

**UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA  
SEDE QUITO**

**CARRERA: INGENIERÍA ELECTRÓNICA**

**Tesis previa a la obtención del título de: INGENIERO ELECTRÓNICO**

**TEMA:**

**DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN DISPOSITIVO DE UN DISPOSITIVO  
ELECTRÓNICO PARA LA ADQUISICIÓN DE SEÑALES BIOELÉCTRICAS  
DE ELECTROCARDIOGRAFÍA Y PRESIÓN ARTERIAL**

**AUTORES:**

**DARÍO JAVIER CAÑAVERAL BASTIDAS  
ALFREDO FERNANDO ITAS BENAVIDES**

**DIRECTOR:**

**FLAVIO VINICIO CHANGOLUISA PANCHI**

**Quito, febrero del 2014**

**DECLARATORIA DE RESPONSABILIDAD Y AUTORIZACIÓN DE USO  
DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Nosotros, DARÍO JAVIER CAÑAVERAL BASTIDAS y ALFREDO FERNANDO ITAS BENADIVES autorizamos a la Universidad Politécnica Salesiana la publicación total o parcial de este trabajo de grado y su reproducción sin fines de lucro.

Además declaramos que los conceptos y análisis desarrollados y las conclusiones del presente trabajo son de exclusiva responsabilidad de los autores.

-----  
Darío Javier Cañaverl Bastidas  
C.I. 171792130-6

-----  
Alfredo Fernando Itas Benavides  
C.I. 040145095-2

## **DEDICATORIA**

A:

Dios, ese ser omnipotente que guía mi camino, bendiciendo cada paso y decisión que doy, por la sabiduría brindada para culminar cada meta planteada a lo largo de mi vida estudiantil y ser parte de este sueño tan anhelado de culminar mi carrera universitaria.

A mis padres Laura Bastidas y Rodrigo Cañaverl, por el apoyo incondicional brindado en todo momento, por sus consejos, cuidados, ejemplo de superación, valores inculcados que han hecho de mi una persona perseverante frente a las adversidades de la vida, y principalmente, por su gran amor y esfuerzo por darme una profesión para mi futuro.

A mi esposa e hija por su apoyo y ánimo brindado día a día para alcanzar nuevos retos trazados tanto profesionales como personales, quienes son un pilar fundamental de mi vida.

Darío Cañaverl Bastidas

El siguiente trabajo desarrollado va dedicado a Dios y toda mi familia, quienes han sido mi apoyo en toda mi trayectoria estudiantil, quienes son la fuente de mi inspiración de lucha para salir adelante y ser mejor en la vida.

Fernando Itas Benavides

## **AGRADECIMIENTO**

A la Universidad Politécnica Salesiana – Sede Quito Campus Sur por darnos la oportunidad de estudiar y ser unos profesionales de la Carrera de Ingeniería Electrónica mención Telecomunicaciones.

A nuestro director de tesis, quien con su conocimiento, experiencia, paciencia y tiempo, nos brindó su orientación con profesionalismo, afianzando nuestra información siendo parte fundamental para la elaboración de este trabajo y culminación con éxito del mismo.

También nos gustaría agradecer a todos nuestros profesores que durante todo este tiempo de permanencia en la universidad han colaborado con un granito de arena en nuestra formación profesional.

Darío Cañaverl Bastidas y Fernando Itas Benavides

## ÍNDICE

INTRODUCCIÓN .....	1
CAPÍTULO 1 .....	3
ESTADO DEL ARTE.....	3
1.1 La Telemedicina.....	3
1.2 Dispositivos móviles en medicina.....	4
1.3 Dispositivos de medición cardiovascular.....	5
1.4 Dispositivos de medición para presión arterial .....	7
CAPÍTULO 2 .....	11
MARCO CONCEPTUAL DEL TRABAJO .....	11
2.1 Fundamentos teóricos del corazón humano .....	11
2.1.1 Anatomía y fisiología del corazón humano .....	11
2.1.1.1 El Corazón: Localización anatómica .....	11
2.1.1.2 El Corazón: Histología.....	12
2.1.1.3 Cavidades y válvulas cardíacas.....	13
2.1.2 Ciclo cardíaco.....	14
2.1.3 Sistema conducción - eléctrico del corazón.....	15
2.2 Electrocardiografía.....	16
2.2.1 Electrocardiógrafo y electrocardiogramas .....	17
2.2.2 Descripción de la señal del ECG.....	18
2.2.2.1 Potencial de acción células cardíacas.....	18
2.2.2.2 Ondas e intervalos de la señal ECG .....	19
2.2.3 Derivaciones electrocardiográficas .....	21
2.3 Presión Arterial .....	26
2.3.1 Definición.....	26
2.3.1.1 Presión arterial sistólica .....	27

2.3.1.2 Presión arterial diastólica .....	27
2.3.1.3 Presión arterial alta.....	28
2.3.1.4 Presión arterial baja.....	29
2.3.2 Medición de la presión arterial.....	29
2.3.2.1 Método Palpatorio.....	31
2.3.2.2 Métodos auscultatorio de esfigmomanometría (Riva-Rocci – Korotkoff) ...	31
CAPÍTULO 3 .....	33
ANÁLISIS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA ELECTROCARDIOGRAFÍA Y PRESIÓN ARTERIAL .....	33
3.1. Análisis de hardware .....	36
3.1.1 Análisis del hardware de ECG .....	37
3.1.1.1 Electroodos.....	37
3.1.1.2 Amplificadores .....	39
3.1.2 Análisis del hardware de presión arterial .....	44
3.1.2.1 Sensor de presión .....	44
3.1.2.2 Brazaletes de presión sanguínea .....	47
3.1.2.3 Microbomba .....	47
3.1.2.4 Microválvula .....	48
3.1.3 Análisis del hardware del bluetooth y microcontrolador .....	48
3.1.3.1 Bluetooth modem – BlueSMIRF Gold (WRL-10268).....	48
3.1.3.2 Display LCD (16X2).....	49
3.1.3.3 Microcontrolador.....	50
3.2 Análisis de software .....	54
3.3 Diseño y desarrollo del hardware.....	56
3.3.1 Diseño y desarrollo circuito ECG .....	58
3.3.1.1 Etapa de adquisición de la señal.....	58
3.3.1.2 Etapa de filtrado .....	60

3.3.1.3 Etapa de acondicionamiento de la señal.....	65
3.3.2 Diseño y desarrollo circuito de presión arterial .....	67
3.4. Diseño y desarrollo del software para el micro-controlador.....	68
3.4.1 Programación PIC 16F876A.....	68
3.4.2 Software de grabación WINPIC800.....	72
3.4.3 Software para la recepción de datos HyperTerminal .....	73
3.5. Aplicación del dispositivo electrónico de ECG y presión arterial .....	74
CAPÍTULO 4 .....	75
PRUEBAS Y RESULTADOS.....	75
4.1 Pruebas realizadas con el dispositivo electrónico diseñado.....	75
4.1.1 Pruebas del hardware para electrocardiografía .....	75
4.1.2 Pruebas del hardware para la presión arterial .....	78
4.1.3 Pruebas del software del micro-controlador y pruebas preliminares de transmisión inalámbrica .....	78
4.2 Análisis de resultados Obtenidos .....	85
4.3 Costos de los materiales del proyecto .....	90
CONCLUSIONES .....	93
LISTA DE REFERENCIAS .....	95

## ÍNDICE ANEXOS

Anexo 1. Programación ECG y presión arterial .....	104
Anexo 2. Manual de funcionamiento dispositivo electrónico.....	106
Anexo 3. Placa del circuito diseñado para ECG y Presión Arterial.....	112



