángulo de inclinación según el protocolo utilizado.

1.10.4.1 Parámetros Evaluados en una Prueba de Esfuerzo

Los parámetros evaluados en la prueba de esfuerzo son:

- Frecuencia Cardíaca (FC).
- Registro electrocardiográfico continuo.
- Tensión Arterial (TS).
- Valores ergoespirométricos.
 - Consumo de Oxígeno (VO₂).
 - Producción de CO₂.
 - Pulso de Oxígeno (VO₂/FC).
 - Cociente Respiratorio (VCO₂/VO₂).
 - Umbral Anaeróbico.
 - Concentración de Lactato. (Massó, 2002)

CAPITULO 2

*HADWARE*⁵ DEL EQUIPO

2.1 Introducción

Para continuar con la construcción del equipo de Ergometría se procederá a diseñar cada etapa del mismo, por lo que este capítulo va enfocado al diseño del hardware como el filtrado (activo y pasivo), la adquisición de señal, el acoplamiento de señales, la fuente de alimentación, protecciones tanto para el paciente como para el equipo, también se incluirán cálculos y simulaciones de los diseños.

2.2 Diseño Placa de Alimentación

En la (Figura 2.1) se puede observar el diagrama de bloques con los pasos que se siguieron para elaborar la placa de alimentación.

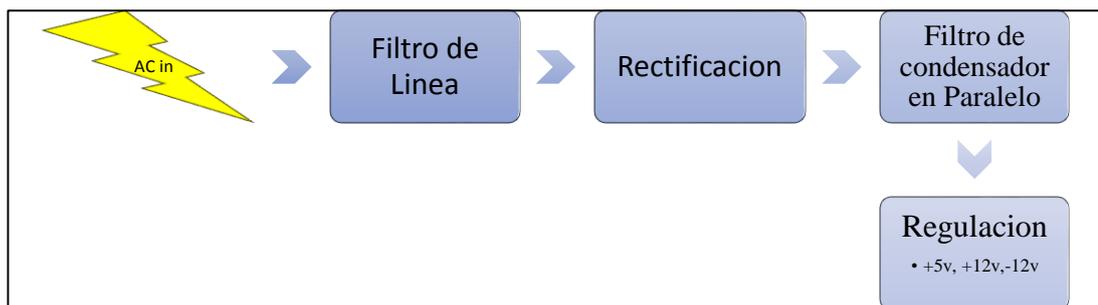


FIGURA 2. 1: Diagrama de Bloques Placa de Alimentación.

2.2.1 Diseño Filtro de Línea

El filtro de línea sirve para atenuar los armónicos que existen en una red eléctrica, los principales efectos de los armónicos en la línea eléctrica son:

- Uso ineficiente de la energía.
- Fallas aleatorias de los equipos (sin causa aparente).
- Envejecimiento prematuro de componentes.

⁵ (*Hardware*) Conjunto de los componentes que conforman la parte material de un sistema informático u ordenador.

- Sobrecalentamiento, disparo de alarmas.
- Pérdida de la secuencia en equipos programables, etc.

Además del invaluable tiempo perdido al repetir las mediciones cuando las lecturas son inestables. (Núñez, 2004)

El filtro que presentamos a continuación está diseñado para soportar una potencia de hasta 500w (Figura 2.2).

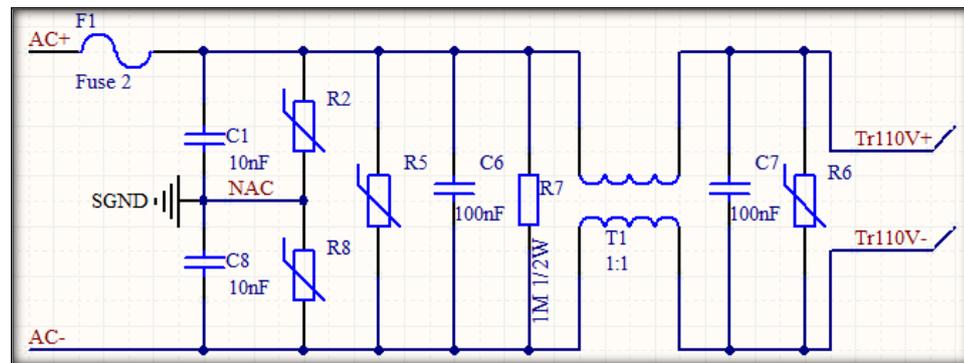


FIGURA 2. 2: Filtro de Línea.

2.2.2 Diseño Etapa de Rectificado

Para la etapa de rectificación se ha realizado la prueba con un rectificador de media onda y uno de onda completa con puente de *Graetz*, como era de esperar el rectificador de onda completa ha dado mejores resultados porque rectifica los dos semiciclos de una onda sinusoidal y gracias a esto se obtiene un menor factor de rizado.

2.2.2.1 Puente de *Graetz*

El puente de *Graetz* es un circuito electrónico usado en la conversión de corriente alterna en corriente continua. Consiste en cuatro diodos comunes, que convierten una señal con partes positivas y negativas en una señal únicamente positiva. Un simple diodo permitiría quedarse con la parte positiva, pero el puente permite aprovechar también la parte negativa. (EcuRed, 2011)

2.2.2.1.1 Construcción y Diseño del Punte de Graetz

El transformador a usar tiene una relación del voltaje de primario 9,17 mayor al voltaje del secundario y se conecta a la red eléctrica con $V_p = 127\text{VAC}$ (Voltaje eficaz o RMS) por lo tanto:

$$V_s = \frac{V_p}{9,17} \quad (2.1)$$

$$V_s = 13,85 \text{ vac}$$

$V_p = \text{Voltaje del Primario del Transformador}$

$V_s = \text{Voltaje de Secundario del Transformador}$

El funcionamiento del puente de Graetz básicamente se trata en que en un semiciclo positivo del voltaje AC solo conducen dos diodos en la (Figura 2.3) son los diodos D1 y D4, en el semiciclo negativo los diodos D2 y D3 por lo tanto según la (ecuación 2.2).

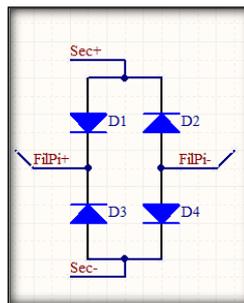


FIGURA 2. 3: Diseño del Punte de Graetz.

$$V_{out} = V_{in} - 2 * V_d \quad (2.2)$$

$$V_{out} = 13,85 - 2 * 0.7$$

$$V_{out} = 12,45 \text{ Vdc}$$

2.2.2.1.2 Simulación del Puente de Graetz

Se puede observar en el Osciloscopio de la (Figura 2.4) como funciona el puente de Graetz.

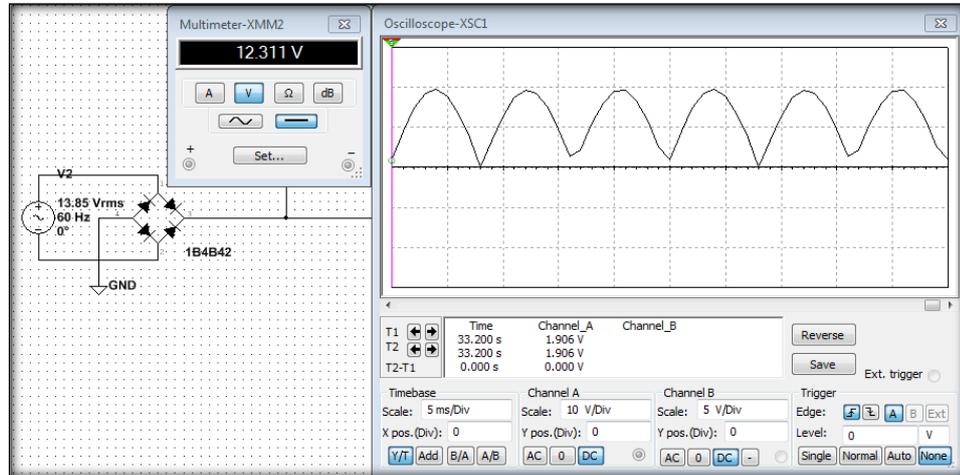


FIGURA 2. 4: Respuesta del Puente de Graetz.

2.2.2.2 Filtrado de la Rectificación

Luego de la rectificación por medio del puente de Graetz esta señal debe ser filtrada para obtener un voltaje DC, la salida filtrada cuenta con un valor de DC y cierta variación de AC llamada voltaje de rizo, mientras más pequeña sea la variación de AC mejor será el desempeño del filtro. (Boylestad, 2003)

2.2.2.2.1 Filtro de condensador en paralelo

Un filtro condensador en paralelo cumple con la finalidad de minimizar el efecto ondulante de esa señal, la cual es conocida como rizado, dando como resultado una señal eléctrica de corriente continua (Figura 2.5). (Demp E-Ducativa Catedu, 2015)

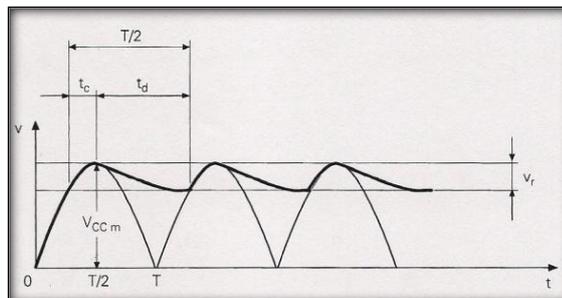


FIGURA 2. 5: Rizado de un Filtro Condensador Paralelo.

FUENTE: (Wikipedia, 2015).

En la (Figura 2.5) se muestra la rectificación de onda completa con un filtro de condensador en paralelo lo que hace es aplanar la rectificación para obtener una corriente directa lo más pura posible, pero como se puede apreciar siempre va a existir un voltaje de rizo (V_r) el cual debe ser lo menor posible, para ello el capacitor a utilizar se calcula de la siguiente manera (ecuación 2.3):

$$V_r = \frac{I_o}{2 * \sqrt{2} * C * 2 * F} \quad (2.3)$$

$I_o =$ Corriente de carga (300mA)

$V_r =$ Voltaje de rizo

$C =$ Valor del capacitor (2 * 470uF)

$F =$ Frecuencia (60Hz)

Se procede a calcular el voltaje de rizo aproximado que va a tener el diseño de la fuente (ecuación 2.4).

$$V_r = \frac{I_o}{2 * \sqrt{2} * C * 2 * F} \quad (2.4)$$

$$V_r = \frac{300mA}{2 * \sqrt{2} * 942uF * 2 * 60}$$

$$V_r = 0.94v$$

2.2.2.2 Simulación del filtro de condensador en paralelo

En la (Figura 2.6) se puede observar la simulación del filtro de capacitor en paralelo sin carga.

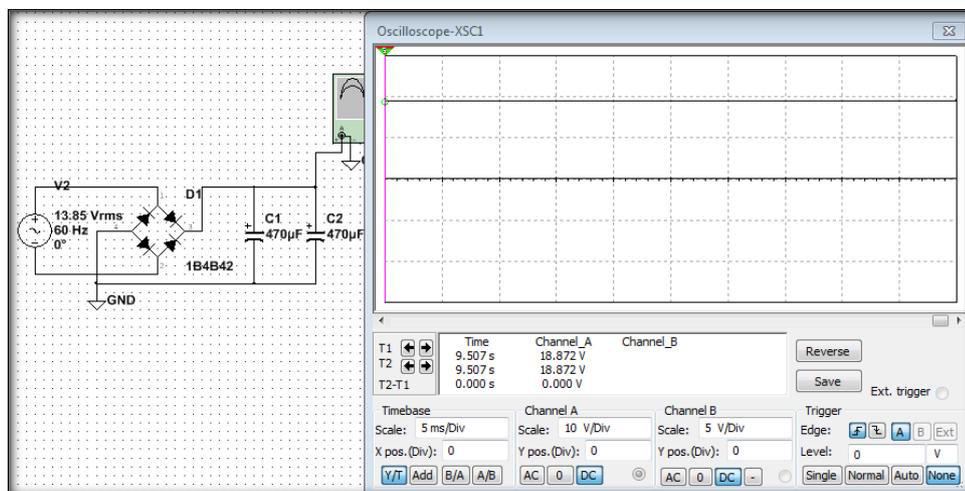


FIGURA 2. 6: Respuesta del Filtro Sin Carga.

En la (Figura 2.7) se puede observar la simulación del filtro con una carga que consume 300mA, corriente aproximada que se necesita para energizar al equipo de ergometría.

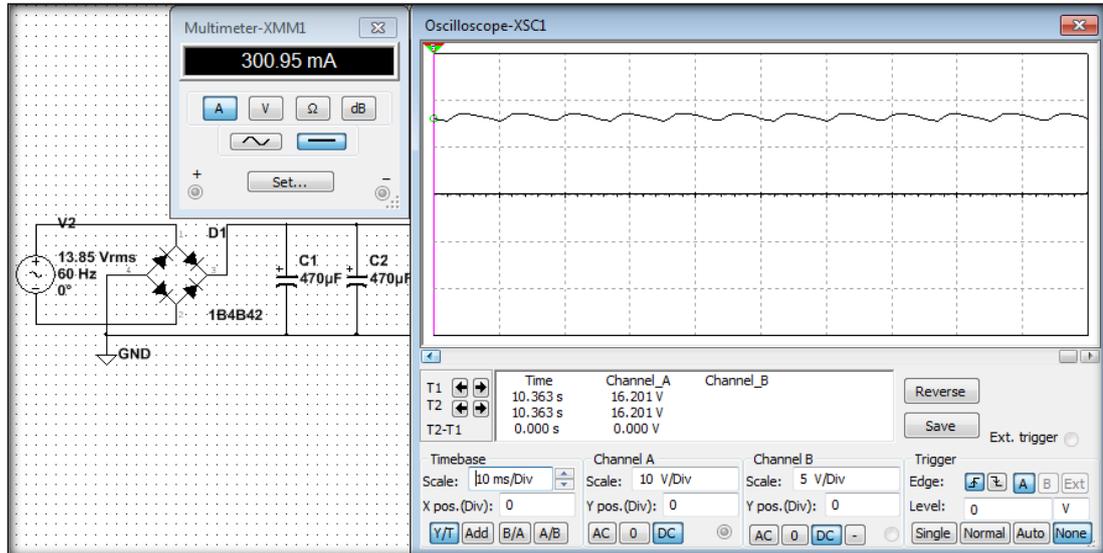


FIGURA 2. 7: Respuesta del Filtro Con Carga.

Se observa como el voltaje de rizo es directamente proporcional al valor de corriente que consume la carga, por lo que se debe tomar en cuenta porque esto significa que ingresa ruido desde la fuente.

2.2.3 Diseño de Etapa de Regulación con Circuitos Integrados (CI)

Los reguladores de CI contienen los circuitos de la fuente de referencia, el amplificador comparador, el dispositivo de control y la protección contra la sobrecarga, todo en un encapsulado. Las unidades de CI ofrecen la regulación de un voltaje fijo positivo o negativo. (Boylestad, 2003)

Los CI reguladores tienen una conexión básica de 3 terminales que son: el ingreso del voltaje, conexión a tierra y la salida del voltaje regulado. Estos CI tienen un rango de voltaje de ingreso para garantizar la salida regulada. (Boylestad, 2003)

Los reguladores a utilizar son 7809 para 9v positivo, 7909 para 9v negativo y 7805 para 5v positivo.

2.2.3.1 Simulación de los CI reguladores

En la (Figura 2.8) y (Figura 2.9) se puede observar la simulación del CI 7809 para +9v y del CI 7909 para -9V.

En la (Figura 2.10) se puede observar la simulación del CI 7805 para +5v.

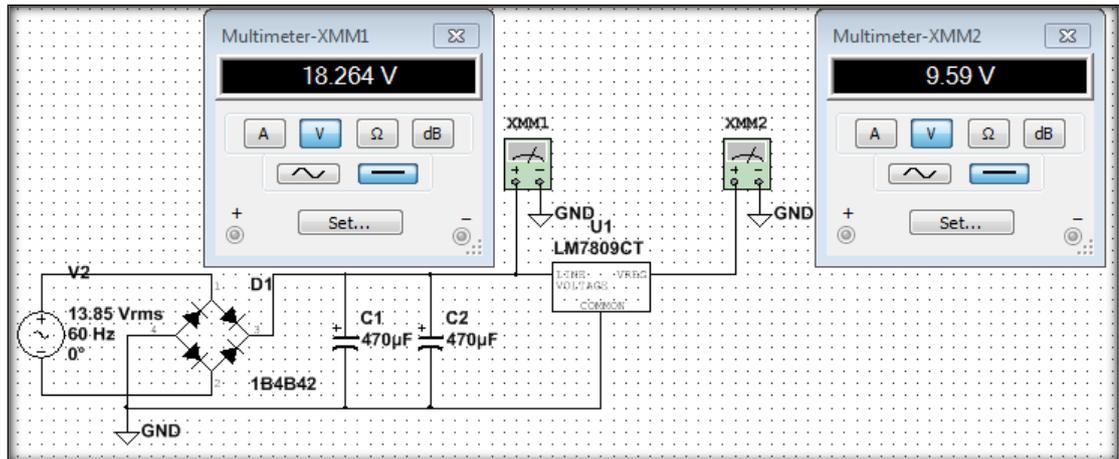


FIGURA 2. 8: Visualización de Todas las Etapas para Voltaje de 9V Positivo.

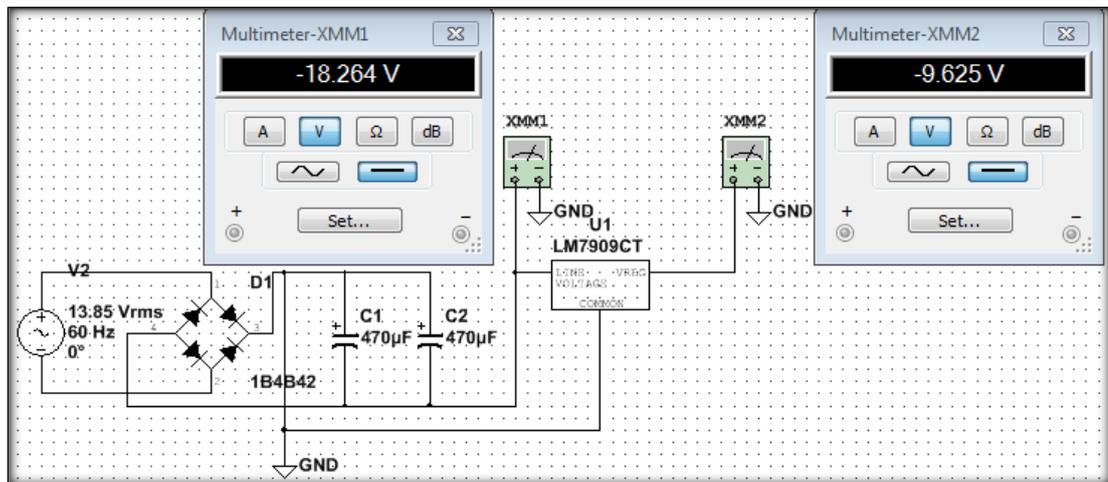


FIGURA 2. 9: Visualización de Todas las Etapas para Voltaje de 9V Negativo.

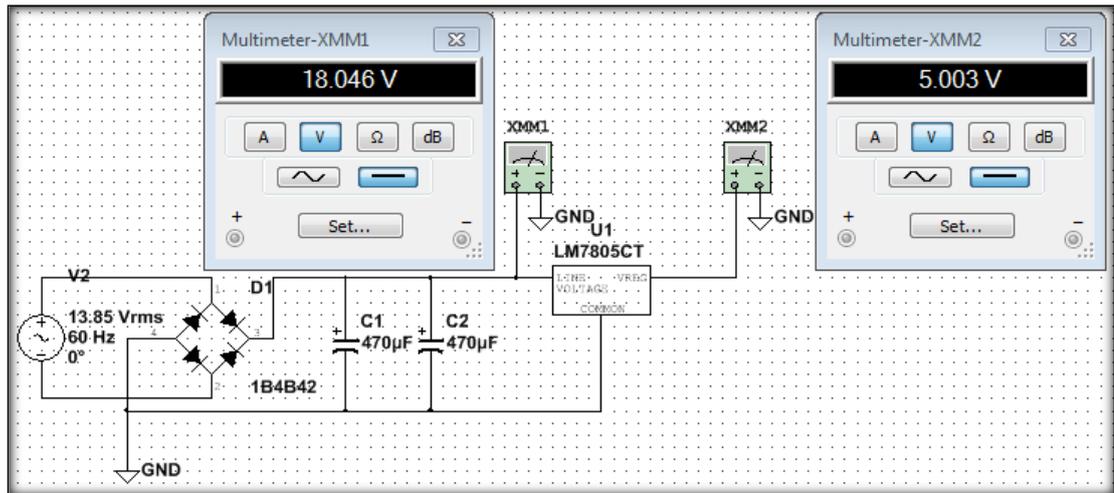


FIGURA 2. 10: Visualización de Todas las Etapas para Voltaje Positivo +5V.

2.2.4 Cargador de Baterías

Aparato que sirve para recargar una batería descargada haciendo circular una corriente continua, de tensión ligeramente superior a la de la misma batería, en sentido opuesto al de la corriente de descarga. (Motor Giga, 2016)

2.2.4.1 Esquema de cargador de Baterías

El esquema que se muestra a continuación es un circuito para cargar dos baterías de 12v en serie. Este circuito va a ser modificado para que cargue dos baterías de 8,4v, para lograr eso, lo único que se varía es el D3 (diodo zener de 15v por uno de 7,5v). El funcionamiento es sencillo, cuando las baterías están descargadas este cargador entrega una corriente de 70mA para cargar las baterías, una vez que estas estén totalmente cargadas el Q3 se polariza y el cargador deja de conducir corriente hacia las baterías (Figura 2.11).

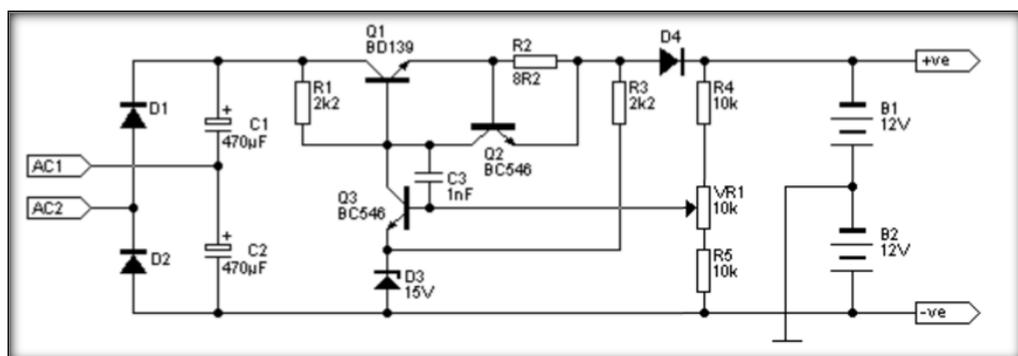


FIGURA 2. 11: Esquema Cargador de Baterías en Serie.

FUENTE: (Electronica Facil, s.f.)

2.2.4.2 Simulación del Cargador de Baterías

En la siguiente imagen podemos observar la simulación cuando las baterías se encuentran descargadas como podemos observar el V_{ce} del Q3 es de 10,422v lo que quiere decir que este está despolarizado por lo tanto el cargador entrega corriente a las baterías, una corriente de 76,223mA (Figura 2.12).

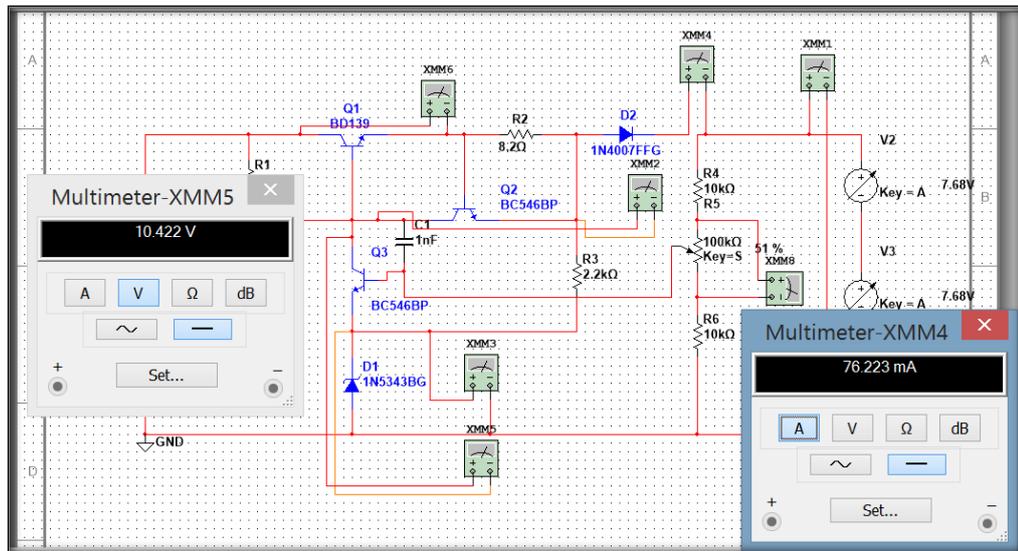


FIGURA 2. 12: Simulación Cargador de Baterías en Carga.

Cuando las baterías se carguen el Q3 se polariza evitando que se siga enviando corriente a las baterías y de esta manera dejar de cargar las baterías como se observa en la imagen de la (Figura 2.13).

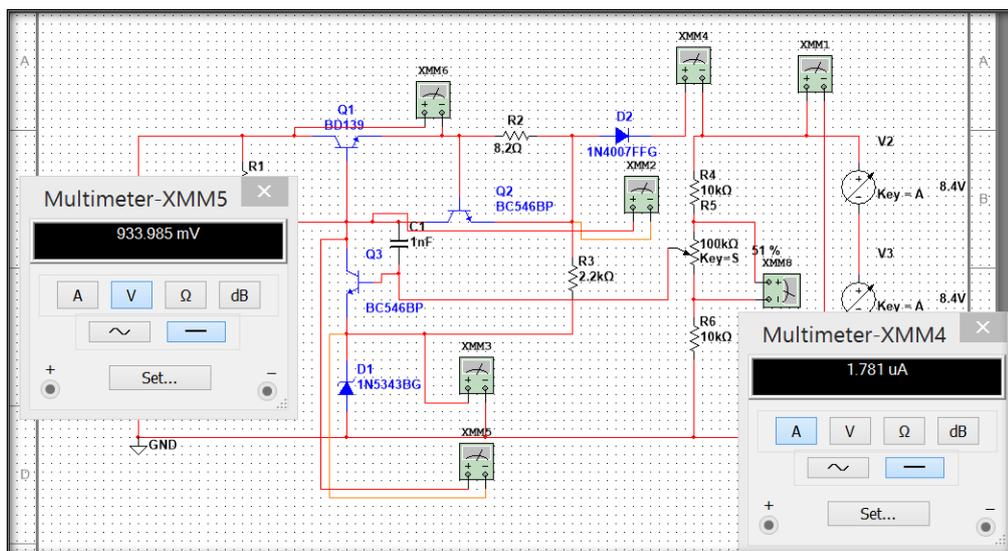


FIGURA 2. 13: Simulación Cargador de Baterías a Carga Completa.

2.3 Diseño Placa ECG

En la (Figura 2.13) se puede observar el diagrama de bloques con los pasos que se siguieron para elaborar la placa ECG.

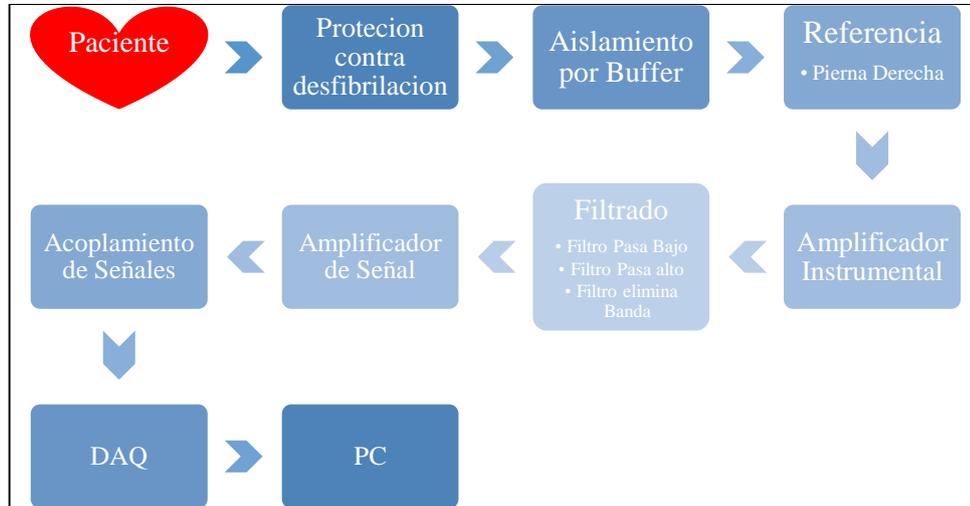


FIGURA 2. 14: Diagrama de Bloques Placa ECG.

2.3.1 Aislamiento por Buffer y Protección Contra Desfibrilación

Para la recolección de la señales se utilizan electrodos denominados 3M y un cable apantallado de ECG para así eliminar todo ruido posible generado por el ambiente.

Las señales adquiridas ingresan a la primera etapa de la placa de ECG la cual está formada por un filtro RC⁶, por diodos de alta velocidad y por un *Buffer*⁷ o seguidor de tensión los cuales realizan las siguientes funciones (Figura 2.15).

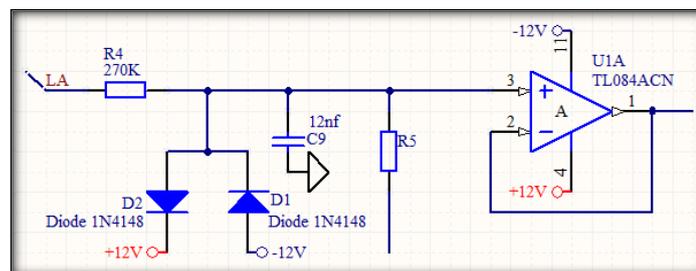


FIGURA 2. 15: Aislamiento por buffer y protección contra desfibrilación.

⁶ (Filtro RC) Filtro Resistencia Condensador Pasa Bajo.

⁷ (Buffer) Acoplador de Impedancias.

- Filtro RC protección contra interferencias electromagnéticas.
- Diodos de alta velocidad protección contra desfibrilación.
- *Buffer* protección de aislamiento eléctrico para el paciente.

Se utiliza como protección de aislamiento eléctrico al *buffer* por que este tiene una alta impedancia de entrada y una impedancia baja a la salida, su ganancia es unitaria (ecuación 2.5), el operacional que se utilizó para esto es el TL084.

$$V_{in} = V_{out} \quad (2.5)$$

El filtro RC es un filtro pasa bajo y está calculado para una frecuencia de corte de 50 Hz (ecuación 2.6).

$$F_c = \frac{1}{2\pi * R * C} \quad (2.6)$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi * 270 * 10^3 * 12 * 10^{-9}}$$

$$F_c = 49.10 \text{ Hz}$$

La implementación de este esquema se lo realiza a todas las señales adquiridas por los electrodos.

2.3.2 Referencia Pierna Derecha

La referencia de pierna derecha cumple la función de obtener una mayor estabilidad y tener un mínimo margen de ruido en las señales adquiridas, este es un electrodo necesario y se coloca en la pierna derecha o en el sector torácico en la parte derecha (Figura 2.16).

Este esquema está formado por:

- Un *buffer* que se conecta a la terminal de Wilson.
- A una amplificación e inversión de la señal.
- Un filtro RC protección contra interferencias electromagnéticas.

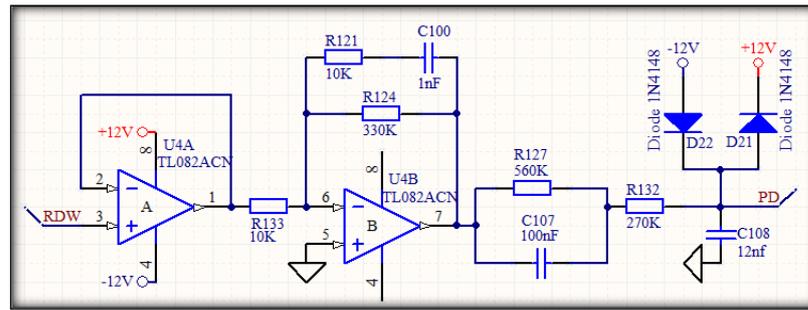


FIGURA 2. 16: Referencia Pierna Derecha.

2.3.3 Terminal de Wilson

Es utilizado para obtener el voltaje de modo común para el electrodo de pierna derecha, se lo toma como referencia de potencial cero del cuerpo, la red de Wilson está compuesta por lo general de resistencias de 10K y es una red resistiva (Figura 2.17) (Tolozá, 2013).

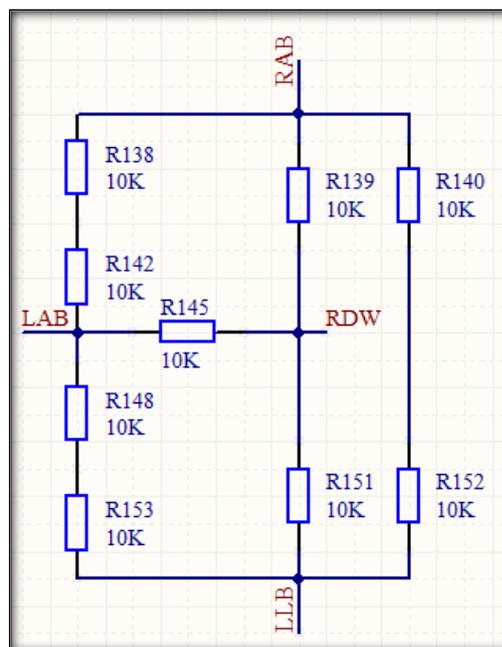


FIGURA 2. 17: Terminal Central de Wilson.

La red de Wilson es utilizada para obtener.

- Referencias unipolares.
- Referencias aumentadas.

2.3.4 Amplificador Instrumental

El amplificador instrumental está diseñado para trabajar con señales sumamente bajas en este caso es utilizado para la obtención de las señales del corazón, el amplificador instrumental es muy utilizado en la equipología medica como un aislador equipopaciente por su impedancia de ingreso alta e impedancia de salida baja.

El amplificador instrumental es utilizado en la recolección de cada una de las señales a procesar cumpliendo con el enunciado de Einthoven anteriormente expresado (Figura 2.18).

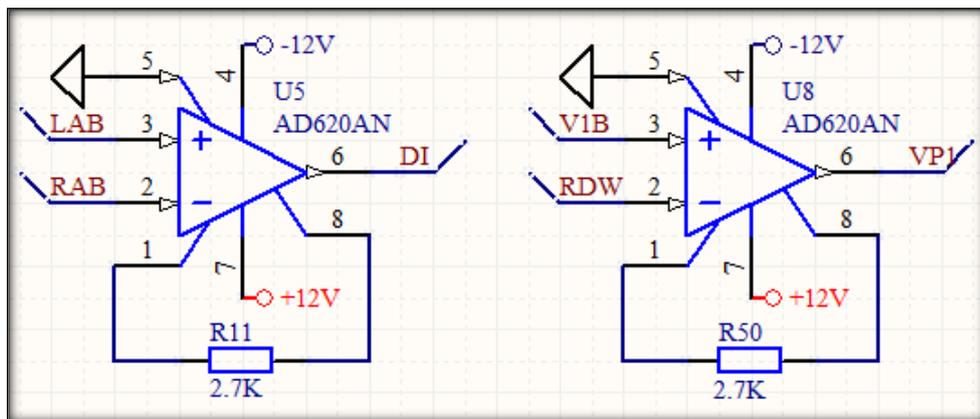


FIGURA 2. 18: Amplificadores Instrumentales.

El amplificador instrumental que se utilizo es el AD620 el cual es un amplificador diferencial el cual se rige a la (ecuación 2.7) y (ecuación 2.8), estas ecuaciones están dadas por el fabricante de dicho componente el cual es analog device, estas fórmulas y otros datos más se pueden encontrar en la hoja de datos del amplificador operacional.

$$V_o = (V_{in^+} - V_{in^-}) * G \quad (2.7)$$

$$G = \frac{49.4}{RG} + 1 \quad (2.8)$$

$$G = 18$$

$$RG = \frac{49.4 * 10^3}{18} + 1$$

$$RG = 2.7K$$

2.3.5 Filtros Activos

2.3.5.1 Motivos de Utilización de Filtros Analógicos Activos

Los motivos por los cuales se utilizan los filtros analógicos activos son debido a que al realizar la adquisición de las señales muy débiles se presentan perturbaciones indeseables que alteran la señal original en este caso la señal ECG, estos tipos de filtros están caracterizados por una función de transferencia la cual puede ser de muchas formas dependiendo del tipo de filtro a utilizarse y a la familia de funciones empleadas (Leidy Laura Alvarez, 2007).

Los tipos de interferencias o ruidos que se pueden dar en las señales electrocardiográficas son las siguientes:

- Interferencia de línea de potencia.
- Ruido por contacto de electrodos.
- Artefactos de movimiento.
- Contracción muscular.
- Desplazamiento de línea base.
- Modulación de amplitud ECG con respiración.
- Ruido electro-quirúrgico.

En este caso para el diseño del equipo de ergometría se utilizaran los filtros activos Pasa Alto y Pasa Bajo de la familia Butterworth de segundo orden con el cual se tendrá un filtro Pasa Banda que funcionara desde los 0.05Hz hasta los 100Hz.

2.3.5.2 Filtro Activo Pasa Alto

Este tipo de filtro permite el paso de frecuencia desde una frecuencia de corte determinada hacia arriba sin tener un límite superior específico; Y nos presenta ceros a frecuencias bajas y polos a frecuencias altas (Figura 2.19) (Boylestad, 2003).