## ÍNDICE FIGURAS

Figura 1 Plataforma de telemedicina.....	4
Figura 2 Experimento de Carlo Matteucci.....	5
Figura 3 Galvanómetro de Einthoven .....	6
Figura 4 Electrocardoscópio de Schiller .....	6
Figura 5 Tensiómetro digital automático .....	7
Figura 6 Experimento de Stephen Hales.....	8
Figura 7 Esfigmomanómetro del diseño de Von Basch.....	9
Figura 8 Esfigmomanómetro de Riva-Rocci.....	9
Figura 9 Ubicación anatómica del corazón.....	12
Figura 10 Estructura de la pared cardíaca.....	12
Figura 11 Cavidades y válvulas internas del corazón.....	14
Figura 12 Ciclo cardíaco: sístole y diástole .....	15
Figura 13 Sistema eléctrico del corazón .....	16
Figura 14 Electrocardiógrafo .....	17
Figura 15 Potencial de acción .....	18
Figura 16 Señal ECG .....	19
Figura 17 Derivada I .....	22
Figura 18 Derivada II.....	22
Figura 19 Derivada III.....	23
Figura 20 Triangulo de Einthoven .....	23
Figura 21 Derivadas aumentadas .....	24
Figura 22 Derivadas precordiales .....	25
Figura 23 Ejes de las derivaciones precordiales .....	26
Figura 24 Presión arterial sistólica y diastólica.....	27
Figura 25 Valores nominales presión arterial .....	27
Figura 26 Presión arterial según edad y sexo.....	28
Figura 27 Esfigmomanómetro.....	30
Figura 28 Método auscultatorio .....	32
Figura 29 Diagrama de bloques procesos .....	33
Figura 30 Señal ECG con interferencia debido al ruido .....	34
Figura 31 Señal ECG con interferencia debido a la red.....	35
Figura 32 Señal ECG con interferencia debido a la variación de la línea base .....	36

Figura 33 Proceso de digitalización de las señales .....	36
Figura 34 Electrodo copa de succión.....	37
Figura 35 Electrodo desechable (TELECTRODE).....	38
Figura 36 Amplificador de instrumentación AD620. ....	39
Figura 37 Esquema monitor médico de ECG con el AD620.....	40
Figura 38 Esquema amplificador de instrumentación con tres A.O. ....	41
Figura 39 Etapas amplificador de instrumentación.....	42
Figura 40 Amplificador Operacional TL074 .....	43
Figura 41 Amplificador operacional TL084 .....	43
Figura 42 Amplificador operacional TL072 .....	44
Figura 43 Sensor de presión MPX4115 .....	44
Figura 44 Función de Transferencia (Volts vs KPa).....	45
Figura 45 Estructura externa y distribución de pines sensor MPX 4115.....	46
Figura 46 Estructura interna sensor MPX 4115 .....	46
Figura 47 Desacoplamiento MPX4115 a la entrada A/D de un microprocesador.....	47
Figura 48 Módulo bluetooth (Fabricante SparkFun) .....	48
Figura 49 Display LCD 16x2 - Proteus.....	49
Figura 50 Distribución y conexión de pines LCD .....	50
Figura 51 Distribución y conexión de pines 16F87X (28 pines).....	51
Figura 52 Comparación entre los microcontroladores 16F87X.....	52
Figura 53 Fichero de salida MikroBasic .....	55
Figura 54 Diagrama de bloques del dispositivo electrónico .....	56
Figura 55 Diagrama esquemático completo.....	57
Figura 56 Esquema amplificador de instrumentación.....	58
Figura 57 Amplificador de instrumentación diseñado con el TL074 (Proteus).....	59
Figura 58 Esquema FPA diseñado con el TL084 (Proteus).....	60
Figura 59 Simulación en Proteus. Respuesta en Dominio de la Frecuencia.....	61
Figura 60 Señal filtrada aplicando FPA (Osciloscopio) .....	61
Figura 61 Esquema FPB diseñado con TL084 (Proteus).....	62
Figura 62 Simulación en Proteus. Respuesta en Dominio de la Frecuencia.....	62
Figura 63 Señal filtrada aplicando FPB (Osciloscopio).....	62
Figura 64 Esquema FP Banda diseñado con TL074 (Proteus) .....	63
Figura 65 Esquema filtro Notch diseñado con TL084 (Proteus) .....	64
Figura 66 Simulación en Proteus. Respuesta en Dominio de la Frecuencia.....	64

Figura 67 Señal filtrada aplicando filtro de Notch (osciloscopio).....	64
Figura 68 Esquema filtro Notch diseñado con TL072 (Proteus) .....	65
Figura 69 Esquema amplificador inversor diseñado con TL072 (Proteus).....	66
Figura 70 Señal ECG obtenida (osciloscopio).....	66
Figura 71 Esquema presión arterial (Proteus).....	67
Figura 72 Programa (digitalización) .....	68
Figura 73 Librería UART de mikroC PRO para el módulo USART.....	69
Figura 74 Programa (comando UART y adquisición ECG).....	69
Figura 75 Programa (medir la presión) .....	70
Figura 76 Diagrama de flujo .....	71
Figura 77 Pantalla principal de WINPIC800 .....	72
Figura 78 Logo HyperTerminal .....	73
Figura 79 Pantallas de inicio HyperTerminal .....	74
Figura 80 Señal ECG (A. instrumentación AD620 + filtros) .....	76
Figura 81 Señal ECG (A. instrumentación TL084 + filtros) .....	77
Figura 82 Señal ECG (A. instrumentación TL074 + filtros) .....	77
Figura 83 Señal ECG visualizada en el osciloscopio.....	78
Figura 84 Bluetooth del módulo asociado a la PC.....	79
Figura 85 Despliegue de opciones ECG y PRESIÓN NI .....	80
Figura 86 Prueba de Tx y Rx utilizando Putty.....	80
Figura 87 Prueba de Tx y RX utilizando Hyper Terminal.....	81
Figura 88 Señal ECG obtenida por el módulo electrónico .....	82
Figura 89 Prueba de Tx ECG y RX utilizando Usart Terminal _MickroC.....	83
Figura 90 Medición PA - Prueba No-1 .....	83
Figura 91 Prueba Tx y Rx Presión SYS y DIA utilizando Putty .....	84
Figura 92 Medición PA - Prueba No-2 .....	84
Figura 93 Prueba Tx y Rx datos Presión SYS y DIA utilizando Hyper Terminal ....	85
Figura 94 Gráfico de la muestra de datos ECG.....	86
Figura 95 Señal ECG graficada en Excel.....	86
Figura 96 Electrocardiograma real.....	87
Figura 97 Módulo electrónico construido .....	106
Figura 98 Ubicación electrodos .....	107
Figura 99 Despliegue de opciones ECG y PRESIÓN NI .....	107
Figura 100 Mensaje indicador de Tx datos ECG.....	108

Figura 101 Postura para la medición de presión arterial.....	109
Figura 102 Presión SYS y DIA visualizados en el LCD .....	110
Figura 104 Señal ECG receptada en un celular con una aplicación en android .....	111
Figura 105 Portal del sistema de teleconsulta y telediagnóstico.....	111
Figura 103 Placa electrónica .....	112

## ÍNDICE TABLAS

Tabla 1 Entrada y salidas requeridas en el microcontrolador .....	53
Tabla 2 Muestra de datos de ECG.....	85
Tabla 3 Valores medidos de la presión SYS y DIA.....	88
Tabla 4 Cálculo error presión sistólica.....	89
Tabla 5 Cálculo error presión diastólica .....	90
Tabla 6 Costo de los elementos electrónicos .....	90
Tabla 7 Costos mano de obra, herramienta de trabajo y gastos administrativos .....	92

## **RESUMEN**

El desarrollo de las telecomunicaciones ha permitido que los avances informáticos y tecnológicos sean de gran importancia y acogida en el ámbito de la salud, con la implementación de dispositivos médicos que son utilizados para el monitoreo de signos vitales, debido a esto se ha propuesto diseñar y construir un dispositivo electrónico para la adquisición de señales bioeléctricas de electrocardiografía y presión arterial.

Inicialmente ambas señales son registradas mediante el uso de sensores. En el caso del electrocardiograma se utilizó electrodos desechables para adquirir la señal proveniente del corazón, la presión arterial fue medida empleando el método auscultatorio. Las señales fueron amplificadas, procesadas y filtradas para poder obtener el trazado del ECG y los valores de la presión sistólica y diastólica.