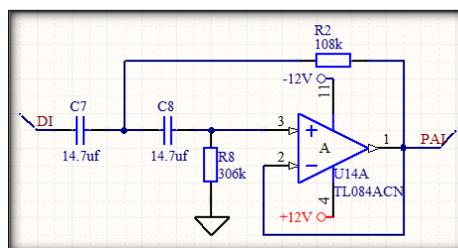


FIGURA 2. 19: Filtro Activo Pasa Alto.

2.3.5.3 Simulación Filtro Activo Pasa Alto

El esquema de la simulación se puede observar en la (Figura 2.20).

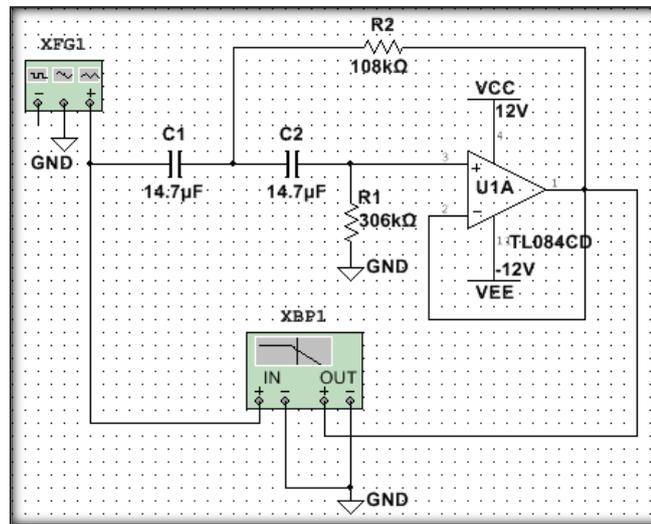


FIGURA 2. 20: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Alto.

La respuesta del filtro activo pasa alto se puede observar en la (Figura 2.21).

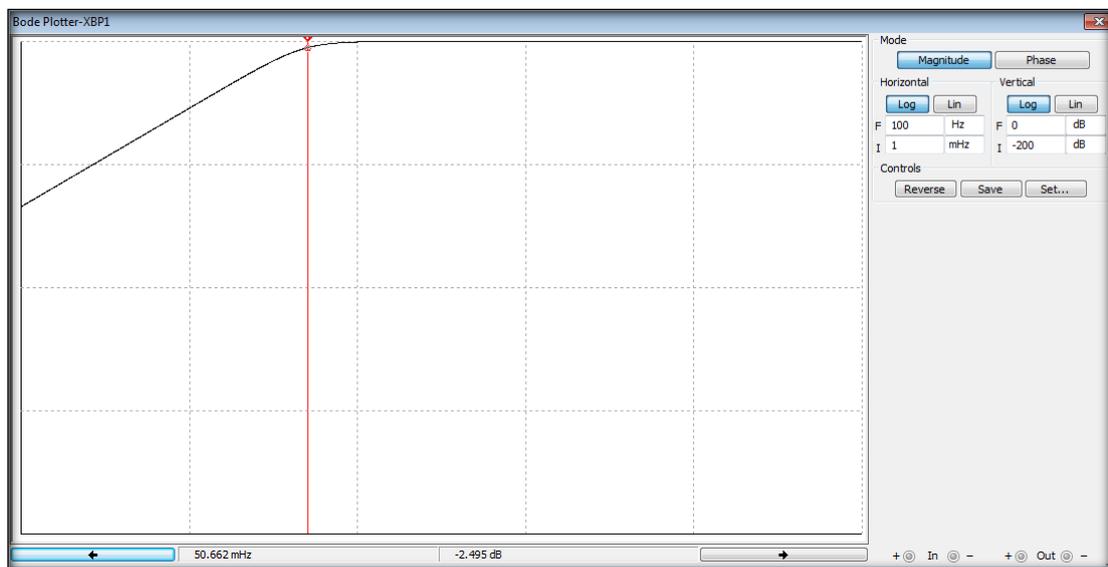


FIGURA 2. 21: Respuesta Filtro Activo Pasa Alto.

2.3.5.4 Cálculo Filtro Activo Pasa Alto

Para la obtención de los valores de resistencia y condensadores para el filtro pasa alto se partieron de la (ecuación 2.9) y la (ecuación 2.10) y de la (tabla 2.1).

TABLA 2. 1: Valores de a1 b1 para Filtros Butterworth.

Butterworth					
n	l	a _l	b _l	$\omega_l = \frac{\omega_c}{f_{c1}/f_c}$	Q _l
1	1	1.0000	0.0000	1.000	—
2	1	1.4142	1.0000	1.000	0.71
3	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.0000	1.0000	1.272	1.00
4	1	1.8478	1.0000	0.710	0.54
	2	0.7654	1.0000	1.390	1.31
5	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.6180	1.0000	0.859	0.82
	3	0.6180	1.0000	1.448	1.62
6	1	1.0319	1.0000	0.676	0.52
	2	1.4142	1.0000	1.000	0.71
	3	0.5176	1.0000	1.479	1.93
7	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.8019	1.0000	0.745	0.55
	3	1.2470	1.0000	1.117	0.80
	4	0.4450	1.0000	1.499	2.25
8	1	1.0018	1.0000	0.661	0.51
	2	1.6229	1.0000	0.829	0.80
	3	1.1111	1.0000	1.206	0.90
	4	0.3902	1.0000	1.512	2.56
9	1	1.0000	0.0000	1.000	—
	2	1.8794	1.0000	0.703	0.53
	3	1.5321	1.0000	0.917	0.85
	4	1.0000	1.0000	1.272	1.00
	5	0.3473	1.0000	1.521	2.88
10	1	1.9754	1.0000	0.655	0.51
	2	1.7620	1.0000	0.756	0.56
	3	1.4142	1.0000	1.000	0.71
	4	0.9080	1.0000	1.322	1.10
	5	0.3129	1.0000	1.527	3.20

FUENTE: (Peña, 2008).

$$R1 = \frac{1}{\pi * Fc * C * a1} \quad (2.9)$$

$$R2 = \frac{1}{4\pi * Fc * C * b1} \quad (2.10)$$

$$F = 0.05 \text{ Hz}$$

$$C1 = C2 = 14.7 \mu F$$

$$R1 = \frac{1}{\pi * 0.05 * 14.7 * 10^{-6} * 1.4142}$$

$$R1 = 306 \text{ K}$$

$$R2 = \frac{1.4142}{4\pi * 0.05 * 14.7 * 10^{-6} * 1.0000}$$

$$R2 = 108 \text{ K}$$

2.3.5.5 Filtro Activo Pasa Bajo

Este tipo de filtro permite el paso de frecuencia desde una frecuencia 0 hasta una frecuencia determinada; Y nos presenta ceros a frecuencias altas y polos a frecuencias bajas (Figura 2.22) (Boylestad, 2003).

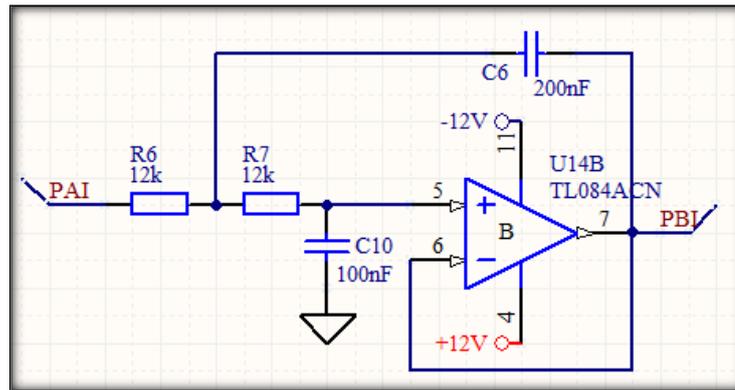


FIGURA 2. 22: Filtro Activo Pasa Alto.

2.3.5.6 Simulación Filtro Activo Pasa Bajo

El esquema de la simulación se puede observar en la (Figura 2.23).

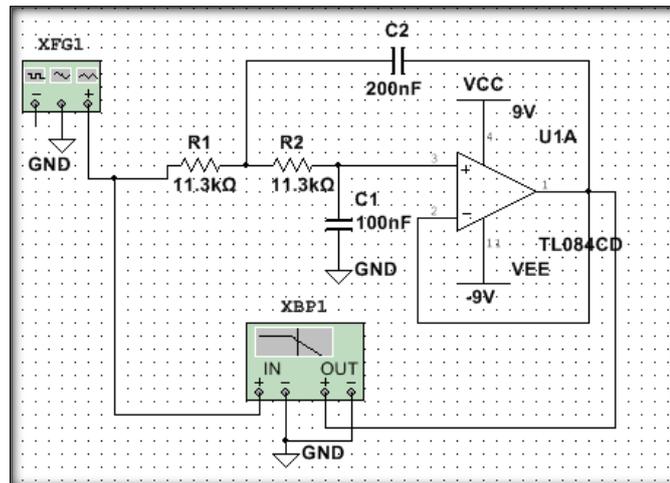


FIGURA 2. 23: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Bajo.

La respuesta del filtro activo pasa bajo se puede observar en la (Figura 2.24).



FIGURA 2. 24: Respuesta Filtro Activo Pasa Bajo.

2.3.5.7 Cálculo Filtro Activo Pasa Bajo

Para la obtención de los valores de resistencia y condensadores para el filtro pasa bajo se partieron de la (ecuación 2.11) y la (ecuación 2.12) (ecuación 2.13) y de la (tabla 2.1).

$$C2 \geq C1 * 4 \frac{b1}{a1^2} \tag{2.11}$$

$$R1 = \frac{a1*c2 + \sqrt{a1^2*C2^2 - 4b1*c1*c2}}{4\pi*Fc*C1*C2} \tag{2.12}$$

$$R2 = \frac{a1*c2 - \sqrt{a1^2*C2^2 - 4b1*c1*c2}}{4\pi*Fc*C1*C2} \tag{2.13}$$

$$Fc = 100 \text{ Hz}$$

$$C1 = 100 \text{ nF}$$

$$C2 = 100 * 10^{-9} * \frac{4 * 1.0000}{1.4142^2}$$

$$C2 = 200 \text{ nF}$$

$$R1 = \frac{1.4142 * 200 * 10^{-9} + \sqrt{1.4142^2 * (200 * 10^{-9})^2 - 4(1.0000 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9})}}{4\pi * 100 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9}}$$

$$R1 = 11.3 \text{ K}$$

$$R2 = \frac{1.4142 * 200 * 10^{-9} - \sqrt{1.4142^2 * (200 * 10^{-9})^2 - 4(1.0000 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9})}}{4\pi * 100 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9}}$$

$$R2 = 11.3 \text{ K}$$

En la (Figura 2.25) se puede observar el comportamiento de la unión del filtro pasa alto y pasa bajo que dan origen al filtro pasa banda.

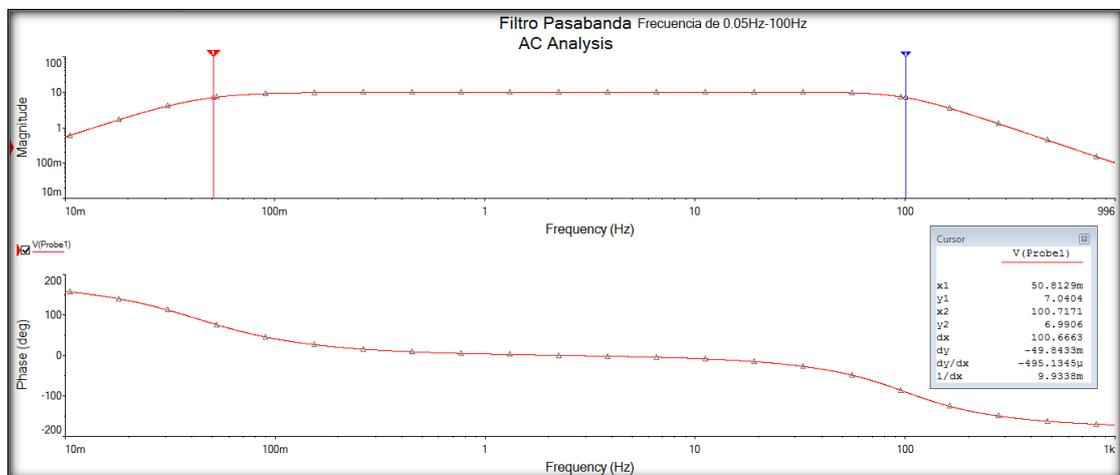


FIGURA 2. 25: Respuesta Filtro Activo Pasa Banda.

2.3.5.8 Filtro Activo Elimina Banda

Este tipo de filtro es conocido también como filtro Notch, este filtro permite pasar todas las frecuencias excepto las frecuencias que se encuentran comprendidas entre las frecuencias de corte superior e inferior (Figura 2.26) (Boylestad, 2003).

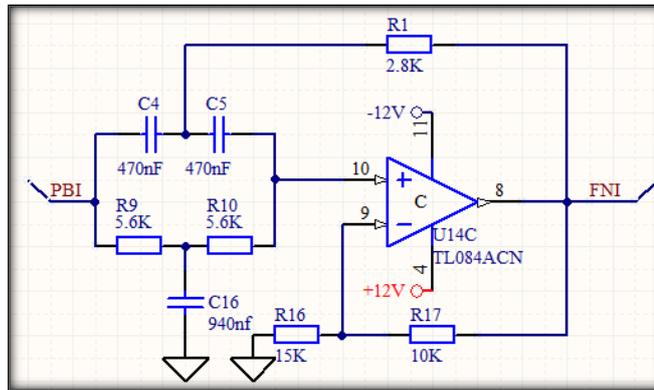


FIGURA 2. 26: Filtro Activo Pasa Alto.

2.3.5.9 Simulación Filtro Activo Elimina Banda

El esquema de la simulación se puede observar en la (Figura 2.27).

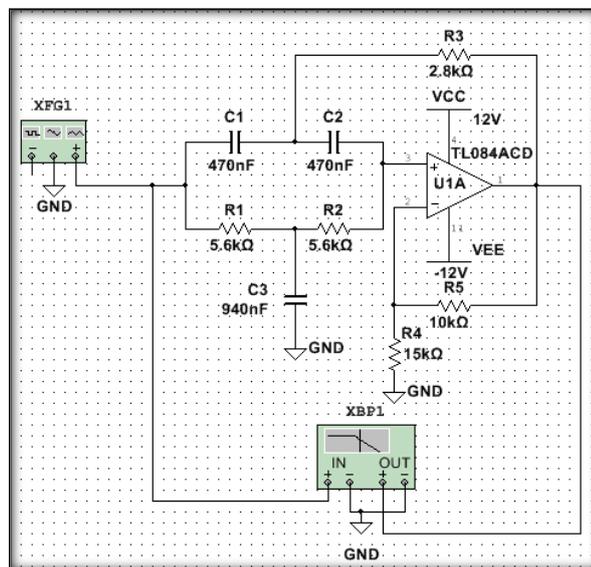


FIGURA 2. 27: Esquema Simulación Filtro Activo Elimina Banda.

La respuesta del filtro activo elimina banda se puede observar en la (Figura 2.28).

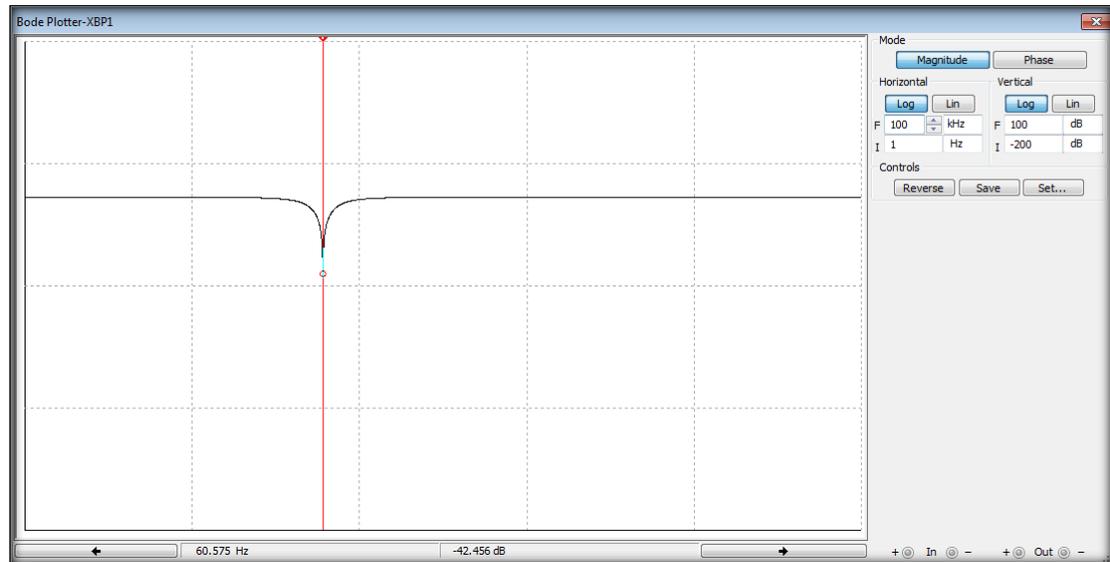


FIGURA 2. 28: Respuesta Filtro Activo Elimina Banda.

2.3.5.10 Cálculo Filtro Activo Elimina Banda

Para la obtención de los valores de resistencia y condensadores para el filtro elimina banda se partieron de la (ecuación 2.14) y la (ecuación 2.15) (ecuación 2.16).

$$F_c = \frac{1}{2\pi * R * C} \quad (2.14)$$

$$G = 1 + \frac{R_2}{R_1} \quad (2.15)$$

$$Q = \frac{1}{2(2-G)} \quad (2.16)$$

$$F_c = 60 \text{ Hz}$$

$$C = 470 \text{ nF}$$

$$R = \frac{1}{2\pi * 60 * 470 * 10^{-9}}$$

$$R = 5.6 \text{ k}$$

$$G = 1 + \frac{10 * 10^3}{15 * 10^3}$$

$$G = 1.66$$

$$Q = \frac{1}{2(2 - 1.66)}$$

$$Q = 1.47$$

$$\frac{R}{2} = \frac{5.6 * 10^3}{2}$$

$$\frac{R}{2} = 2.8 K$$

$$2C = 2(470 * 10^{-9})$$

$$2C = 940 nF$$

2.3.6 Amplificador de Ganancia

Para la etapa de amplificación de final se realizó un amplificador inversor con ganancia (Figura 2.29), se lo conoce como inversor debido a que la señal de salida es inversa a la de entrada y su ganancia es mayor a cero por la relación de las resistencias R12 y R14 en este caso (ecuación 2.17) (Boylestad, 2003).

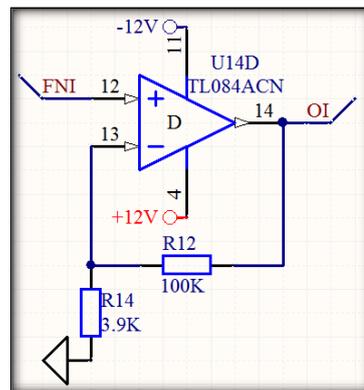


FIGURA 2. 29: Amplificador de Ganancia Final.

$$G = 1 + \frac{R12}{R14} \quad (2.17)$$

$$G = 1 + \frac{100 * 10^3}{3.9 * 10^3}$$

$$G = 26.64$$

2.4 Diseño Placa de Acoplamiento de Señales

Al revisar las señales adquiridas se pudo observar que la señal tiene variaciones entre voltajes positivos y negativos y para la conexión de cualquier tipo de microprocesador se debe hacer que la señal sea solamente positiva para esto se construyó una etapa de

acoplamiento (Figura 2.30) para poder obtener un *offset*⁸ y un acople de señales por condensador, dicho acople no debe interferir con las frecuencias altas.

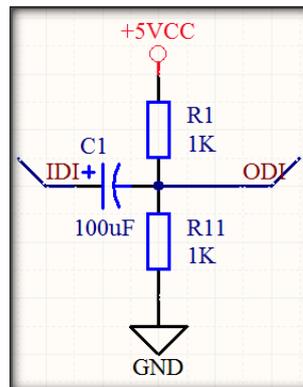


FIGURA 2. 30: Acoplamiento de Señales.

Los cálculos para la parte de introducción de *offset* en la tarjeta de acoplamiento de señales parten de la (ecuación 2.18) y la parte de acoplamiento por condensador filtro CR⁹ parte de la (ecuación 2.19).

$$V_{out} = V_{in} * \frac{R_{11}}{R_1 + R_{11}} \quad (2.18)$$

$$R_1 = R_{11} = 33K$$

$$V_{out} = 5 * \frac{33 * 10^3}{33 * 10^3 + 33 * 10^3}$$

$$V_{out} = 2.5v$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi * R * C} \quad (2.19)$$

$$F_c = \frac{1}{2\pi * 33 * 10^3 * 100 * 10^{-6}}$$

$$F_c = 0.48mHz$$

⁸ (offset) Desplazamiento Vertical por Introducción de una Componente Continua.

⁹ (Filtro CR) Filtro Condensador Resistencia Pasa Alto.

2.4.1 Simulación Filtro CR en la Placa de Acople de Señales

El esquema de la simulación se puede observar en la (Figura 2.31).

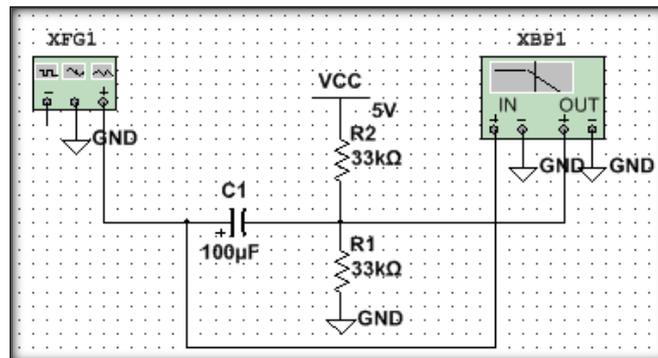


FIGURA 2. 31: Esquema Simulación Filtro CR.

La respuesta del filtro CR se puede observar en la (Figura 2.32).

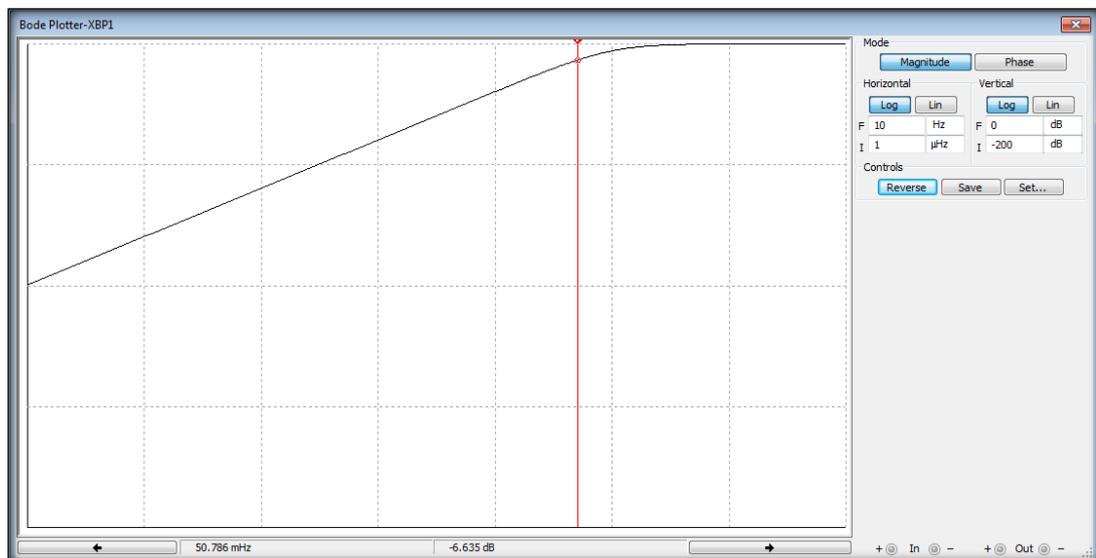


FIGURA 2. 32: Respuesta Filtro Activo Elimina Banda.

En la placa de acoplamiento de señales también consta el circuito de detección de QRS.

2.4.2 Esquema Detección Complejo QRS

Como ya se mencionó anteriormente el complejo QRS mide el tiempo total de despolarización ventricular. (My EKG, 2013)

La primera parte del circuito de detector del complejo QRS esta formado por un filtro pasabanda que actua desde los 12 Hz hasta los 25 Hz el cual esta formado por un filtro pasa alto (Figura 2.33), un filtro pasa bajo (Figura 2.34) y un *buffer* (Figura 2.35).

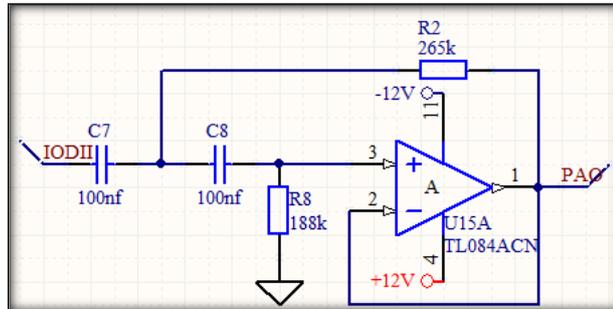


FIGURA 2. 33: Filtro Pasa Alto del Detector del Complejo QRS.

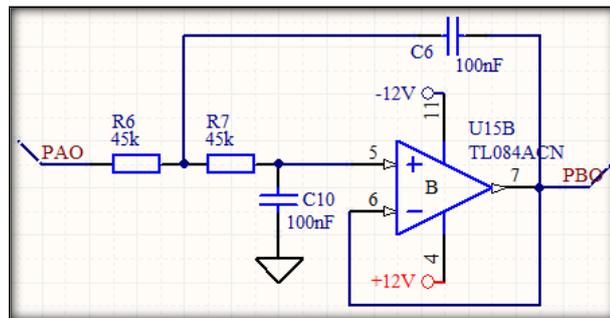


FIGURA 2. 34: Filtro Pasa Bajo del Detector del Complejo QRS.

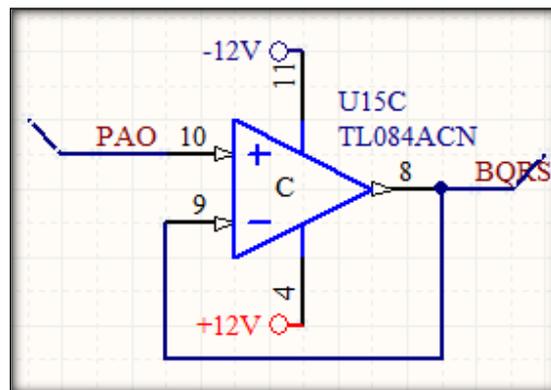


FIGURA 2. 35: Buffer del Detector del Complejo QRS.

2.4.2.1 Cálculo Filtro Activo Pasa Alto para el Detector del Complejo QRS

Con ayuda de la (tabla 2.1), de la (ecuación 2.9) y (ecuación 2.10) se obtuvieron estos valores:

$$F = 12 \text{ Hz}$$

$$C1 = C2 = 100 \text{ nF}$$

$$R1 = \frac{1}{\pi * 12 * 10 * 10^{-9} * 1.4142}$$

$$R1 = 188 \text{ K}$$

$$R2 = \frac{1.4142}{4\pi * 12 * 100 * 10^{-9} * 1.0000}$$

$$R2 = 265 \text{ K}$$

2.4.2.2 Simulación Filtro Activo Pasa Alto para el Detector de Complejo QRS

El esquema de la simulación se puede observar en la (Figura 2.36).

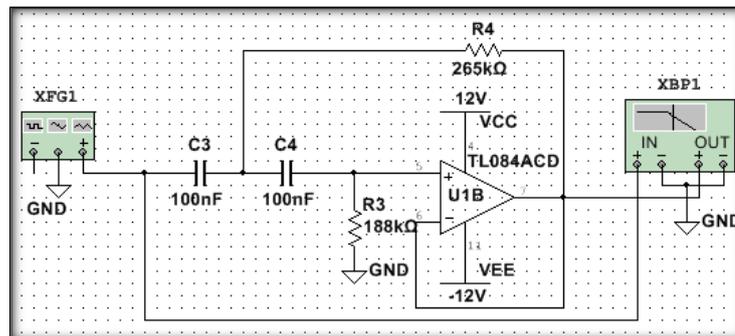


FIGURA 2. 36: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Alto.

La respuesta del filtro activo pasa alto se puede observar en la (Figura 2.37).

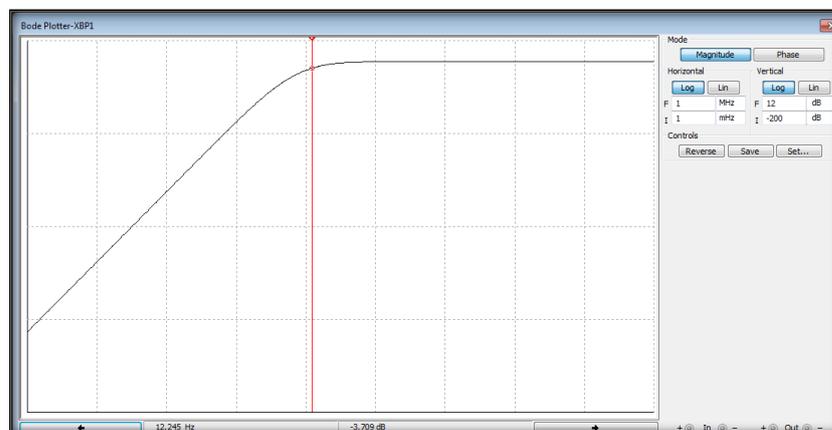


FIGURA 2. 37: Respuesta Filtro Activo Pasa Alto.

2.4.2.3 Cálculo Filtro Activo Pasa Bajo para el Detector del Complejo QRS

Con ayuda de la (tabla 2.1), de la (ecuación 2.11), (ecuación 2.12) y (ecuación 2.13) se obtuvieron estos valores:

$$F_c = 25 \text{ Hz}$$

$$C_1 = 100 \text{ nF}$$

$$C_2 = 100 * 10^{-9} * \frac{4 * 1.0000}{1.4142^2}$$

$$C_2 = 200 \text{ nF}$$

$$R_1 = \frac{1.4142 * 200 * 10^{-9} + \sqrt{1.4142^2 * (200 * 10^{-9})^2 - 4(1.0000 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9})}}{4\pi * 25 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9}}$$

$$R_1 = 45 \text{ K}$$

$$R_2 = \frac{1.4142 * 200 * 10^{-9} - \sqrt{1.4142^2 * (200 * 10^{-9})^2 - 4(1.0000 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9})}}{4\pi * 25 * 100 * 10^{-9} * 200 * 10^{-9}}$$

$$R_2 = 45 \text{ K}$$

2.4.2.4 Simulación Filtro Activo Pasa Bajo para el Detector de Complejo QRS

El esquema de la simulación se puede observar en la (Figura 2.38).

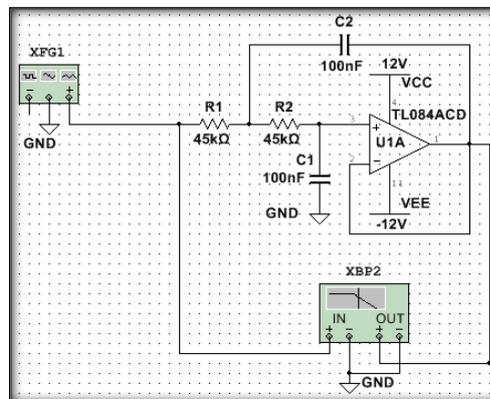


FIGURA 2. 38: Esquema Simulación Filtro Activo Pasa Bajo.

La respuesta del filtro activo pasa bajo se puede observar en la (Figura 2.39).

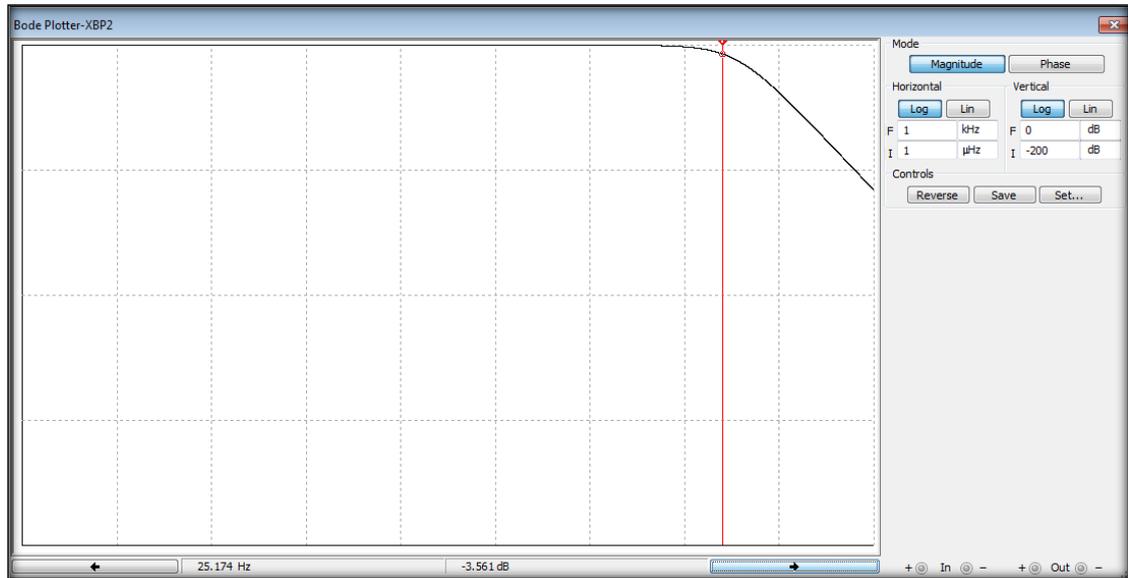


FIGURA 2. 39: Respuesta Filtro Activo Pasa Bajo.

En la (Figura 2.40) se puede observar el comportamiento de la unión del filtro pasa alto y pasa bajo que dan origen al filtro pasa banda para el detector del complejo QRS.

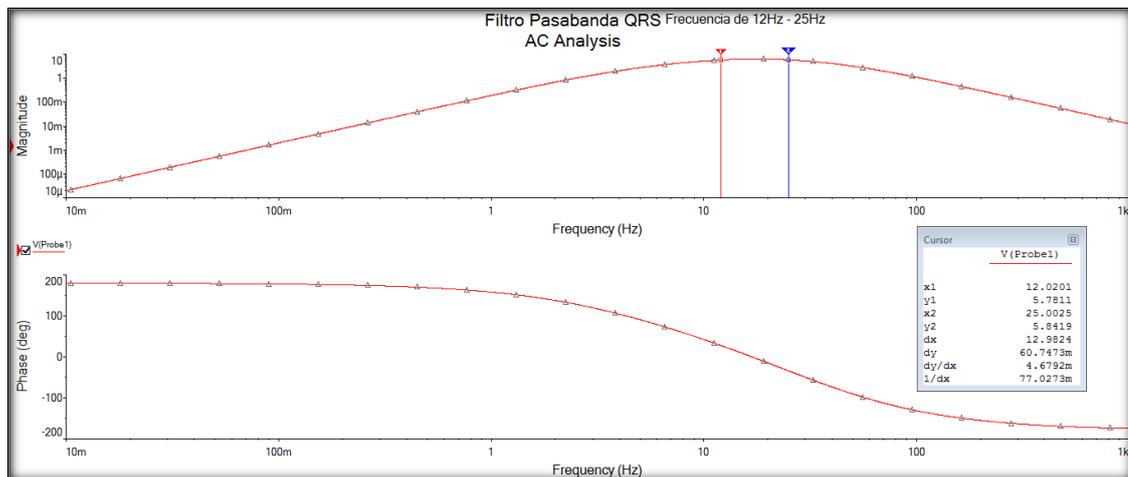


FIGURA 2. 40: Respuesta Filtro Activo Pasa Banda del Detector del Complejo QRS.

La siguiente etapa es una etapa de rectificación ya que es necesario que la señal este sobre los 0V para esto se utiliza un rectificador de onda completa (Figura 2.41).

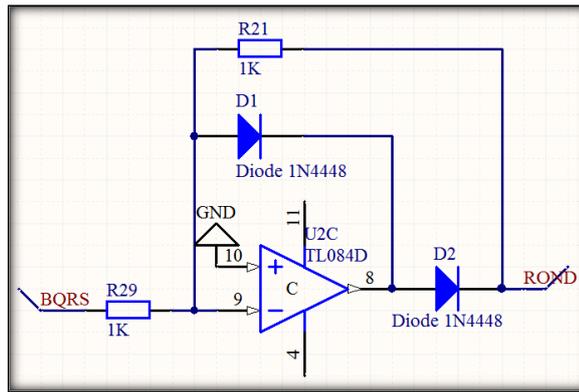


FIGURA 2. 41: Rectificador de Onda Completa.

La siguiente etapa es una etapa de comparación por histéresis el cual cambiara cada vez que detecte una onda R para esto se utiliza el LM311 el cual es un comparador de alto rendimiento (Figura 2.42).

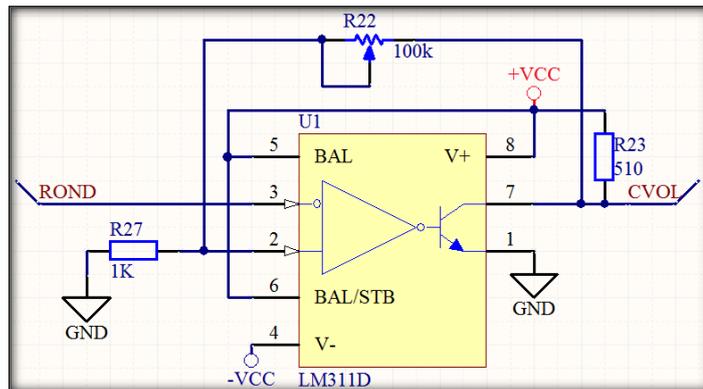


FIGURA 2. 42: Comparador de Onda P.