El dispositivo electrónico construido permite procesar y transmitir datos de electrocardiografía (ECG) y presión arterial mediante la comunicación inalámbrica.

## **ABSTRACT**

The development of telecommunications has enabled computer and technological advances are of great importance and acceptance in the field of health, with the implementation of medical devices that are used to monitor vital signs, because this has been proposed to design and build an electronic device for the acquisition of bioelectric signals electrocardiography and blood pressure.

Initially both signals are recorded using sensors. In the case of disposable ECG electrodes was used to acquire the signal from the heart, blood pressure was measured using the auscultatory method. Signals were amplified, filtered and processed to obtain the ECG trace and the values of systolic and diastolic pressure.

The electronic device built can process and transmit data electrocardiography (ECG) and blood pressure by wireless communication.

## INTRODUCCIÓN

El proyecto presenta un dispositivo electrónico que permite la adquisición y transmisión inalámbrica de señales bioeléctricas de electrocardiografía y presión sanguínea.

En la primera fase se diseñó un dispositivo de adquisición para la señal cardíaca (ECG) basada en un amplificador de instrumentación que registra las señales provenientes del corazón y para la presión arterial se utilizó el sensor de presión MPX4115, ambas señales fueron amplificadas y filtradas.

En la segunda fase se desarrolló el programa del PIC's en el software MíckroC, que permite el almacenamiento de los datos adquiridos analógicamente y digitalizarlos para poder ser transmitidos por el módulo bluetooth.

En la fase final del proyecto se realizó las pruebas preliminares de transmisión inalámbrica las cuales se llevó cabo mediante la interconexión del módulo bluetooth implementado en el dispositivo electrónico y una computadora personal (laptop) que recibió los datos enviados.

El dispositivo se ha diseñado y construido con la finalidad de implementar en el ámbito médico un módulo de adquisición de dos señales biomédicas para pacientes diabéticos e hipertensos, que permita la transmisión de datos mediante la conexión inalámbrica.

En el campo clínico, el uso de las nuevas tecnologías de la información y comunicación NTIC's buscan brindar a las personas servicios de fácil accesibilidad, reduciendo costos y venciendo distancias entre paciente–médico, por eso resulta muy importante contar con el apoyo de dispositivos especializados para el monitoreo de signos vitales en ciertas enfermedades que provocan un alto índice de muertes en el Ecuador.

Según datos del INEC 2011-2012 las enfermedades hipertensivas y la diabetes son las principales causas de muerte en nuestro país. Con estas cifras y junto al trabajo con profesionales de la salud se podría constatar que los principales factores que determinan el índice de crecimiento de quienes padecen estas enfermedades, son



aquellas personas que tienen malos hábitos alimenticios, una vida sedentaria y falta de control de los signos vitales.

Con estos antecedentes, desde la parte tecnológica se busca generar soluciones prácticas y de bajo costo, que faciliten la prevención y/o el control de estas enfermedades. Para lo cual se propone la creación de un dispositivo electrónico portable para la adquisición de la señal del corazón y presión arterial, que sea de fácil manejo para el paciente y doctor, además económicamente accesible.

El proyecto forma parte de un grupo de trabajos de Telemedicina y Bioingeniería que buscan ser implementados en el uso diario del ambiente clínico, sin duda, esto marcará el inicio de una serie de proyectos enfocados al cuidado de la salud y al mejoramiento de la calidad de vida de la población ecuatoriana.

### **Objetivo general**

- Diseñar y construir un dispositivo electrónico de electrocardiografía y presión arterial, que permita el procesamiento y la transmisión de señales bioeléctricas a través de una red inalámbrica vía bluetooth.

### **Objetivos Específicos**

- Construir una tarjeta electrónica para la adquisición de señales bioeléctricas tanto electrocardiográficas y de presión arterial.
- Amplificar y filtrar la señal del corazón y presión sanguínea medida en una persona.
- Mediante los datos obtenidos en el trazado del ECG y medición de la presión arterial, visualizar brevemente la condición del paciente.
- Realizar pruebas preliminares de transmisión inalámbrica de las señales obtenidas a través de un módulo bluetooth.

# CAPÍTULO 1

## ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se comentará brevemente los estudios y experimentos realizados para el registro de la actividad eléctrica del corazón y la medición de la presión arterial.

### 1.1 La Telemedicina

La Organización Mundial de la Salud, define telemedicina como: El suministro de servicios de atención sanitaria, en los que la distancia constituye un factor crítico, por profesionales que apelan a las tecnologías de la información y de la comunicación con objeto de intercambiar datos para hacer diagnósticos, preconizar tratamientos y prevenir enfermedades y accidentes, así como para la formación permanente de los profesionales de atención de salud y en actividades de investigación y evaluación, para mejorar la salud de las personas y de las comunidades en que viven. (Vergeles Blanca, 2007)

Para el médico colombino (Nader, 2011) la telemedicina emplea las tecnologías de la información y las telecomunicaciones para brindar la asistencia médica, sin importar la distancia entre el doctor y el paciente o entre los mismos profesionales de la salud, es así que actualmente la telemedicina desempeña un papel fundamental en la mejora sostenible de la salud en las comunidades a nivel global.

Hoy día la telemedicina es una realidad, y se han comunicado multitud de experiencias, proyectos piloto e investigaciones a través de la bibliografía científica nacional e internacional. Es, pues, una herramienta imprescindible y de gran aplicabilidad en la gran mayoría de los campos y especialidades médicas. (Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA, 2009, pág. 78).

En nuestro país se dieron los primeros pasos serios en relación a la telemedicina y telesalud en el año 2001 (Mijares Pisano, 2011). La telemedicina cuenta con cirugía móvil, disponible en áreas remotas, actualmente se hace el uso de telemedicina en diferentes etapas de misiones quirúrgicas: evoluciones preoperatorias, selección de pacientes, inducción de anestesia, continuación de procedimientos, educación de equipos médicos. (Cuenca & González, 2011, pág. 13)

En el Ecuador se han realizado algunos proyectos en relación a telesalud, para de una forma poder cubrir las zonas rurales, como también el oriente amazónico ya que en estos lugares muchos centros de salud no tienen los suficientes recursos. (Meza Bolaños, 2010)

Al igual que otros países en vías de desarrollo, el Ecuador tiene problemas en la dotación de servicios médicos, particularmente en unidades de salud remotas o distantes de los centros de tercer nivel; pudiendo destacarse la insuficiencia de especialistas, la escasez de recursos y su centralización. A estos problemas, en el país se agregan otros, como su gran diversidad geográfica, el aislamiento de unidades de salud remotas y las dificultades de comunicación interna. La telesalud se plantea como una solución a estos problemas. (Cuenca & González, 2011, pág. 13)

## 1.2 Dispositivos móviles en medicina

Los dispositivos de monitorización tradicional eran de tamaño considerable y la utilización de cables dificultaba la movilización de los pacientes, los cuales no sentían comodidad en su estancia hospitalaria. Con la aparición de nuevas tecnologías en comunicación se ha podido reducir en gran parte el tamaño de los dispositivos y aumentar la movilidad de los pacientes, de igual manera las señales de origen biomédico son transmitidas a dispositivos de visualización o centros de procesamiento, esto permite un tiempo elevado de monitoreo de cada paciente incluso en su propio domicilio. (Guía Cirugía Estética, 2011)

Figura 1 Plataforma de telemedicina



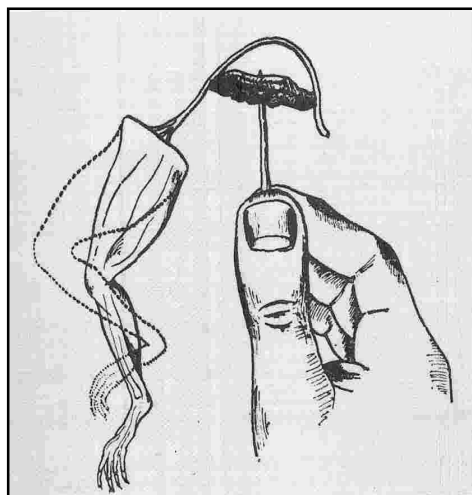
Fuente: (Iphonetunes, 2012)

### 1.3 Dispositivos de medición cardiovascular

Los estudios de la electricidad que producían los tejidos humanos y animales se los empezó a realizar por el siglo XVII, se realizó pruebas en animales como perros, ranas y en seres humanos, de esta manera se llegó a fabricar dispositivos que detectar patologías cardíacas, como electrocardiógrafos.

En el año 1842, el físico italiano Carlo Matteucci profesor de la Universidad de Pisa, mediante estudios realizados, logró demostrar que cada latido del corazón produce una señal eléctrica, esto se demostró con la ayuda de una anca de rana, el nervio de servía como sensor, cuando el musculo del anca se contraía era una señal de presencia de actividad eléctrica. (Centro Médico Escuela - Buenos Aires, 2013)

Figura 2 Experimento de Carlo Matteucci

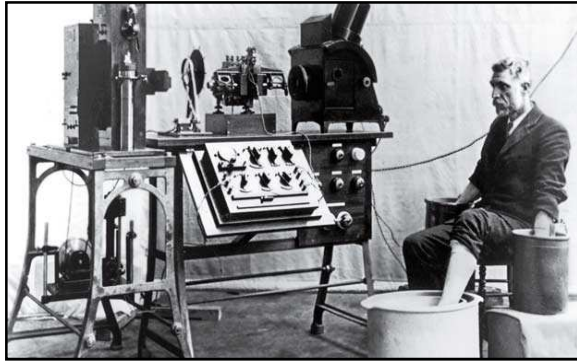


Fuente: (Centro Médico Escuela - Buenos Aires, 2013)

John Burden Sanderson, junto a Frederick Page en 1878 lograron distinguir dos fases del corazón QRS y T, mediante el uso de un electrómetro capilar.

Con la ayuda de un multímetro mejorado Willem Einthoven (1903) logra diferenciar cinco fases del corazón P, Q, R, S y T. Luego en el año de 1901 Einthoven diseña un galvanómetro y publicó su primer artículo detallando sus descubrimientos, la compañía Cambridge Scientific Instruments de Londres fabricó este instrumento en el año de 1911 por primera vez. (Centro Médico Escuela - Buenos Aires, 2013)

Figura 3 Galvanómetro de Einthoven



Fuente: (Fresquet Febrer, 2006)

En el año 1928, la compañía Frank Sanborn fabricó el primer electrocardiógrafo portátil, tenía las siguientes características pesaba unos 25 Kg. y funcionaba con una batería de automóvil de 6 V. En 1949, el médico Norman Holter desarrolló un dispositivo, de unos 37 Kg, el cual registraba el electrocardiograma y transmitía la señal adquirida, a este dispositivo que luego se lo llamó Monitor Holter en nombre de su creador. (Centro Médico Escuela - Buenos Aires, 2013)

Una de las compañías que fabricó el Electrocardoscópio de bolsillo fue SCHILLER en 1974 por Alfred E. Schiller, esta compañía se ha dedicado a fabricar ECG de uno hasta doce canales que se acoplan a los ambientes hospitalarios. En los años 80 fue donde se empezaron a desarrollar el software para interpretar los ECG y con esto poder imprimir los datos obtenidos, en los años 90 se crearon estaciones de trabajo modulares para ECG, sistemas basados en Windows que se integran en redes. (El Hospital, 2009, págs. 16,20)

Figura 4 Electrocardoscópio de Schiller



Fuente: (Schiller, 2010)

#### 1.4 Dispositivos de medición para presión arterial

Hay un gran mercado para los aparatos de medición de la tensión arterial, no solo entre los médicos, sino también entre el público, una vez que las personas tienden cada vez más a medirse su propia tensión arterial. Para unos y otros, la exactitud debería ser un criterio fundamental a la hora de elegir el aparato de medición. Sin embargo, la exactitud de la mayoría de los aparatos todavía no ha sido investigada de forma independiente con los dos métodos de validación más utilizados: el de la Sociedad Británica de Hipertensión (British Hypertension Society; BHS) y el de la Asociación Estadounidense para el Avance del Instrumental Médico (US Association for the Advancement of Medical Instrumentation; AAMI).

Los aparatos se clasificaron en dos grandes grupos: esfigmomanómetros manuales (de mercurio o aneroides) y automáticos. Este último grupo se subdividió en aparatos de uso hospitalario, de uso ambulatorio, de uso comunitario y de uso personal. (SciELO Public Health, 2011)

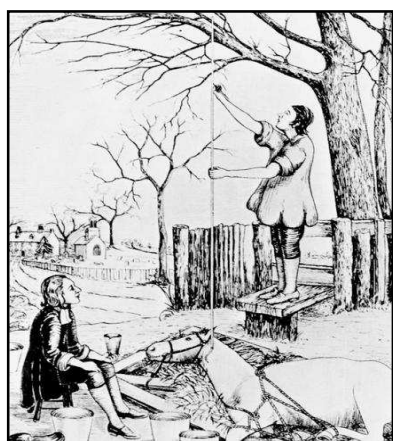
Figura 5 Tensiómetro digital automático



Imagen: Fernando Itas

Uno de los más sobresalientes y destacados investigadores sobre los principios de la presión arterial fue Stephen Hales (1677-1761) el cual midió la presión de una yegua con una cánula de Cobre y Zinc, lo realizó en la arteria del cuello del animal, Hales pudo observar en el tubo como la sangre se elevaba hasta cierto nivel de altura y también como variaba conforme latía el corazón del animal. (Saiz Morón, 2012, págs. 21 - 25)

Figura 6 Experimento de Stephen Hales



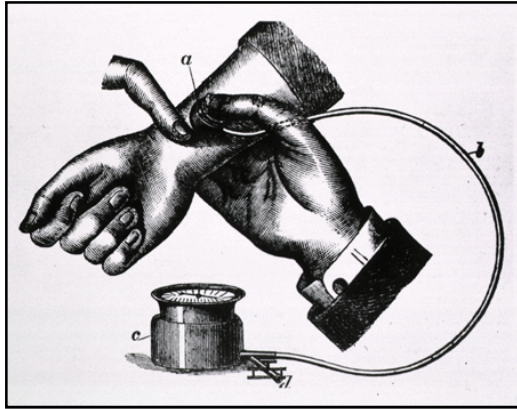
Fuente: (Encyclopedia Britannica, Inc., 2013)

En 1828 el médico y físico Jean Poiseuille (Francés) logró medir la presión arterial mediante un manómetro, modificó el experimento de Hales, reemplazó el agua por Mercurio que es 13,6 veces más denso que el agua y además el tubo le dio forma de U, de tal manera conseguir una medición más precisa. (Saiz Morón, 2012, págs. 21 - 25)

El alemán Karl Ludwig en 1847 consiguió registrar por primera vez la presión arterial de un ser humano, conectando al manómetro de Mercurio ideado por Poiseuille catéteres previamente insertados en las arterias del antebrazo del paciente. Denominó a su invento kimógrafo (del griego “kimo”, onda, y “grafos”, escribir). El artilugio tenía limitaciones, fundamentalmente la inercia de la inscripción de la pluma, que imposibilitaba abarcar el verdadero rango entre la presión máxima y la mínima haciendo que la pluma oscilase entre un valor aproximado de presión arterial media.