Como la señal obtenida hasta este momento es una señal con un voltaje igual a 12V se realiza un partidor de tensión para poder ingresar a la etapa final del detector de QRS con un voltaje de 5V (Figura 2.43).

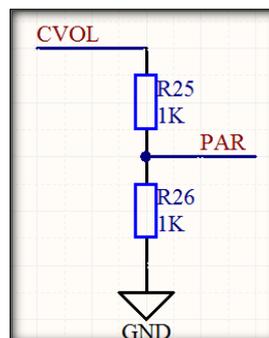


FIGURA 2. 43: Comparador de Onda P.

La etapa final del detector de complejo QRS es un multivibrador monoestable, este actúa cada vez que se genera un disparo en la salida, este disparo es de duración fija, cada vez que hay un disparo en el ingreso (Figura 2.44).

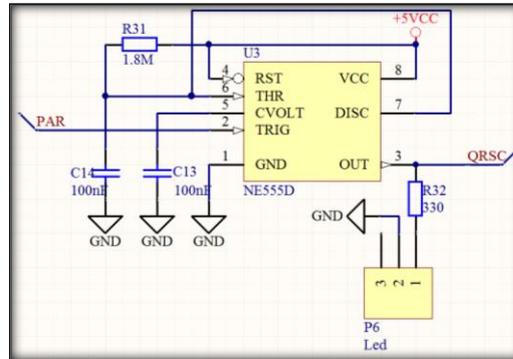


FIGURA 2. 44: Multivibrador Monoestable.

2.4.2.5 Simulación del Detector de Complejo QRS

El esquema de la simulación se puede observar en la (Figura 2.45).

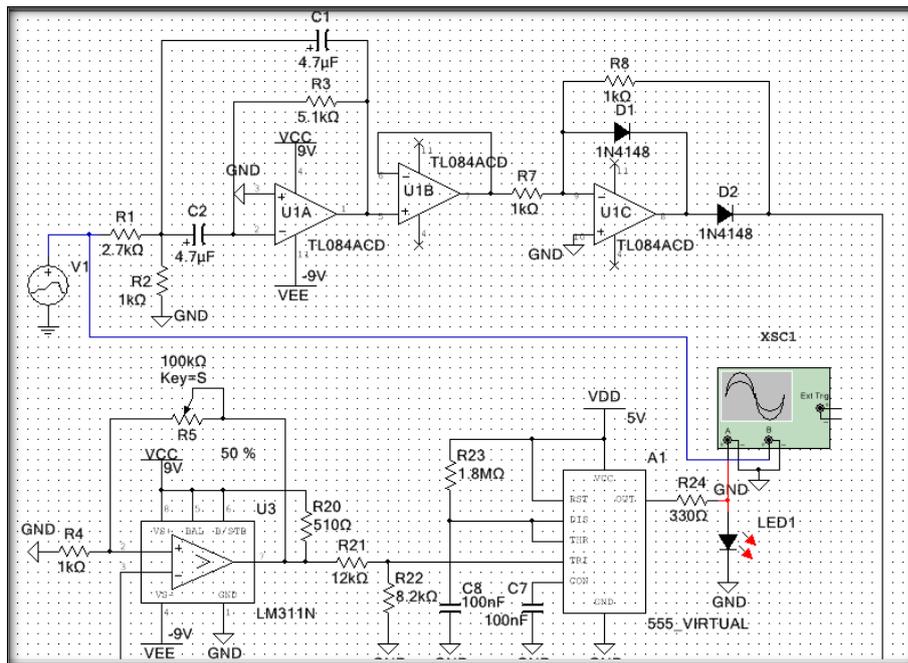


FIGURA 2. 45: Esquema Simulación Detector Complejo QRS.

La respuesta del funcionamiento del complejo detector de QRS se puede observar en la (Figura 2.46).

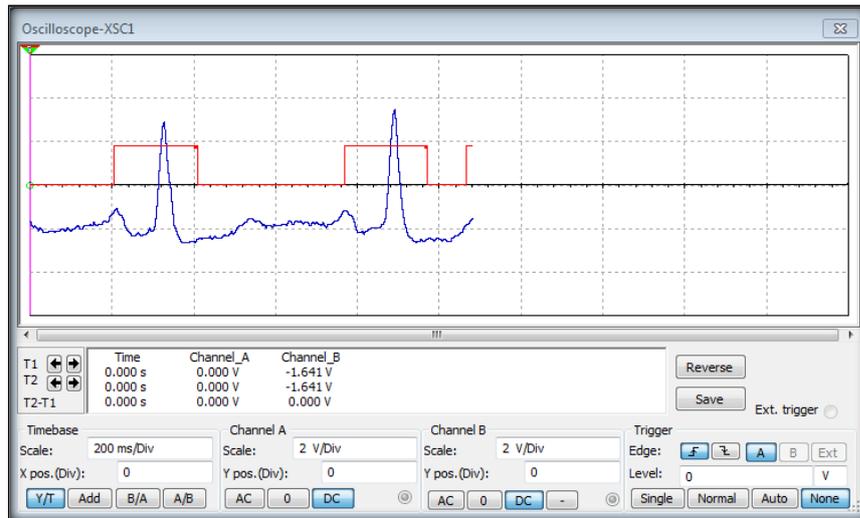


FIGURA 2. 46: Respuesta Detector Complejo QRS.

CAPITULO 3

*SOFTWARE*¹⁰ DEL EQUIPO

3.1 Introducción

Para el uso de equipo se necesita de la ayuda de un software con el cual se visualizarán las señales adquiridas del miocardio en la pantalla de la PC y otras funciones que se explicaran en el desarrollo del presente capítulo, por lo que esta sección está dedicada al diseño del software del equipo de Ergometría.

¿Qué plataforma de programación se utiliza para el diseño del software?, ¿Qué Filtrado digital se utiliza para acondicionar la señal adquirida?, ¿Cómo crear una base de datos de los pacientes y que información se almacenará en ella? ; Son algunas preguntas que se responderán a lo largo de este capítulo.

3.2 Diseño de la interfaz de usuario en la PC

Para el desarrollo de la interfaz de usuario se ha optado por utilizar LabVIEW¹¹, el cual es una plataforma de programación gráfica, utilizada para elaborar o crear aplicaciones de ingeniería y ciencia en una amplia variedad de industrias. (National Instruments, 2015)

3.2.1 Introducción al software de programación de la interfaz de usuario

Como ya se mencionó anteriormente LabVIEW es un entorno de programación para diseñar y crear aplicaciones para la ingeniería, es un *software* de programación que nos brinda muchas facilidades como son:

- Librerías creadas por personal de National Instruments.
- Librerías creadas por personas naturales.
- Entorno de programación gráfico.

¹⁰ (*Software*) Conjunto de programas, instrucciones y reglas informáticas que permiten ejecutar distintas tareas en una computadora.

¹¹ (LabVIEW) Laboratorio de Instrumentación Virtual Ingeniería Workbench.

- Entorno de programación con introducción de código escrito.
- Adquisición de datos con ayuda de cualquier tipo de *Hardware*.
- Transmisión de datos por diversas interfaces de comunicación.
- Extenso IP de análisis y procesamiento de señales. (National Instruments, 2015)

3.2.2 Diseño de la interfaz de usuario

La interfaz de usuario será la encargada de registrar los datos del paciente, visualizar las señales adquiridas, mostrar los parámetros almacenados en la base de datos y permitirá abrir y visualizar señales almacenadas.

En la (Figura 3.1) se puede observar el diagrama de bloques con los pasos que se siguieron para elaborar el software del equipo.

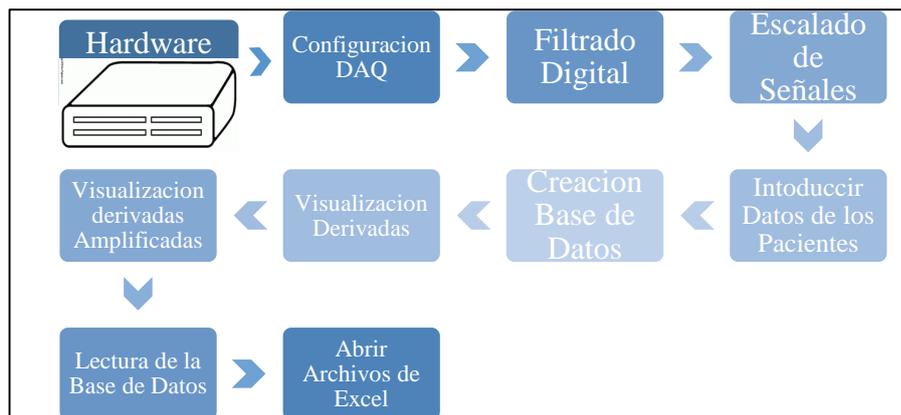


FIGURA 3. 1: Diagrama de Bloques del Software del Equipo

En la interfaz de usuario también estará la parte de procesamiento digital, el cual será el encargado de reducir interferencias, ruidos y otros que puedan mezclarse con las señales adquiridas, para poder obtener una señal pura y pueda ser visualizada por médicos y estudiantes.

La interfaz de usuario está realizada sobre un *TAB CONTROL*¹² el cual nos brinda la posibilidad de crear pestañas de acceso para todas las funciones de la interfaz de usuario (Figura 3.2).

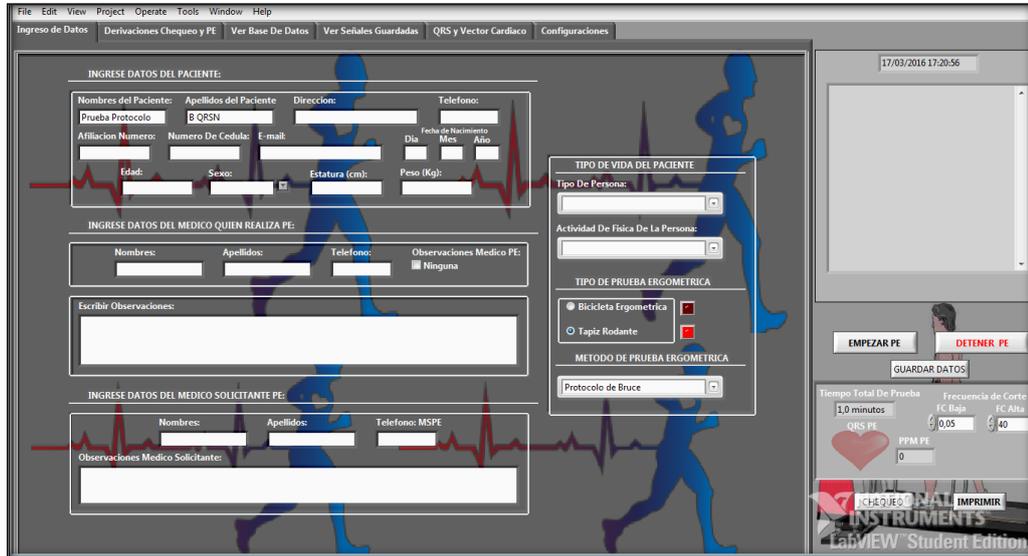


FIGURA 3. 2: Pantalla Principal Software Diseñado.

Para la descripción de las partes de la pantalla principal de la interfaz de usuario se las ha asignado colores (Figura 3. 3) para su fácil identificación ver (tabla 3.1)



FIGURA 3. 3: Zonas de Trabajo de la Pantalla Principal.

¹² (Tab Control) Control de Pestañas.

TABLA 3. 1: Descripción Partes de la Interfaz de Usuario.

	Pestañas de Navegación
	Pantalla de Trabajo
	Ver Datos a Guardar en la Base de Datos
	Botones de Funciones
	Indicador de PE Iniciada y Terminada Correctamente o Terminada por el Paciente

Las pestañas que posee la interfaz de usuario son las siguientes:

- Ingreso De Datos.
- Derivadas.
- Derivaciones Bipolares y Unipolares.
- Derivaciones Precordiales.
- Ver Base De Datos.
- Ver Señales Guardadas.
- QRS y Vector Cardíaco.
- ConFiguraciones.

3.2.2.1 Ingreso de Datos

La pantalla de Ingreso de Datos es la pantalla por defecto, esta pantalla sirve para el ingreso de datos personales del paciente, observaciones del médico quien solicita la prueba ergométrica y las respectivas observaciones del médico que realizó la prueba de esfuerzo (Figura 3.4).

FIGURA 3. 4: Ingreso De Datos del Paciente.

En la parte lateral derecha se puede visualizar una ventana en la cual se puede visualizar que los datos hayan sido registrados correctamente antes de realizar la prueba ergométrica, un botón para aceptar los datos registrados, un botón para empezar la prueba ergométrica y otro botón para finalizar la prueba de ergométrica.

También se encuentran botones con los cuales se podrán cambiar las frecuencias de análisis.

3.2.2.2 Filtrado Digital

Antes de empezar con la etapa del filtrado digital y la obtención de las derivadas electrocardiográficas se procede con la configuración de la tarjeta de adquisición de datos, la cual será la encargada de transmitir las señales adquiridas y procesadas en la placa ergométrica diseñada, en este caso se utilizara la DAQ 6009 para el proceso de adquisición.

Hay dos maneras de configurar la DAQ 6009 la primera es utilizando el DAQ asisten (Figura 3.5) y (Figura 3.6) y la otra es utilizando el DAQmx que es básicamente configurar la DAQ desde cero sin un proceso automatizado (Figura 3.7).

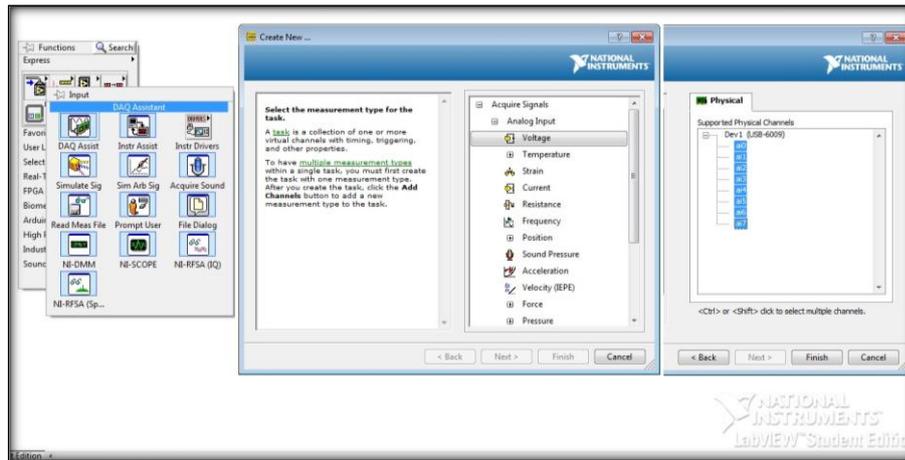


FIGURA 3. 5: ConFiguración DAQ Assistant.

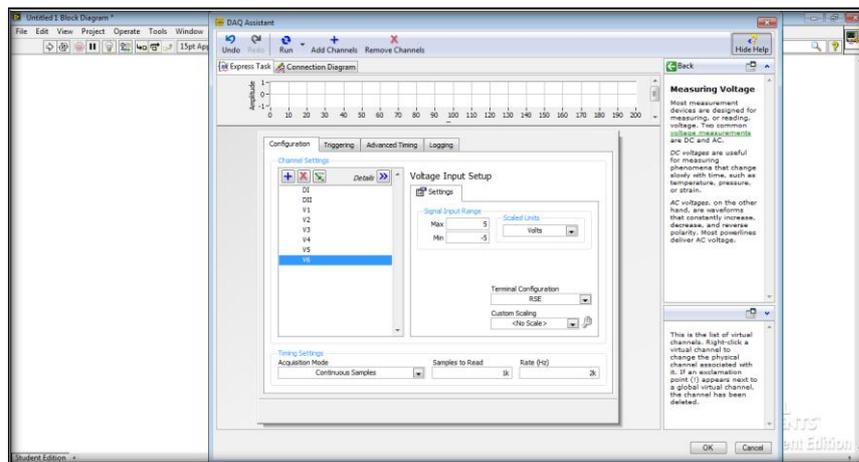


FIGURA 3. 6: ConFiguración DAQ Assistant.

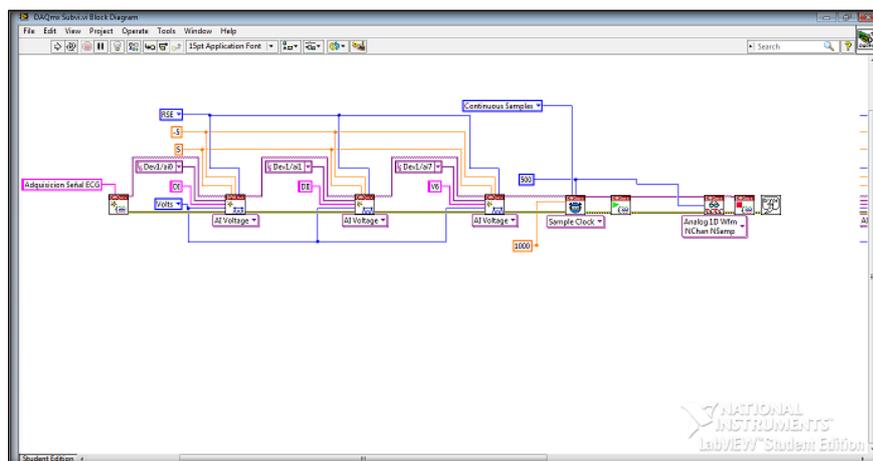


FIGURA 3. 7: ConFiguración DAQmx.

Luego de haber ya conFigurado la tarjeta de adquisición se procede al diseño de los filtros digitales, los filtros digitales van a ser utilizados para la eliminación de las siguientes componentes de frecuencia.

- Las Frecuencias que están entre 0.15 y 0.3 Hz.
- Las Frecuencias de 60 Hz.
- Las Frecuencias de 120 Hz.
- Las Frecuencias que están después de los 100 Hz.

Como se puede observar en la (Figura 3.8) están las señales de las derivadas bipolares las cuales están sin la etapa del filtrado digital y en la (Figura 3.9) se puede observar las mismas derivadas bipolares después de haberse sido sometidas al procesamiento del filtrado digital.

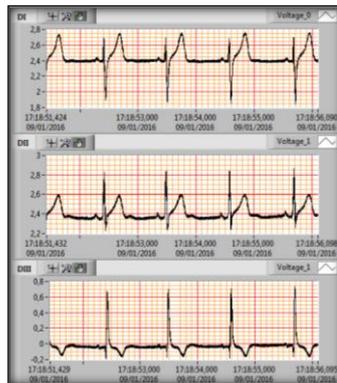


FIGURA 3. 8: Señales de Ingreso Sin Filtrado Digital.



FIGURA 3. 9: Señales de Ingreso Con Filtrado Digital.