En éste sentido fueron de gran ayuda dos hallazgos en 1855. Ese año, el médico alemán Karl Vierordt describió el fenómeno: si se aplica una presión suficiente sobre una arteria, el pulso de ésta desaparece. Y muy poco después el austriaco Samuel Sigfried Karl Ritter von Basch en el año 1876 inventó un artilugio consistente en una bolsa inflable con agua que podía conectarse a un manómetro, lo cual permitía determinar la presión necesaria para hacer desaparecer los pulsos de las arterias, al obliterarlas. (Saiz Morón, 2012, págs. 21 - 25)

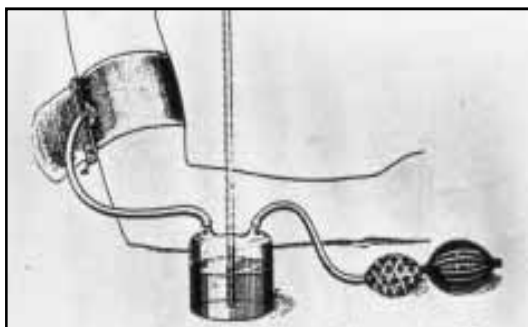
Figura 7 Esfigmomanómetro del diseño de Von Basch



Fuente: (Cardiology Today, 2009)

El italiano Scipione Riva-Rocci en 1896 propuso medir la presión arterial sirviéndose de la palpación de la arteria radial a medida que el manguito se insuflaba. Diseñó el esfigmomanómetro (del griego “sphygmos”, pulso, “manos”, presión, y “metros”, medida) con elementos de la vida cotidiana (el manguito era de hecho una cámara de bicicleta), fue tan importante su aportación que durante mucho tiempo los valores de presión arterial obtenidos con este método se identificaban, en su honor, con las siglas “RR” (Riva-Rocci). Fue el primero en registrar simultáneamente los pulsos arterial y venoso con el “polígrafo”, aparato que recibió su nombre, estableciendo las bases para el estudio de las arritmias cardíacas. (Saiz Morón, 2012, págs. 21 - 25)

Figura 8 Esfigmomanómetro de Riva-Rocci



Fuente: (Dr. Rigoberto, 2013)

En 1905, Nikolai Korotkoff utilizó el esfigmomanómetro de Von Bach unido a la técnica exploratoria de la auscultación, estudió y describió los sonidos



que se escuchan durante la oclusión y posterior descompresión de las paredes de la arteria previamente relajada, mientras observaba las medidas que obtenía el esfigmomanómetro. El actual método de medición de la presión arterial se lo debemos pues a él.

La aportación de Korotkoff fue reconocida mundialmente por el Comité Mixto de la Asociación Americana del Corazón, y por la Sociedad de Cardiología de Gran Bretaña e Irlanda, en 1939, como un método práctico, seguro y sencillo para medir la tensión arterial. (Saiz Morón, 2012, págs. 21 - 25)

Hoy en día, la monitorización ambulatoria de la presión arterial o MAPA es considerada como la prueba diagnóstica fundamental de la hipertensión arterial, debiendo cualquier otra técnica compararse a ella para demostrar su eficacia o validez. (Saiz Morón, 2012, págs. 21 - 25)

La presión arterial es un dato que debe ser tomado lo más exacto posible, y esto se puede conseguir si el paciente se encuentra en lugares en los cuales se sienta cómodo, relajado para evitar errores en la medición.

## **CAPÍTULO 2**

### **MARCO CONCEPTUAL DEL TRABAJO**

En este capítulo se menciona la importancia de los conocimientos teóricos básicos para el desarrollo del proyecto que permita al usuario la visualización, interpretación y rango de valores nominales de las señales bioeléctricas adquiridas de electrocardiografía y presión arterial.

#### **2.1 Fundamentos teóricos del corazón humano**

A continuación se describe conceptos importantes del músculo cardíaco o corazón.

##### **2.1.1 Anatomía y fisiología del corazón humano**

El corazón rivaliza con el cerebro como el principal órgano del ser humano, cuya finalidad es recibir y bombear la sangre oxigenada a todos los tejidos y células del organismo en un circuito cerrado. El corazón actúa como una bomba en el cuerpo humano, ya que gracias a su acción impulsora, permite que la sangre y las sustancias que ésta transporta circulen a través de las venas y arterias.

El músculo cardíaco o corazón, suele tener un tamaño algo mayor que el puño de un individuo, pesa entre 200 y 425 gramos y funciona por contracciones y expansiones. Como dato se tiene que en el transcurso de la vida de una persona el corazón puede haber latido más de 3.5000 millones de veces, con una media de 100. 000 latidos al día que son capaces de bombear 7.751 litros de sangre que se desplazará por los vasos sanguíneos que conducen la sangre a todas las células de nuestro cuerpo humano. (Texas Heart Institute, 2012)

##### **2.1.1.1 El Corazón: Localización anatómica**

El corazón se encuentra anatómicamente localizado en el tórax por detrás del esternón y delante del esófago, adicional a ambos lados del mismo se ubican los pulmones, el corazón descansa sobre el diafragma.

Figura 9 Ubicación anatómica del corazón



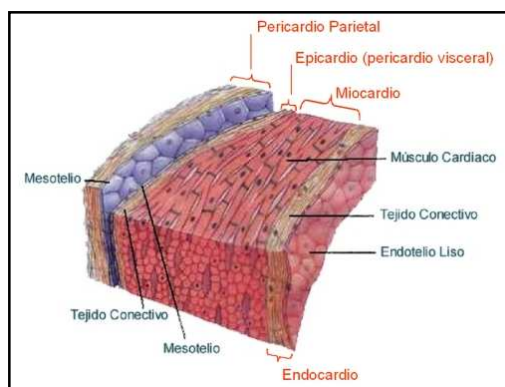
Fuente: (BioDigital, 2013)

Una capa denominada pericardio recubre al corazón, y esta a su vez se compone de una superficie interna sobre el músculo cardíaco y una superficie externa que se fija a los vasos sanguíneos que salen del corazón, además ésta permite que el corazón se una al diafragma, la columna vertebral y la pleura de los pulmones mediante ligamentos. (Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA, 2009, págs. 35, 50, 121, 122)

### 2.1.1.2 El Corazón: Histología

En la estructura de la pared cardíaca se distinguen tres capas de diferentes tejidos, estas son: Endocardio, Miocardio y Epicardio (del interior al exterior).

Figura 10 Estructura de la pared cardíaca



Fuente: (Tuuniversidadvirtual, 2013)

La capa interna o **Endocardio** se contacta con la sangre y recubre las válvulas y cavidades cardíacas. Está formado por un tejido epitelial que se continúa con el

revestimiento endotelial del interior de los vasos sanguíneos que entran y salen del corazón.

La capa intermedia o **Miocardio** está formada por un tejido muscular cardíaco, constituye el mayor componente del corazón y es responsable de su acción de bombeo. Sus células musculares son involuntarias, estriadas y ramificadas. Se disponen alrededor del corazón en haces entrelazados y forman dos grandes redes la auricular y la ventricular.

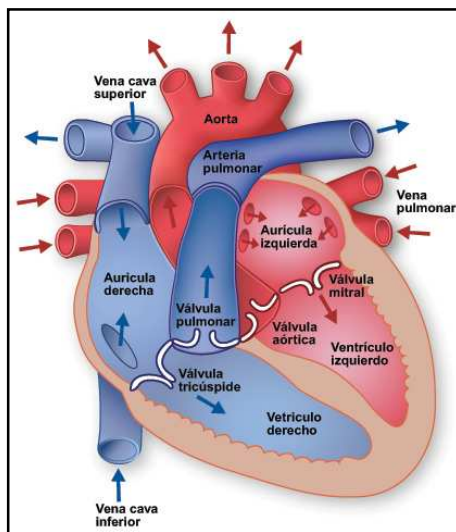
La capa externa o **Epicardio** es también denominada hoja visceral del pericardio seroso, es la capa más externa, fina y transparente de la pared cardíaca. Formada por mesotelio y tejido conjuntivo delicado, que le da una textura suave y deslizante a la superficie más externa del corazón. (Universidad Nacional de Colombia. Sede Bogotá, 2013)

### **2.1.1.3 Cavidades y válvulas cardíacas**

Internamente el corazón está conformado por cuatro cámaras o cavidades cardíacas, dos de estas localizadas en la parte superior denominadas atrios o aurículas y otras dos situadas en la parte inferior llamadas ventrículos. (Jiménez Gutiérrez, 2007, pág. 44) (Profesor en línea, 2013)

La aurícula y el ventrículo derecho forman lo que clásicamente se denomina el corazón derecho el cual recibe la sangre que proviene de todo el cuerpo, que desemboca en la aurícula derecha a través de las venas cavas superior e inferior. Esta sangre, pobre en oxígeno, llega al ventrículo derecho, desde donde es enviada a la circulación pulmonar por la arteria pulmonar. La aurícula izquierda y el ventrículo izquierdo forman el llamado corazón izquierdo recibe la sangre de la circulación pulmonar, que desemboca a través de las cuatro venas pulmonares en la porción superior de la aurícula izquierda. Esta sangre es oxigenada y proviene de los pulmones. El ventrículo izquierdo la envía por la arteria aorta para distribuirla por todo el organismo (Profesor en línea, 2013). Una pared muscular llamada tabique separa el corazón izquierdo del derecho. (Texas Heart Institute, 2012)

Figura 11 Cavidades y válvulas internas del corazón



Fuente: (Texas Heart Institute, 2012)

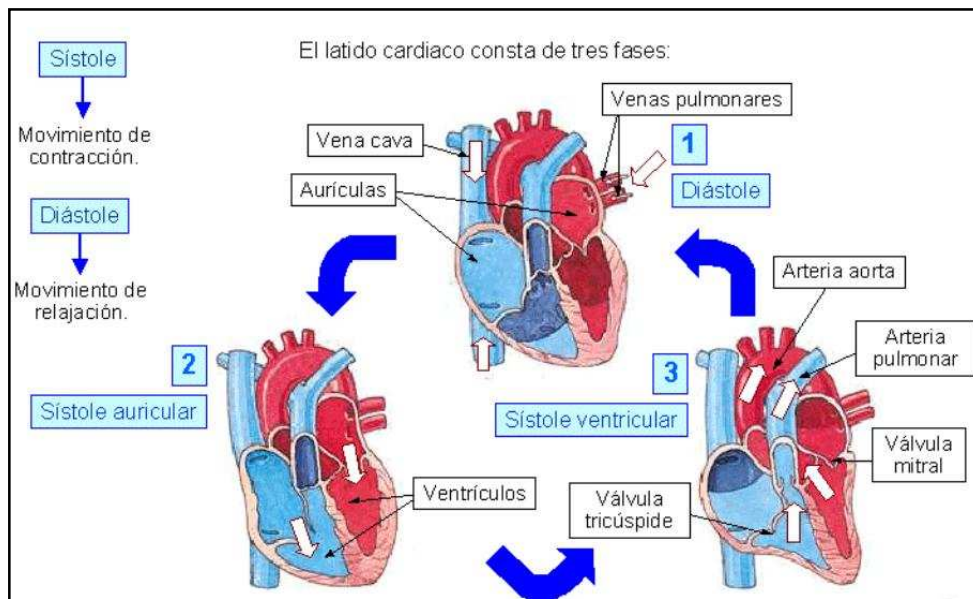
El corazón está formado por cuatro válvulas cardíacas que controlan el flujo de la sangre:

- La **válvula tricúspide** separa la aurícula derecha del ventrículo derecho controlando su flujo de sangre entre ellos.
- La **válvula pulmonar** controla el flujo de sangre entre el ventrículo derecho de las arterias pulmonares que transportan la misma a ambos pulmones para ser oxigenada.
- La **válvula mitral o bicúspide** permite que la sangre oxigenada proveniente de los pulmones pase de la aurícula izquierda al ventrículo izquierdo.
- Y por último la **válvula aórtica** permite que pase la sangre oxigenada del ventrículo izquierdo a la arteria aorta, y ésta arteria se encarga de transportar sangre a todo el organismo. (Texas Heart Institute, 2012) (Profesor en línea, 2013)

### 2.1.2 Ciclo cardíaco

El corazón tiene un ciclo cardíaco cíclico y continuo acompañado de eventos electrónicos, mecánicos, hemodinámicas que ocurren en el interior de los ventrículos y aurículas durante la contracción y relajación del corazón. En cada ciclo cardíaco el corazón bombea sangre mediante los movimientos de sístole (auricular, ventricular) y diástole. (EcuRed, 2010)

Figura 12 Ciclo cardíaco: sístole y diástole



Fuente: (De la Peña, Función contráctil del corazón intacto, 2009)

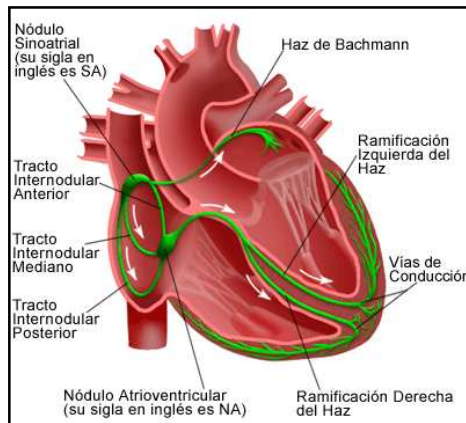
Se denomina sístole al movimiento de contracción de una cavidad cardíaca ya sea auricular o ventricular para expulsar la sangre hacia el sistema circulatorio y tejidos, y diástole al movimiento de dilatación o relajación de los músculos del corazón para recibir la sangre que proviene del sistema circulatorio y tejidos (EcuRed, 2010). En una persona en reposo el ciclo cardíaco puede durar 0.8 s, formado por 0.3 s de la sístole y 0.5 s de la diástole. (Electrocardiografía.es, 2012)

### 2.1.3 Sistema conducción - eléctrico del corazón

El corazón es una bomba formada por tejido muscular y necesita de una fuente de energía para poder funcionar. La acción de bombeo del corazón proviene de un sistema integrado de conducción eléctrica que se encarga de iniciar y transmitir el impulso eléctrico a través de fibras cardíacas especiales del corazón, tales como:

- Nódulo Sinusal (SA).
- Nódulo Auriculoventricular.
- Has de His (rama derecha e izquierda).
- Fibras de Purkinje.

Figura 13 Sistema eléctrico del corazón



Fuente: (De la Peña, 2009)

El impulso eléctrico se genera en el nódulo sinusal (también llamado nódulo sinoauricular), tejido especializado localizada en la aurícula derecha del corazón, este mismo nódulo sinusal inicia un estímulo eléctrico en cada latido del corazón que viaja a través de las vías de conducción y hace que las cavidades bajas del corazón se contraigan y bombeen la sangre hacia fuera. La aurícula derecha e izquierda son estimuladas y se contraen durante un breve período de tiempo antes de que lo hagan los ventrículos derecho e izquierdo.

El impulso eléctrico viaja desde el nódulo sinusal (SA) hasta el nódulo auriculoventricular (AV), en ese instante los latidos se retrasan durante un breve instante para continuar descendiendo por la vía de conducción a través del haz de His hacia los ventrículos. El haz de His se divide en las vías de conducción derecha e izquierda para llevar el estímulo eléctrico a los dos ventrículos. El impulso eléctrico se mueve a través del sistema de conducción del corazón haciendo que éste se contraiga, cada contracción de los ventrículos representa un latido. Las aurículas se contraen una fracción de segundo antes que los ventrículos para que la sangre que contienen se vacíe en dichos ventrículos antes de que estos se contraigan. (Electrocardiografía.es, 2012)

## 2.2 Electrocardiografía

La electrocardiografía es un método o procedimiento electro-diagnóstico que permite la obtención y el registro gráfico de la actividad eléctrica del corazón durante el ciclo cardíaco mediante instrumentos con sistemas de amplificación adecuados

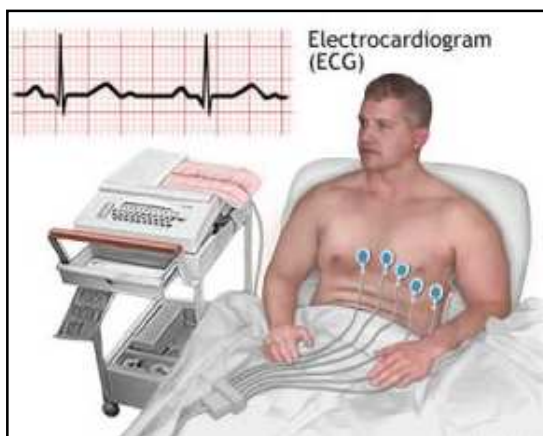
(electrocardiógrafos) y el uso de electrodos que son colocados en la superficie del cuerpo (derivaciones electrocardiográficas).