3.2.2.3 Derivadas

Después de haber pasado por la etapa de filtrado se procede a realizar las operaciones matemáticas mencionadas en el capítulo 1 para poder obtener DIII, aVR, aVL, aVF las cuales son derivadas virtuales (Figura 3.10).

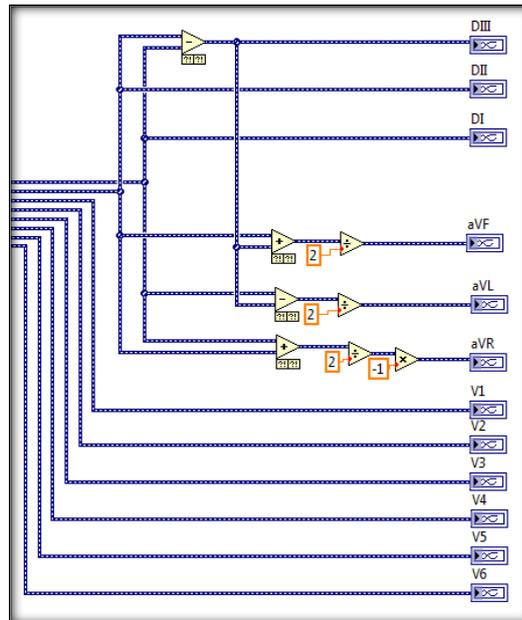


FIGURA 3. 10: Obtención de las Derivadas Virtuales.

Después de haber obtenido todas las derivadas estas serán visualizadas con la ayuda de un *Waveform chart*¹³.

Para la visualización de las derivadas se deberá dirigir hacia la pestaña “Derivaciones Chequeo y PE¹⁴” (Figura 3.11) donde se van a poder apreciar todas las derivadas; al entrar en la función de chequeo, presionando el botón “CHEQUEO”, se van a empezar con la visualización de todas las derivadas, en esta función se tiene la posibilidad de imprimir todas las derivaciones al dirigirse hacia la zona de botones de funciones y presionar el botón imprimir, si se quiere realizar la prueba de esfuerzo en la misma pestaña se presiona el botón “Empezar PE” al iniciar la prueba de esfuerzo se empezara con el proceso de grabado automático de las señales y otros datos en un documento de

¹³ (*Waveform Chart*) Diagrama de Forma de Onda.

¹⁴ (*PE*) Prueba de Esfuerzo

Excel (Figuras 3.12), la prueba de esfuerzo terminara según el protocolo de prueba que haya sido seleccionado o por molestia en el paciente al presionar el botón detener prueba de esfuerzo.

Durante toda la prueba de esfuerzo se podrá ir observando las PPM¹⁵, hay que tener en cuenta que no puede estar presionado el botón chequeo y empezar prueba de esfuerzo a la vez ya que son dos tipos de exámenes diferentes.



FIGURA 3. 11: Pantalla Visualización Derivaciones Chequeo.



FIGURA 3. 12: Pantalla Visualización Derivaciones Prueba de Esfuerzo.

¹⁵ (PPM) Palpitaciones Por Minuto.

3.2.2.4 Crear y Ver Base de Datos

Para proceder a crear la base de datos se debe ingresar los parámetros en la pestaña de ingreso de datos y estos parámetros vana a ser los más representativos del paciente como son:

- La hora y fecha en la que se realizó la prueba ergométrica.
- Los Nombres y Apellidos del paciente.
- Sexo.
- Fecha de Nacimiento.
- Edad.
- Peso.
- Estatura.
- Tipo de Persona.
- Tipo de Actividad Física
- Tipo de equipo en el que se realizó la prueba.
- Protocolo utilizado para la prueba.
- Observaciones del médico que solicita la prueba de esfuerzo.
- Observaciones del médico que realiza la prueba de esfuerzo.

La base de datos es diseñada en Access 2013 y para conectar LabVIEW con la base de datos es necesario tener el *toolkit*¹⁶ de *Database Connectivity* (Figura 3.13).



FIGURA 3. 13: Descripción Ubicación Toolkit para la Base de Datos.

¹⁶ (toolkit) Juego de Herramientas o Conjunto de Herramientas

Con este *toolkit* se tendrá acceso a la escritura, modificación y lectura de parámetros en la base de datos de los pacientes (Figura 3.14), para poder leer los datos almacenados en la base de datos se debe ir a la pestaña ver base de datos; en esta pestaña se podrá visualizar todos los datos guardados en la base de datos, para poder visualizar los datos guardados se seleccionará que se desea observar de la base de datos y luego el botón leer (Figura 3.15).

Las funciones que se tiene en observar base de datos son:

- Datos.
- Observaciones.

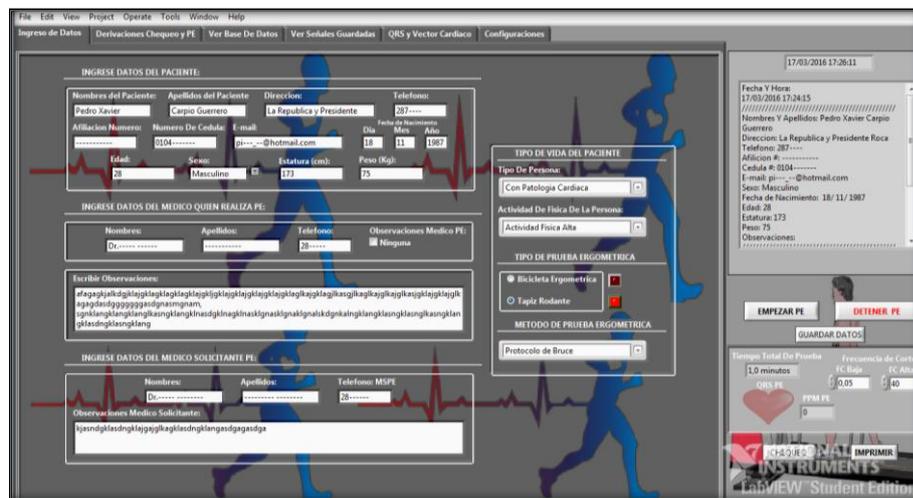


FIGURA 3. 14: Ingreso de Datos del Paciente para la Creación de la Base de Datos.

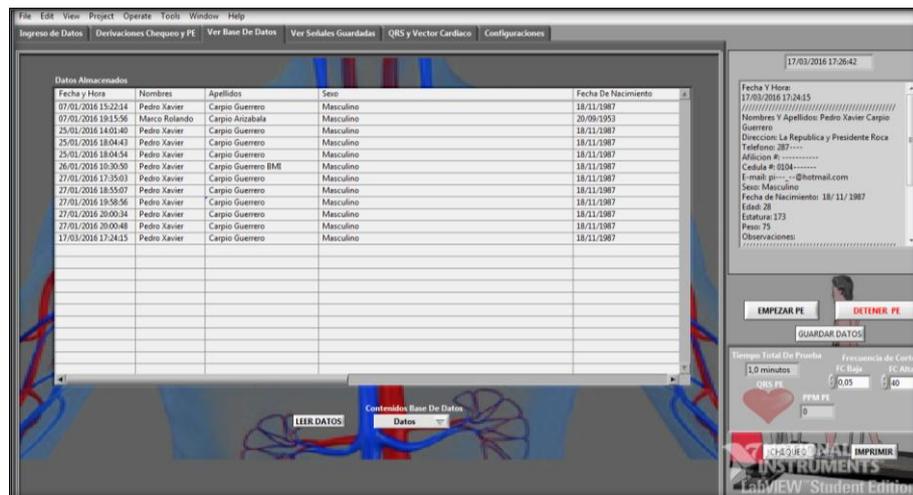


FIGURA 3. 15: Lectura de Datos del Paciente en la Base de Datos.

Aparte de la creación de la base de datos se tiene la creación de un archivo de Excel donde constaran los datos del paciente y datos de los doctores incluyendo sus observaciones (Figura 3.16), los puntos de X, Y para poder realizar graficas o dar utilidades en otros programas, proyectos o estudios (Figura 3.17) y las gráficas respectivas tanto en LabVIEW como en Excel (Figura 3.18).

REPORTE DE PRUEBA DE ESFUERZO

Quien Realiza La PE: Dr. dddddd dddddd ffffffff

Tipo De Prueba: Tapiz Rodante

Protocolo: Bruce Modificado

Duracion:

Observaciones: Ninguna

Quien Solicita La PE: Dr.aaaaa bbbbbbb

Observaciones: Ninguna

DATOS DEL PACIENTE

Fecha y Hora: 15:43

Nombres y Apellidos: Pedro Xavier Carpio Guerrero

Sexo: Masculino

Edad: 28

Peso: 77

Estatura: 173

Tipo de Persona: Asintomatica

Tipo de Actividad Fisica: Actividad Fisca Alta

Observaciones: Ninguna

FIGURA 3. 16: Datos del Paciente y Doctores en el Archivo de Excel.

Fecha	Hora	Item	Tiempo	Amplitud
01/11/2016	18:01	1	0	0
01/11/2016	18:01	2	0.001	0.187
01/11/2016	18:01	3	0.002	0.368
01/11/2016	18:01	4	0.003	0.536
01/11/2016	18:01	5	0.004	0.685
01/11/2016	18:01	6	0.005	0.809
01/11/2016	18:01	7	0.006	0.905
01/11/2016	18:01	8	0.007	0.969
01/11/2016	18:01	9	0.008	0.998
01/11/2016	18:01	10	0.009	0.992
01/11/2016	18:01	11	0.01	0.951
01/11/2016	18:01	12	0.011	0.876
01/11/2016	18:01	13	0.012	0.771
01/11/2016	18:01	14	0.013	0.637
01/11/2016	18:01	15	0.014	0.482
01/11/2016	18:01	16	0.015	0.309
01/11/2016	18:01	17	0.016	0.125
01/11/2016	18:01	18	0.017	-0.063
01/11/2016	18:01	19	0.018	-0.249
01/11/2016	18:01	20	0.019	-0.426
01/11/2016	18:01	21	0.02	-0.588
01/11/2016	18:01	22	0.021	-0.729
01/11/2016	18:01	23	0.022	-0.844
01/11/2016	18:01	24	0.023	-0.93
01/11/2016	18:01	25	0.024	-0.982
01/11/2016	18:01	26	0.025	-1
01/11/2016	18:01	27	0.026	-0.982

FIGURA 3. 17: Valores de X, Y en el Archivo de Excel.

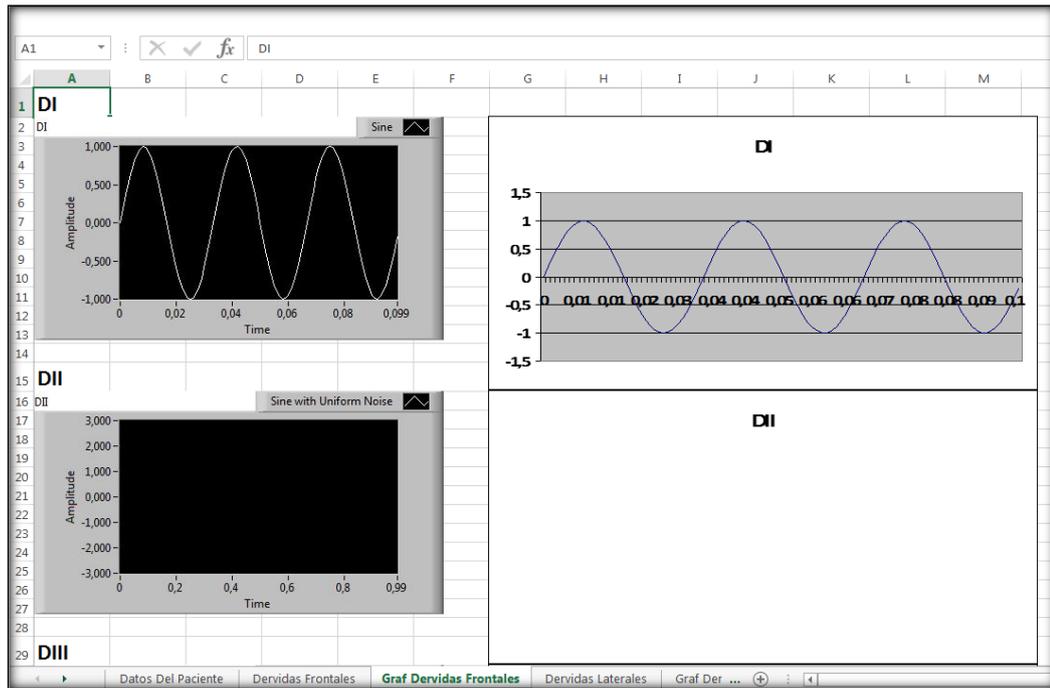


FIGURA 3. 18: Imágenes Almacenadas y Creadas en el Archivo de Excel.

Para organizar y evitar mezclas en los archivos de Excel que son generados por el programa al realizar la prueba ergométrica a los pacientes, los test creados se almacenan en carpetas con nombres y apellidos del paciente, incluyendo la fecha en la que se realiza la prueba (Figura 3.19).

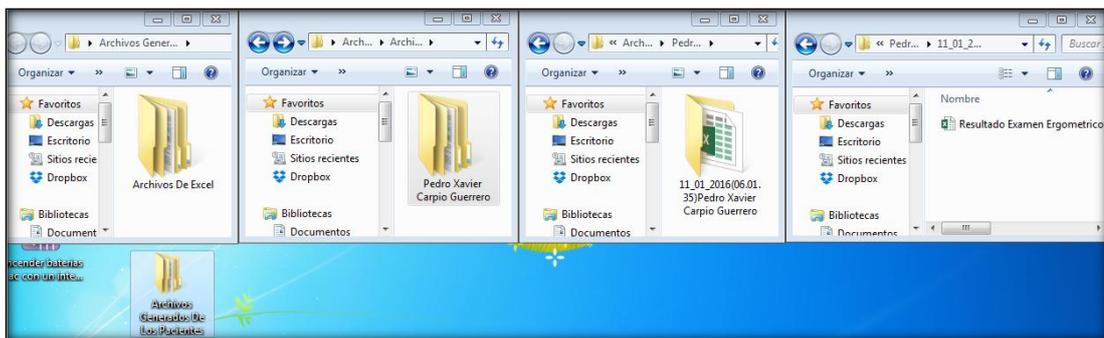


FIGURA 3. 19: Creación de Carpetas de Almacenamiento PE.

3.2.2.5 Ver Señales Guardadas

La función de ver señales guardadas es utilizada para poder obtener las señales almacenadas en el documento de Excel sin la necesidad de abrir dicho programa, para utilizar esta función se debe ir a la pestaña ver señales guardadas.

En esta ventana se debe seleccionar la derivada a visualizar luego el botón abrir y se podrá obtener la señal almacenada en Excel (Figura 3.20).

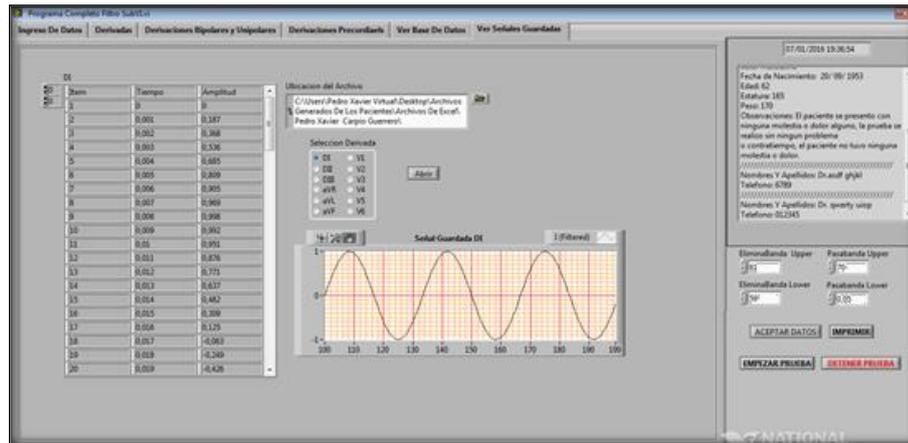


FIGURA 3. 20: Visualización Señales Almacenadas.

3.2.2.6 QRS

En la pestaña QRS se pueden revisar las PPM y visualizar en un chart la forma que tiene la señal para poder detectar las PPM a su vez se puede observar el intervalo R-R, cada vez que se produce un latido del corazón se puede observar en el indicador en forma de corazón y con un indicador sonoro, en esta pestaña también se pueden realizar algunos cálculos Antropométricos (Figura 3.21).

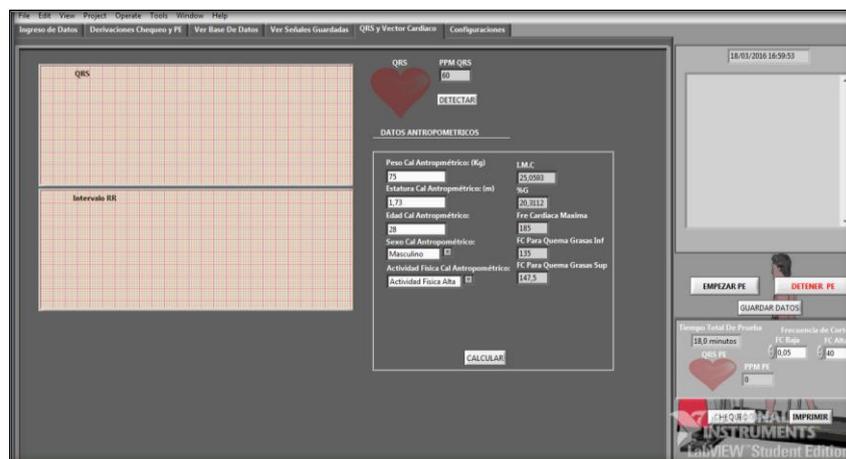


FIGURA 3. 21: Pestaña QRS y Datos Antropométricos.

La antropometría es la ciencia de la medición de las dimensiones y algunas características físicas del cuerpo humano. Esta ciencia permite medir longitudes, anchos, grosores, circunferencias, volúmenes, centros de gravedad y masas de diversas partes del cuerpo, las cuales tienen diversas aplicaciones. (Ergonomía. Sanchez Rivera Anayelit, 2016)

En este caso se utilizó los datos antropométricos para calcular el índice de masa corporal, porcentaje de grasa, frecuencia cardiaca y la frecuencia cardiaca inf y frecuencia cardiaca sup la cual es utilizada para ver entre que valores se debe mantener la frecuencia cardiaca para poder quemar calorías.

3.2.2.7 Configuraciones

La pestaña de configuraciones es la parte donde solo personal de mantenimiento tiene la posibilidad de acceso ya que en esta parte se encuentran ubicaciones de creación de archivos de bases de datos, etapas utilizadas para la calibración del equipo.

Para poder ingresar a esta pestaña se debe ingresar un código para que se aparezcan todos los datos de calibración como se puede ver en la (Figura 3.22).



FIGURA 3. 22: Pantalla De Configuración del equipo.

También se encuentra el botón acerca de donde da un pequeño resumen de lo que hace el equipo y datos para ubicar a los desarrolladores del equipo como se puede ver en la (Figura 3.22).

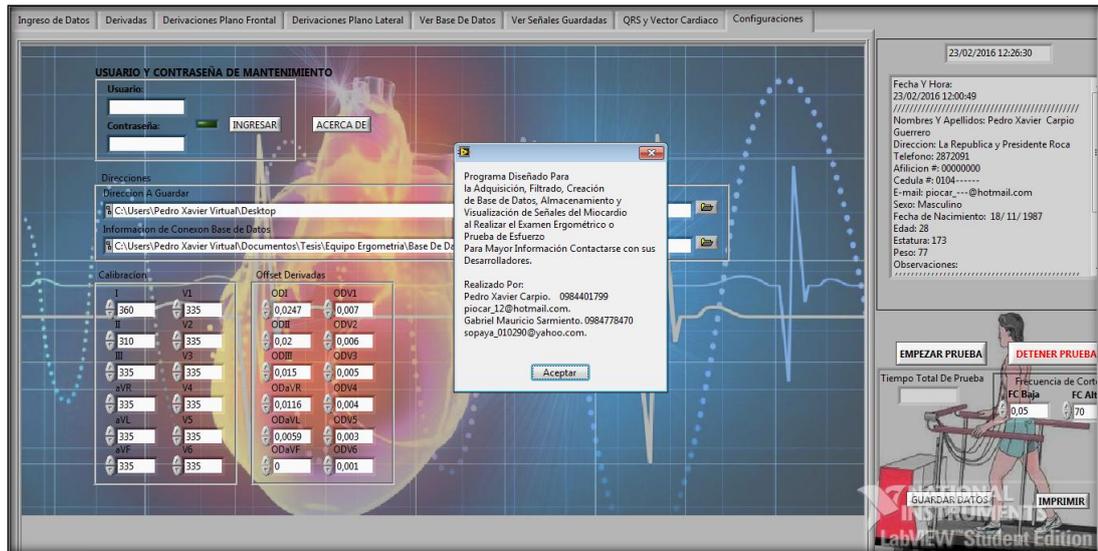


FIGURA 3. 23: Pantalla De Configuración Cuadro De Dialogo Botón Acerca De.

CAPITULO 4

PRUEBAS DE FUNCIONAMIENTO

4.1 Introducción

Para culminar este trabajo de investigación se debe verificar si se alcanzó los objetivos planteados, por lo cual este prototipo de “Diseño y construcción de un equipo de ergometría para la adquisición de señales del miocardio en tiempo real” se debe someter a pruebas de funcionamiento, y al ser un equipo médico el cual debe cumplir normas y estándares para su funcionamiento, en este capítulo se realizaran las calibraciones y verificaciones para que este prototipo este dentro de los estándares de uso.

4.2 Metrología

Metrología es uno de los pilares fundamentales de la infraestructura de la calidad de un país, ya que dinamiza el comercio nacional e internacional a través de mediciones confiables y trazables a patrones nacionales e internacionales, permitiendo el desarrollo de la industria ecuatoriana, apoyando a que las transacciones comerciales sean justas y protegiendo al consumidor, la salud y al medio ambiente. (INEN, 2016) En términos técnicos se la define como la ciencia de las mediciones correctas y sus aplicaciones, la cual es aplicada en la mayoría de las actividades del ser humano: por ejemplo, desde que nos levantamos en la mañana y vemos la hora estamos midiendo el tiempo, por lo tanto estamos aplicando metrología. (INEN, 2016)

4.2.1 Metrología en equipos médicos

La metrología en equipos médicos es conocida como metrología biomédica y esta es la encargada de; que todos los equipos que son utilizados para monitoreo, para laboratorios, para diagnóstico, para rehabilitación, para intervención y para soporte vital operen dentro de estándares de calidad establecidos por los fabricantes de dichos equipos, los cuales deben cumplir con rangos permitidos para las magnitudes biomédicas operando con normas de calidad tanto nacionales como internacionales.

La metrología biomédica es utilizada para:

- Disminuir los errores en diagnósticos médicos.
- Brindar seguridad y confianza en el uso del equipo.

- Prolongar la vida útil del equipo.
- Cumplir las normativas nacionales e internacionales.
- Reducir riesgos adversos hacia los pacientes.

4.2.2 Parámetros que se calibran en un equipo médico

Los Parámetros que se calibran o se revisan son los siguientes:

- Seguridad Eléctrica (Figura 4.1).
- Todas las variables del equipo (Figura 4.2).



FIGURA 4. 1 Prueba de Seguridad Eléctrica de un Equipo Médico.

FUENTE: <http://www.metrologia.com.co/home/servicios.html>



FIGURA 4. 2 Prueba de Variables del Equipo.

FUENTE: <http://www.ebmmetrologia.com/metrologia-biomedica.php>

TABLA 4. 1: Tabla con parámetros de revisión.

	M1	M2	MAX	NORMA	Uds	PASA
Tensión de Red	117,3	117,4	117,4	110 +/- 10%	V _{ac}	OK
VOLTAJE NEUTRO TIERRA	0,5	0,5	0,5	< 0,5	V _{ac}	OK
VOLTAJE VIVA TIERRA	117,6	117,7	117,7	110 +/- 15%	V _{ac}	OK
Corriente Fuga a Tierra	0,8	0,8	0,8	≤ 500	μA	OK
Condic. 1er falla Neutro Abierto	1,2	1,2	1,2	≤ 500	μA	OK
Corriente Fuga Chasis	0,1	0,1	0,1	≤ 100	μA	OK
Condic. 2a falla Tierra Abierta	0,4	0,4	0,4	≤ 500	μA	OK
Corriente fuga electrodos RA	0	0	0	≤ 10	μA	OK
LL	0,4	0,4	0,4	≤ 10	μA	OK
LA	0	0	0	≤ 10	μA	OK
RL	0	0	0	≤ 10	μA	OK
V1	0,1	0,1	0,1	≤ 10	μA	OK
V2	0,1	0,1	0,1	≤ 10	μA	OK
V3	0	0	0	≤ 10	μA	OK
V4	0	0	0	≤ 10	μA	OK
V5	0	0	0	≤ 10	μA	OK
V6	0	0	0	≤ 10	μA	OK
Condic. 1er Línea alimentación abierta	0,1	0,1	0,1	≤ 50	μA	OK
Condic. 2a falla Tierra Abierta	1,0	1,0	1	≤ 50	μA	OK
Condic. 3a falla Polaridad Inv.	1,0	1,0	1	≤ 51	μA	OK
Corriente auxiliar electrodos (todas)	4,8	6,7	6,7	≤ 10	μA	OK
Resistencia a Tierra	N.C	N.C	0	≤ 0,2	Ω	OK

FUENTE: Universidad Santiago de Cali.

En la (tabla 4.1) se pueden observar todos los parámetros que se revisan en una prueba de calibración y certificación de un equipo médico bajo las normas ANSI 60601.

Para la calibración del equipo se utilizaron los equipos para seguridad eléctrica y simulador de pacientes de marca Rigel y Fluke (Figura 4.3) los cuales son utilizados para dar mantenimiento a equipos médicos en instituciones de atención médica a nivel de la ciudad donde se pudieron obtener los siguientes datos del equipo:



FIGURA 4. 3 Conexión de los instrumentos para las pruebas de calibración y certificación del equipo.

- Pruebas con el simulador de pacientes.

Los datos con los cuales se realizó la calibración y revisión del equipo diseñado se pueden observar en la (Figura 4.4).



FIGURA 4. 4 Equipo Simulador Virtual de Pacientes.

En la (Figura 4.5) se observan las señales generadas por el simulador de pacientes virtual y el equipo diseñado, para poder comprobar que las señales adquiridas con el equipo diseñado y construido, se tomó otro equipo como patrón al cual se le realizó la misma prueba con los mismos parámetros, este equipo es un equipo de casa medica comercial de marca GE MAC1200ST y se pudieron obtener las mismas señales adquiridas por el equipo construido (Figura 4.6).

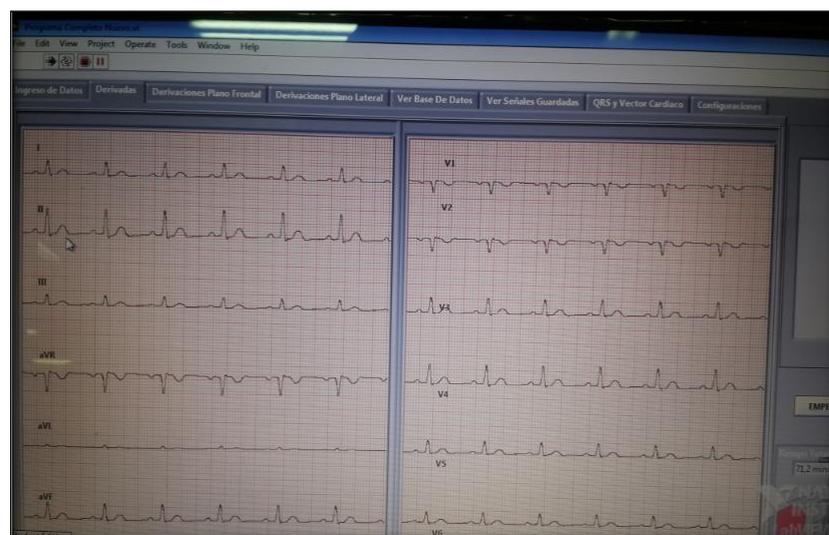


FIGURA 4. 5 Señales Adquiridas por el Equipo Diseñado y Construido.

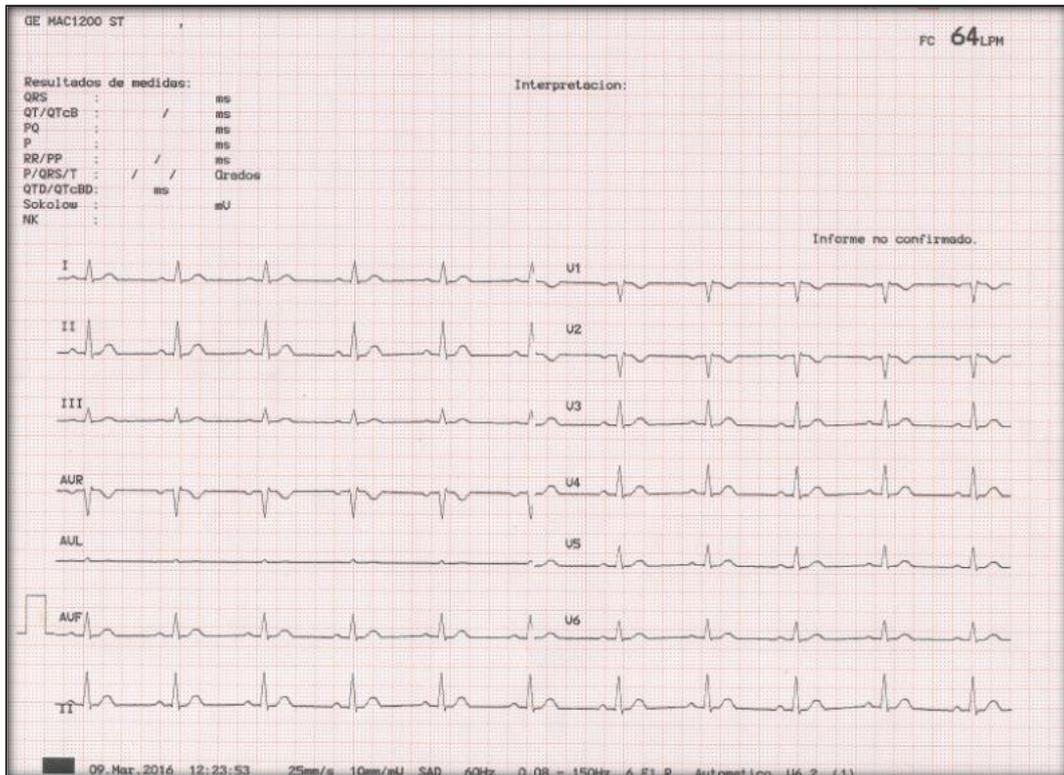


FIGURA 4. 6 Señales Adquiridas por el Equipo GE MAC1200 ST.

- Pruebas de Seguridad Eléctrica.

Los parámetros que fueron revisados en la parte de seguridad eléctrica son los de fuga directa de corriente PA (Figura 4.6), fuga directa de corriente de equipo (Figura 4.7) y de resistencia a tierra (Figura 4.8).



FIGURA 4. 7 Medición de Fuga Directa de Corriente PA.



FIGURA 4. 8 Medición Fuga Directa de Corriente.

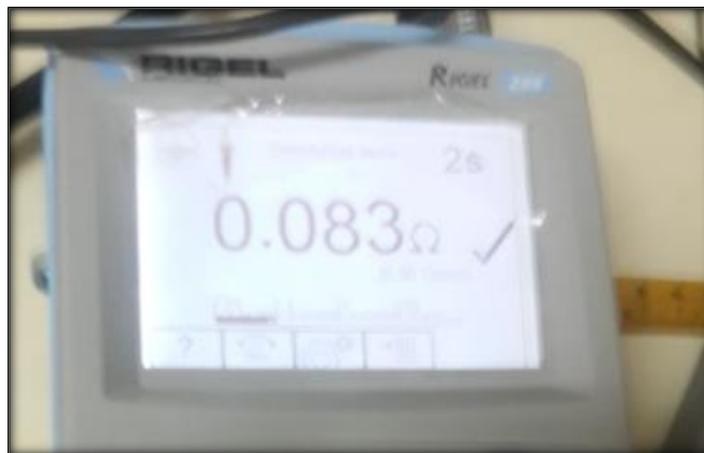


FIGURA 4. 9 Medición de Resistencia a Tierra.

El Anexo 1 es el certificado de calibración el cual ha sido emitido por CORPOIMPEX S.A., empresa que se dedica al mantenimiento preventivo y correctivo de equipos médicos, donde se puede observar con más precisión todos los datos que han sido revisados en el equipo para su correcto funcionamiento y fiabilidad.

En este certificado se puede observar que se ha alcanzado el objetivo de diseñar y construir un equipo de ergometría con almacenamiento de señales del miocardio en tiempo real, que sea de menor costo en la adquisición y con un correcto funcionamiento y fiabilidad confiable.

También se realizó una comparación de mercado con un equipo de casa comercial que posee similares características que el equipo diseñado y construido, el modelo de este equipo es un CARDIOVIT AT-102.

Este equipo esta cotizado en un valor de 6760,48 dólares (Anexo2) este precio es de contado e incluido impuestos; es un equipo de venta en el país de entrega inmediata si está disponible en stock.

En la (tabla 4.2) y (tabla 4.3) se detalla el costo del diseño y construcción del equipo de ergometría:

TABLA 4. 2: Costo Fabricación Equipo Ergometría.

Descripción	Precio
Componentes Electrónicos	80
Placas Electrónicas	110
DAQ 6009	300
Carcasa y otros	120
SUBTOTAL	610

A este precio se le debe incluir el valor del tiempo de diseño y construcción del equipo tanto en la parte de hardware como en la parte de software.

TABLA 4. 3: Ganancia Económica Equipo Ergometría.

SUBTOTAL	610
Tiempo de diseño Hardware	390
Tiempo de diseño software	500
TOTAL	1500

Demostrando que hay una disminución de costos entre los dos equipos.

Se puede reducir el costo del equipo aún más y obtener una mayor ganancia a nivel económico sin afectar la versatilidad y efectividad del equipo reemplazando la DAQ 6009 por un microcontrolador o un DSPic.

En la (Figura 4.10) se puede observar la tarjeta de adquisición de datos con el pic 18f4550 diseñada para la adquisición de señales ECG la cual utiliza el puerto USB para la conexión.

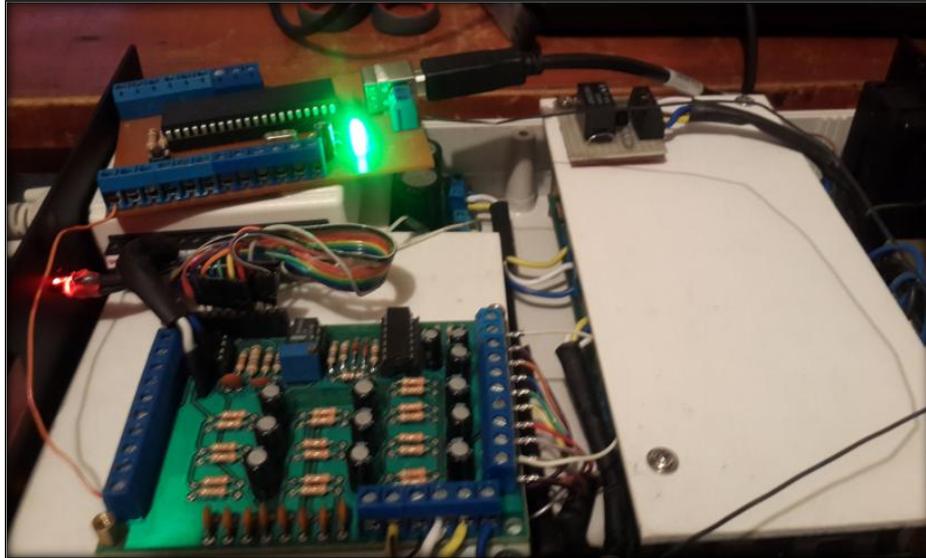


Figura 4. 10 Conexión DAQ Realizada con Microcontrolador 18f4550.

En la (Figura 4.11) se puede apreciar las pruebas que se realizaron en la adquisición de las señales ECG con la DAQ diseñada y se puede observar que la adquisición de los datos no es precisa como con la DAQ 6009.