La electrocardiografía proporciona información de la cronología de los fenómenos eléctricos y cambios de potenciales generados durante la actividad cardíaca, medición de intervalos de tiempo, determinación de la amplitud de las señales y el análisis de su morfología constituyen aspectos importantes para la interpretación de los electrocardiogramas. (Chorro Gascó & López Merino, 2005, págs. 30 - 31)

### 2.2.1 Electrocardiógrafo y electrocardiogramas

Los electrocardiógrafos permiten detectar las señales eléctricas asociadas con la actividad cardíaca y generan un electrocardiograma (ECG), son utilizados con frecuencia para el diagnóstico de anomalías cardíacas y arrítmicas, adicional los electrocardiógrafos detectan potenciales eléctricos de aproximadamente 1mV. (Centro nacional de excelencia tecnológica en salud. CENETEC, 2006)

Figura 14 Electrocardiógrafo



Fuente: (Franco Domínguez, 2009)

El ECG es un registro gráfico sobre el papel milimetrado, el en que se puede observar la variación de voltaje en relación con el tiempo de la actividad eléctrica del corazón generada durante un lapso de tiempo, el trazado obedece al comportamiento de las deflexiones u ondas electrocardiográficas de los pulsos electrónico y función cardíaca de las diferentes partes del corazón, la toma de un ECG normal dura aproximadamente 30 segundos. (Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA, 2009, pág. 50)



## 2.2.2 Descripción de la señal del ECG

La contracción del corazón es originada por los impulsos eléctricos por medio de un potencial de acción de las células cardíacas las cuales originan que todas las partes del corazón se contraigan para poder bombear la sangre. (Echeverri Molina, 2010)

### 2.2.2.1 Potencial de acción células cardíacas

Cada célula cardíaca es rodeada interna y externamente por una solución que contiene tres iones sodio, potasio y calcio. (Davis, 2008, págs. 2 - 6, 10, 11)

Figura 15 Potencial de acción



Fuente: (DALCAME, 2005)

En la fase de reposo o relajación, las fibras del musculo cardíaco internamente están cargadas negativamente y externamente positivamente, es decir están polarizadas. Cuando se genera un impulso eléctrico en el corazón, internamente las células cardíacas se cargan positivamente y externamente negativamente, el cambio de este estado de excitación y polaridad origina la despolarización que se propaga por todo el miocardio de extremo a extremo generando su contracción. (Davis, 2008, págs. 2 - 6, 10, 11) (Lindner & Dubin, 1995, págs. 3 - 9)

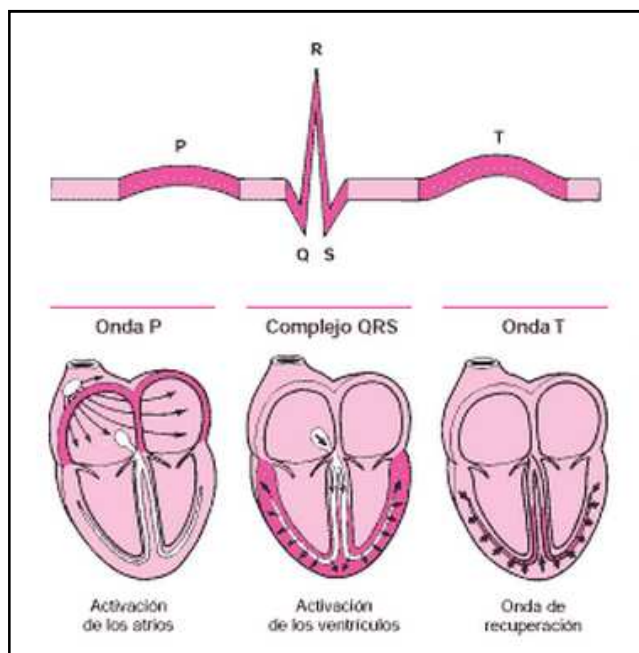
La repolarización consiste en retomar el estado originario (reposo) de las células cardíacas con carga negativa. (Davis, 2008, págs. 2 - 6, 10, 11)

- Despolarización: Cambio de polaridad negativa a positiva.
- Repolarización: Cambio de polaridad positiva a negativa. (Lindner & Dubin, 1995, págs. 3 - 9)

### 2.2.2.2 Ondas e intervalos de la señal ECG

En el electrocardiograma (ECG), la gráfica trazada y registrada de la actividad de los pulsos cardíacos está representada por un conjunto de ondas P, Q, R, S, T y U que ordenadamente son inscritas conforme van apareciendo en el tiempo (Elsevier Health Science - España, 2012). Este trazado de ondas permitirá relacionar los eventos eléctricos que ocurren en el corazón.

Figura 16 Señal ECG



Fuente: (MSDsalud, 2013)

La **Onda P** es la primera deflexión hacia arriba que aparece en el ECG, representa la despolarización de las aurículas derecha e izquierda, que avanza de derecha a izquierda y en dirección inferior, es decir las aurículas se contraen y envían sangre a los ventrículos.

La dirección de la onda P es positiva (ascendente), tiene una duración máxima aproximada de 0.10 segundos o menos con una amplitud (altura) de 0.5 a 2.5 mm y se origina en el nódulo senoauricular (SA).

El **Complejo QRS** es también llamado complejo ventricular debido a que representa la despolarización de ambos ventrículos derecho e izquierdo, que comienza con la despolarización del tabique interventricular de izquierda a derecha originando la onda Q, luego continúa con la despolarización de los

ventrículos desde el endocardio hasta el epicardio que originan las ondas R y S. Puede estar formado por desviaciones positivas o ascendentes (onda R) y desviaciones negativas o invertidas (onda Q, S y QS).

Puede ser predominantemente positivo, negativo o equifásica (igualmente positiva o negativa), tiene una duración de 0.12 segundos o menos y en adultos 0.08 segundos o menos, con una amplitud menor a 20 mm (derivaciones plano frontal) o menor a 30 mm (derivaciones plano horizontal). La morfología del complejo QRS son señales estrechas y puntiagudas.

La **Onda T** viene a continuación del complejo QRS y representa la repolarización ventricular que avanza desde el epicardio hasta el endocardio, es una onda positiva (ascendente) con una duración de 0.10 a 0.25 segundos o más y amplitud menor a 5 mm. Su morfología es redondeada y ligeramente asimétrica.

Al finalizar la onda T, se termina la acción eléctrica y el corazón se encuentra relajado, luego de un tiempo determinado comienza un nuevo impulso eléctrico, cuanto mayor sea la frecuencia cardíaca, menor será este intervalo de tiempo.

La **Onda U** representa la finalización de la repolarización de una pequeña parte de los ventrículos, es una onda muy pequeña, normalmente positiva semicircular y simétrica, por lo general no se puede determinar su tiempo de duración y su amplitud es menor de 2mm más pequeña que la onda T precedente.

El **Intervalo QT** comprende el tiempo entre el inicio de la despolarización y el final de la repolarización de los ventrículos (es decir, el período refractario de los ventrículos) e indica que la repolarización ventricular es normal.

El **Intervalo RR** abarca el tiempo transcurrido entre dos despolarizaciones ventriculares sucesivas durante las cuales las aurículas y los ventrículos se contraen y se relajan una vez (es decir, un ciclo cardíaco).

El **Intervalo PR** está comprendido por el tiempo de inicio de la despolarización auricular hasta el inicio de la despolarización ventricular, mediante el cual el impulso eléctrico avanza normalmente y sin demora desde el nódulo SA o un marcador ectópico en la aurícula a través del sistema de conducción eléctrica hacia el miocardio ventricular. El intervalo PR incluye la onda P y el segmento PR.