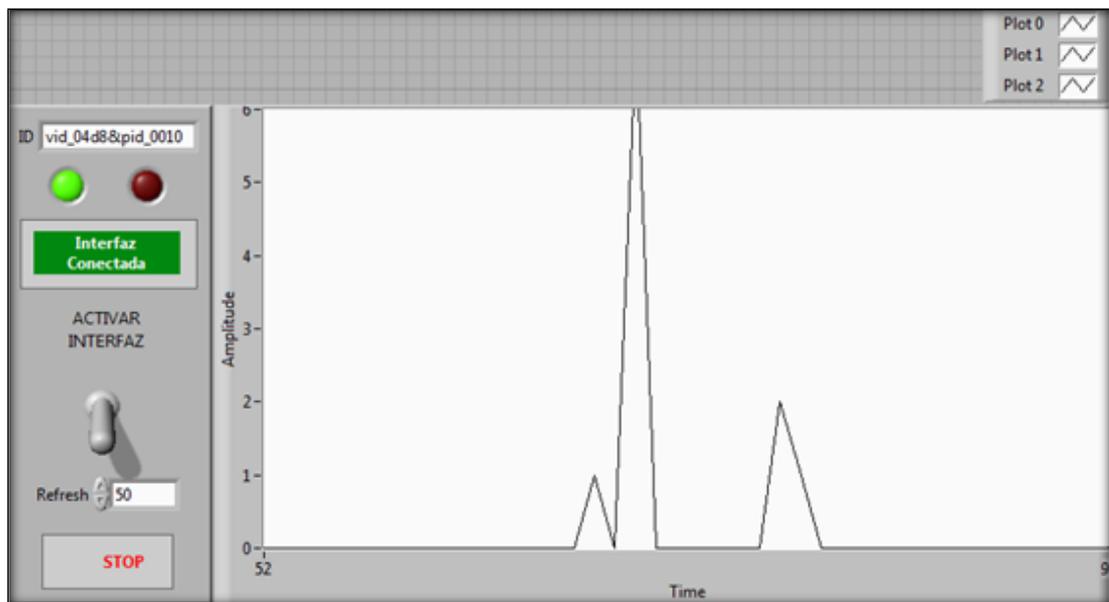


Figura 4. 11 Interfaz Donde se Visualiza la Señal Adquirida con el Microcontrolador.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

- Para culminar con el diseño y construcción de un equipo de ergometría para la adquisición de señales del miocardio en tiempo real se puede concluir que los resultados esperados se cumplieron en su totalidad.
- La prueba de esto es que se alcanzaron todos los objetivos planteados, se logró diseñar y construir un equipo de ergometría para la adquisición de señales del miocardio en tiempo real, se logró entender el funcionamiento del miocardio que no es más que la parte muscular del corazón y la importancia de una prueba de esfuerzo para diagnosticar patologías como por ejemplo la angina de pecho.
- En la parte electrónica de diseño y construcción se comprobó el funcionamiento de los filtros activos: pasa alto, pasa bajo, pasa banda y filtro notch, así como el funcionamiento de la adquisición de señales bioeléctricas, las cuales se adquirieron con lo estudiado e investigado a lo largo de este trabajo.
- El software diseñado cumplió con las expectativas planteadas de procesar, almacenar y visualizar las señales bioeléctricas de los pacientes, además se sometió a pruebas de funcionamiento con equipos de calibración los cuales dieron como resultado una certificación del equipo, también se realizó prueba con médicos especialistas los cuales brindaron su opinión del equipo y lo compararon con equipos que ellos habían utilizado dando una respuesta favorable.
- Se puede decir que el trabajo recién empieza ya que este es el primer prototipo de ergometría diseñado en el país y se puede mejorar en muchos aspectos, en este prototipo se pudo disminuir costos para la comercialización del mismo, pero se puede disminuir aún más (reemplazando la DAQ con un microprocesador) e inclusive hacerlo más pequeño y compacto con componentes de montaje superficial, mejorándolo con materiales de precisión,

como por ejemplo las resistencias que son parte fundamental en el filtrado y con ello alcanzar mayores resultados

- Se recomienda usar el dsPIC ya que con el uso del microcontrolador no se puede obtener una adquisición de los parámetros en tiempo real por motivo de numero muestras y frecuencia de muestreo, ya que se realizaron pruebas diseñando y construyendo una tarjeta de adquisición de datos con un microcontrolador, el PIC utilizado para esto fue el PIC 18f450, y se obtuvo una señal ECG donde no se pueden ver los parámetros en tiempo real y una señal imperfecta por el número de muestras adquiridas ya que el PIC utilizado tiene un conversor analógico digital de 10 bits y la tarjeta de adquisición de datos DAQ 6009 tiene un conversor analógico digital de 14bits.

BIBLIOGRAFIA

- Boylestad, R. (s.f.). Teoría de Circuitos y Dispositivos Electrónicos, 8ª Ed. . Pearson.
- Braunwald, E. (2013). Tratado de Caridologia. España: Elsevier.
- Chang, C., Chi, K., & Lin, Y. (30 de Septiembre de 2007). IEEE.
- Chang, K.-M. (2010). IEEE.
- Cuesta Garcia, L. M., & Gil Padilla, A. J. (1991). Electronica Analogica. Madrid: McGraw-HILL.
- Demp E-Ducativa Catedu. (11 de Diciembre de 2015). Obtenido de http://educativa.catedu.es/44700165/aula/archivos/repositorio//3000/3079/html/44_filtro_por_condensador.html
- EcuRed. (2 de Septiembre de 2011). Obtenido de http://www.ecured.cu/Puente_rectificador
- Electronica Facil. (s.f.). Obtenido de <http://www.electronicafacil.net/circuitos/Cargador-2-baterias-serie.html>
- Ergonomia. Sanchez Rivera Anayelit. (11 de 02 de 2016). Obtenido de <https://sites.google.com/site/ergonomiasanchezriveraanayelit/1-2-definicion-de-antropometria>
- Gym-in. (18 de 03 de 2016). Obtenido de <http://www.gym-in.com/frecuencia-cardiaca-maxima/>
- Higgins, D. L. (26 de Enero de 2005). Anestesiologia Mexicana en Internet.
- INEN. (2 de Marzo de 2016). Obtenido de <http://www.normalizacion.gob.ec/informacion-metrologia/>
- Leidy Laura Alvarez, R. H. (2007). ANÁLISIS DE ESQUEMAS DE FILTRADO ANALOGO PARA SEÑALES ECG. Scientia et Technica, 6.
- Livestrong.com. (18 de 03 de 2016). Obtenido de http://www.livestrong.com/es/formula-calcular-porcentaje-tip_33235/
- Massó, D. R. (2002). Traumatologia y Medicina Deportiva. Madrid: Paraninfo.
- Medicina Para Estudiantes. (1 de Octubre de 2014). Obtenido de <http://julioadanjacb.blogspot.com/2011/04/electrocardiograma-parte-3.html>
- Motor Giga. (08 de 01 de 2016). Obtenido de <http://diccionario.motorgiga.com/diccionario/cargador-de-bateria-definicion-significado/gmx-niv15-con193423.htm>

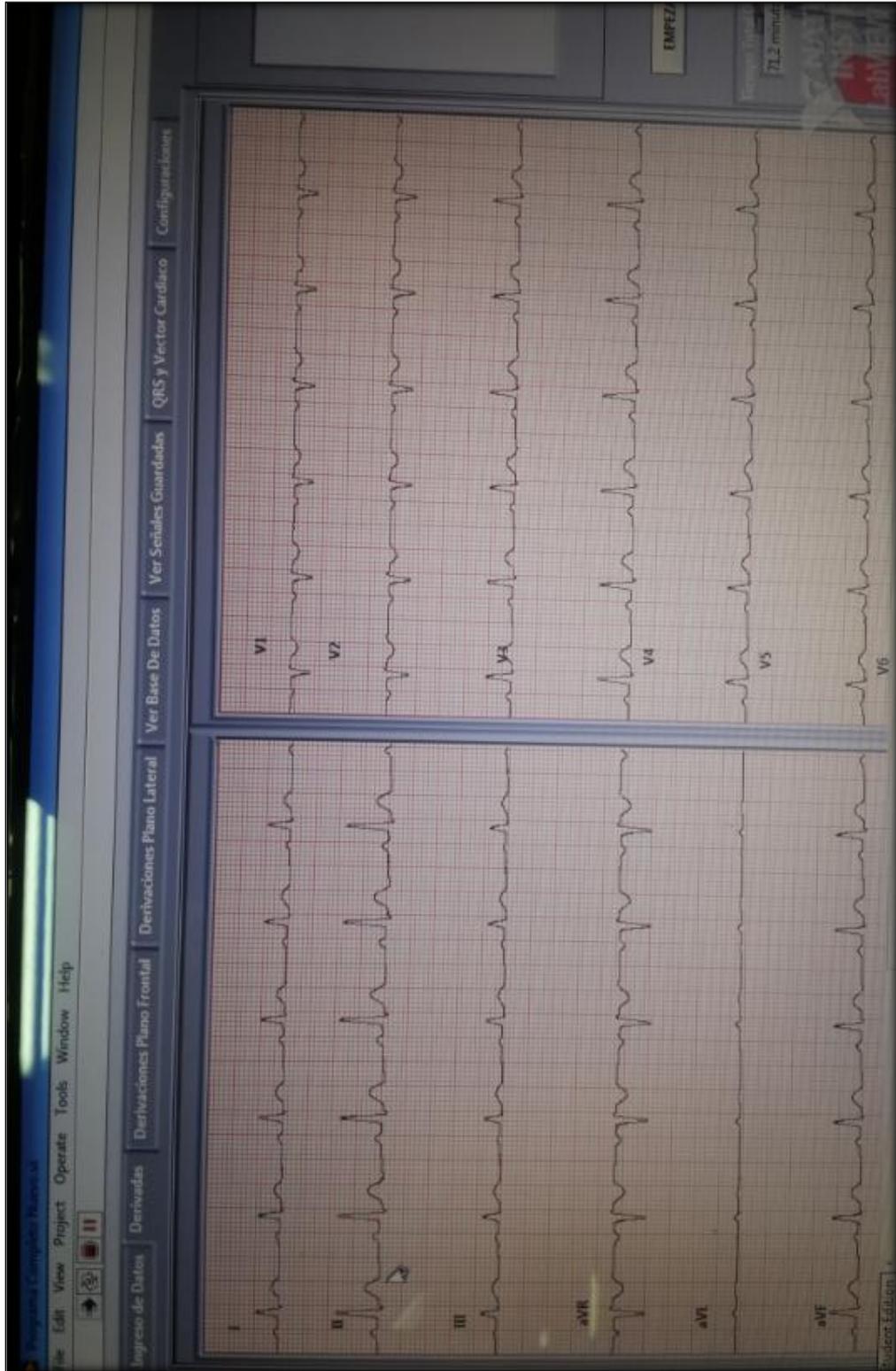
- My EKG. (2 de Noviembre de 2013). Obtenido de <http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/derivaciones-cardiacas.html>
- National Instruments. (28 de Diciembre de 2015). Obtenido de <http://www.ni.com/labview/esa/>
- Núñez, J. B. (2004). DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN FILTRO SUPRESOR DE ARMÓNICOS. Mexico.
- Peña, J. C. (11 de Noviembre de 2008). Academia. Obtenido de http://www.academia.edu/13005499/Filtros_Activos_Teor%C3%ADa_Autor_Jos%C3%A9_Cabrera_Pe%C3%B1a
- Rincón, J. A. (Abril de 2003). www.geocities.ws. Obtenido de <http://www.geocities.ws/jaimealopezr/Electronica/AmplificadoresInstrumentacion.pdf>
- Saavedra, J. C. (31 de Marzo de 2014). SlideShare. Obtenido de <http://es.slideshare.net/221093/triangulo-de-einthoven>
- Sapiens Medicus. (17 de Noviembre de 2012). Obtenido de <http://sapiensmedicus.org/blog/2014/04/01/toma-del-ecg-tecnica-correcta-y-errores-mas-frecuentes/>
- Tolozá, D. (20 de Diciembre de 2013). Dalcame. Obtenido de <http://www.dalcame.com/ecg.html#.VksprOKnFmT>
- (2002). Toma de Medidas Clínica y Antropométricas. Distrito Federal Mexico.
- Wikipedia. (07 de Noviembre de 2015). Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/Miocardio>
- Wikipedia. (30 de Octubre de 2015). Obtenido de https://es.wikipedia.org/wiki/Ciclo_card%C3%ADaco
- Wikipedia. (18 de Octubre de 2015). Obtenido de <https://es.wikipedia.org/wiki/Electrocardiograma>
- Wikipedia. (10 de Febrero de 2015). Obtenido de https://es.wikipedia.org/wiki/Filtro_de_condensador

Anexo 1: Certificado de Calibración del Equipo.

Anexo 2: Proforma Equipo Comercial de Venta Nacional.

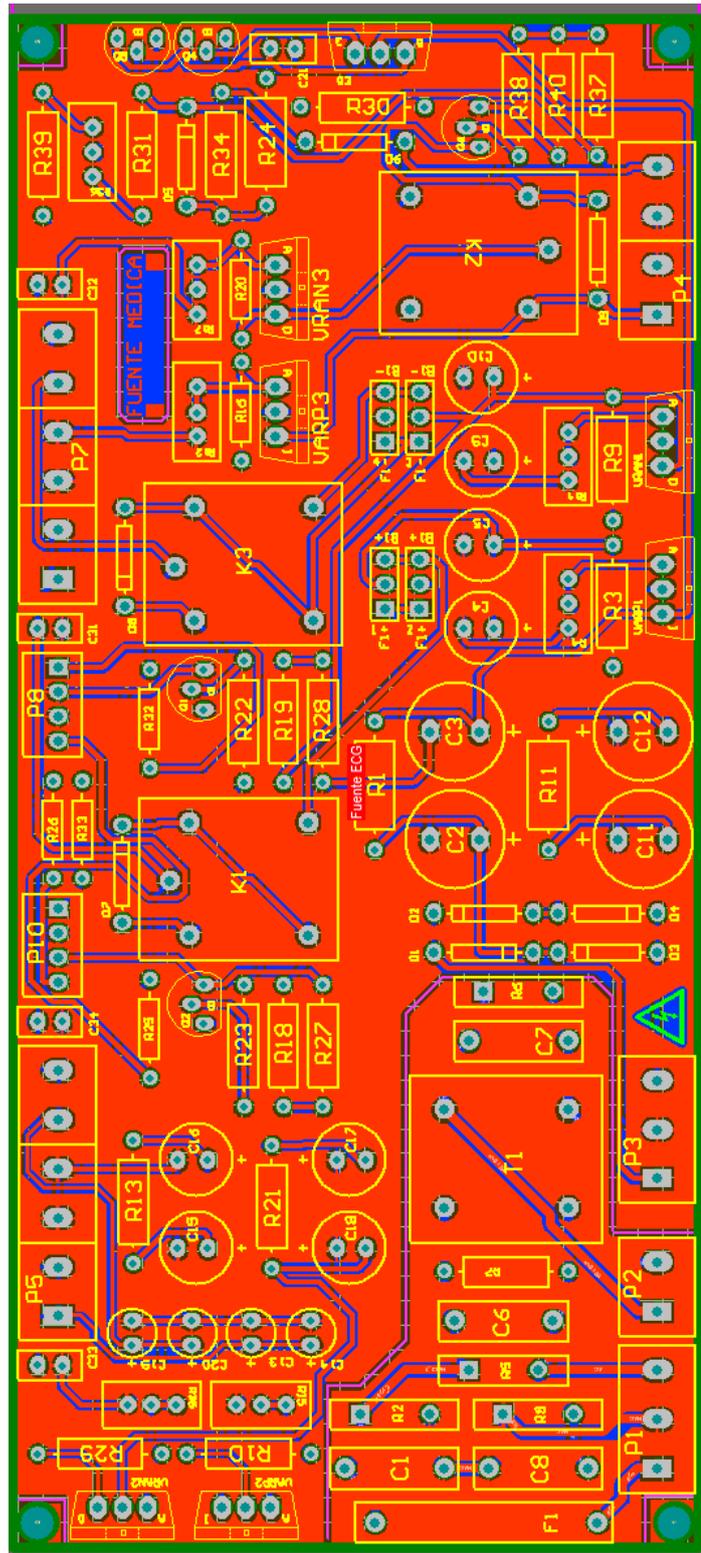
Anexo 3: Encuestas Realizadas a Médicos.

Anexo 4: Imagen Simulador Paciente para Calibración del Equipo.

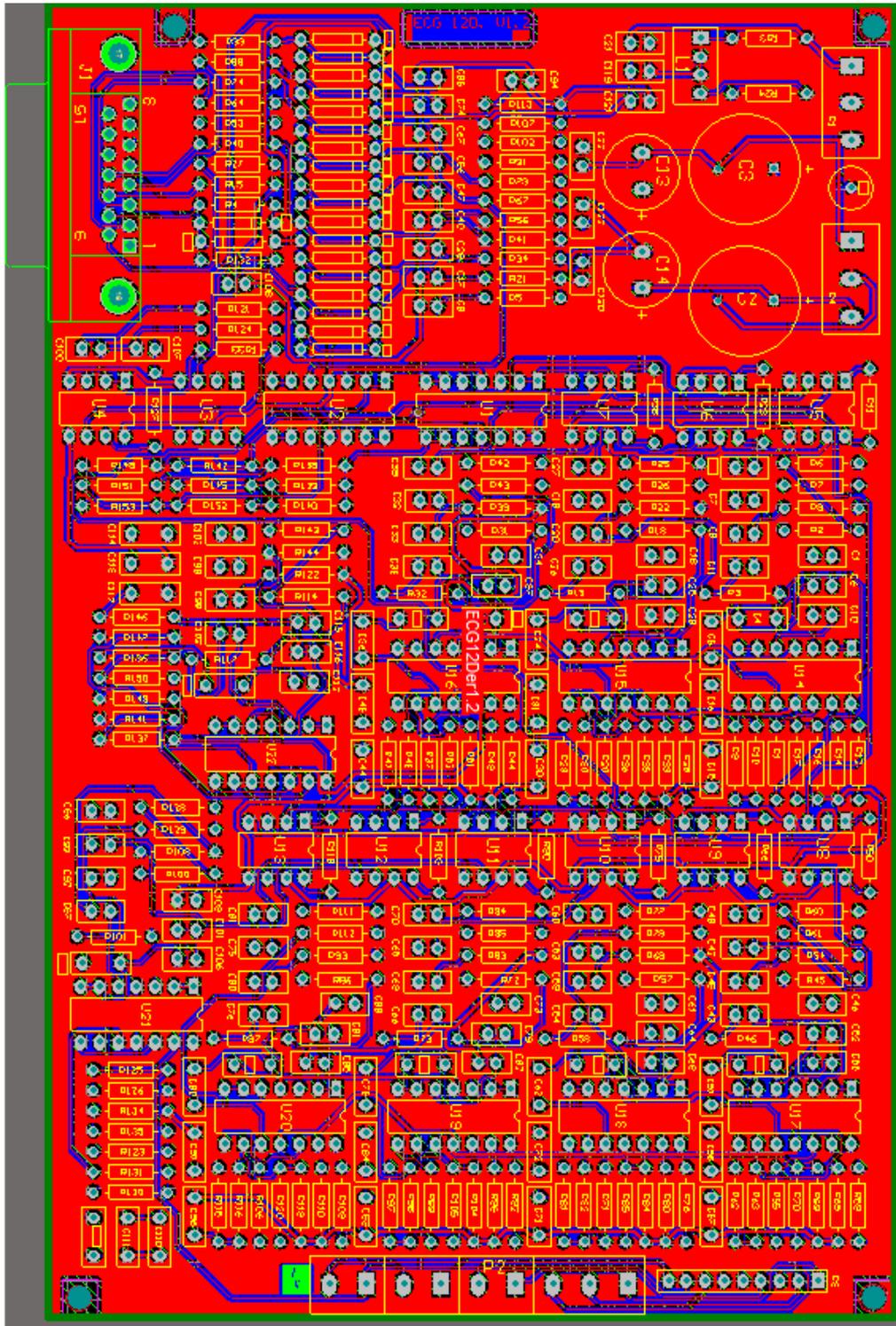


Anexo 5: Patrón de Comprobación de Calibración del Equipo.

Anexo 6: Fuente Médica.



Anexo 7: Placa Procesamiento Analógico.



Anexo 8: Placa Acople de Señales y Detector de QRS.