El **Segmento ST** representa la primera parte de la repolarización normal de los ventrículos derecho e izquierdo.

El **Segmento PR** está comprendido por el tiempo transcurrido desde el final de una despolarización auricular hasta el inicio de la despolarización ventricular durante el cual el impulso eléctrico avanza desde el nódulo AV a través del haz de His, las ramas fasciculares y las fibras de Purkinje hacia el miocardio ventricular. (Elsevier Health Science - España, 2012)

### 2.2.3 Derivaciones electrocardiográficas

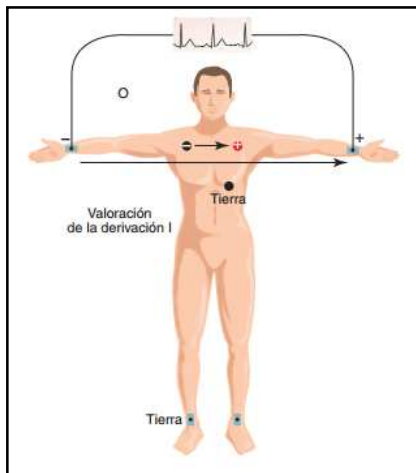
Cada vez que se contrae el corazón se registra la actividad eléctrica en el ECG, para lo cual se colocan electrodos en diferentes zonas específicas del cuerpo humano que haciendo uso de diversas combinaciones de los electrodos se obtiene doce vistas distintas de la misma actividad eléctrica del corazón, estas vistas se las denomina derivaciones electrocardiográficas. Un ECG de 12 derivadas se forma de tres derivadas estándares (bipolares), tres derivadas aumentadas (monopolares), que ven al corazón en el plano frontal, y seis derivadas precordiales o unipolares torácicas que permiten ver el corazón en el plano horizontal. (Davis, 2008, págs. 2 - 6, 10, 11)

**Derivaciones Estándares de Einthoven:** A estas derivadas también se las denomina "bipolares de Einthoven", debido a que registran la diferencia de potencial eléctrico entre dos electrodos, uno negativo y otro positivo. Dentro de este grupo se tiene las siguientes derivadas:

- **Derivada I:** Formada por la diferencia de potencial entre brazo izquierdo (VL) menos brazo derecho (VR).

$$DI = VL - VR \text{ (Ecuación 1.1)}$$

Figura 17 Derivada I

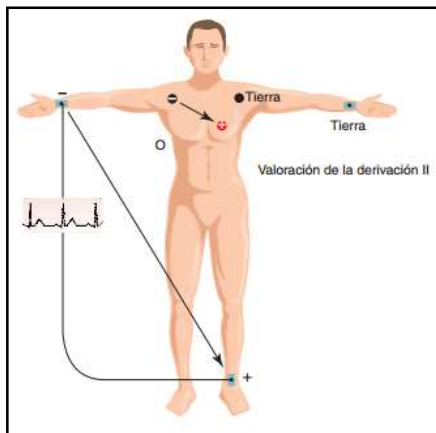


Fuente: (Elsevier Health Science - España, 2012)

- **Derivada II:** Registra la diferencia de potencial de la pierna izquierda (VF) menos brazo derecho (VR).

$$DII = VF - VR \text{ (Ecuación 1.2)}$$

Figura 18 Derivada II

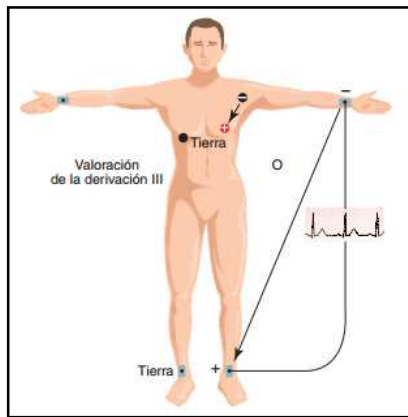


Fuente: (Elsevier Health Science - España, 2012)

- **Derivada III:** Resulta de la diferencia de potencial pierna izquierda (VF) menos brazo izquierdo (VL).

$$DIII = VF - VL \text{ (Ecuación 1.3)}$$

Figura 19 Derivada III



Fuente: (Elsevier Health Science - España, 2012)

Conjuntamente estas tres derivaciones forman imaginariamente el triángulo de Einthoven y están relacionadas íntimamente entre sí, de modo que los voltajes registrados tienen una relación matemática, como lo describe Einthoven en su propia ley. (Davis, 2008, págs. 2 - 6, 10, 11)

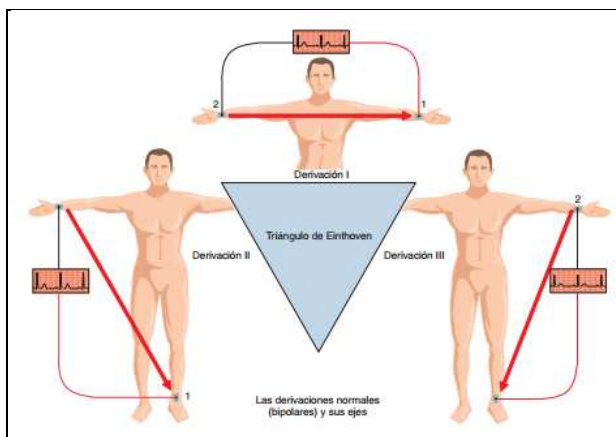
$$DII = DI + DIII \text{ (Ecuación 1.4)}$$

Reemplazando Ecuación 1.1 y Ecuación 1.3 en Ecuación 1.4 se tiene la siguiente:

$$DII = VL - VR + VF - VL$$

$$DII = VF - VR$$

Figura 20 Triángulo de Einthoven



Fuente: (Elsevier Health Science - España, 2012)

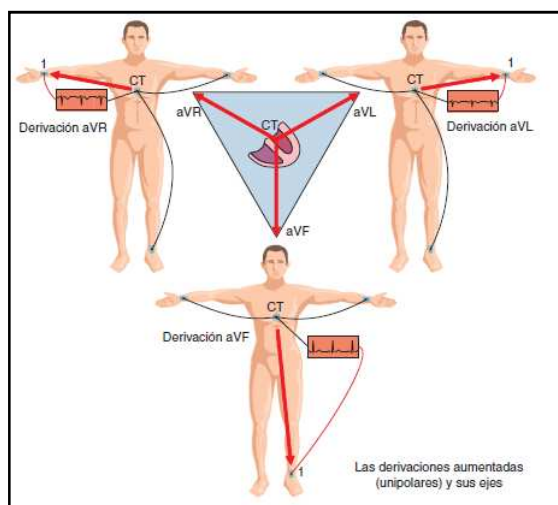
**Derivaciones Aumentadas de Goldberger:** Para obtener estas derivadas se hace uso de los mismos tres electrodos de las derivadas estándares pero en combinaciones distintas y se crean las derivadas aumentadas.

Este tipo de derivadas se las considera monopolares, porque incluyen un electrodo explorador positivo ya sea en el brazo, pierna izquierda o brazo derecho que registra la diferencia de potencial entre un punto respecto de las otras dos derivadas. Al colocar estas derivadas de esta manera se obtiene un voltaje muy bajo por lo que la máquina del ECG aumenta el voltaje para igual con el resto del ECG.

Las derivadas aumentadas monopolares son las siguientes:

- **Derivada aVR (Voltaje aumentado del brazo derecho):** Inscribe el potencial eléctrico desde el brazo derecho con respecto a un punto nulo formado por la unión de los cables del brazo y de la pierna izquierda.
- **Derivada aVL (Voltaje aumentado del brazo izquierdo):** Esta derivación registra la actividad eléctrica desde el brazo izquierdo en relación a la unión de los cables del brazo derecho y del pie izquierdo.
- **Derivada aVF (Voltaje aumentado de la pierna izquierda):** Se obtiene el potencial eléctrico existente entre la pierna izquierda y la unión de los cables de ambos brazos derecho e izquierdo, en esta derivada ve la actividad eléctrica desde la base del corazón. (Davis, 2008, págs. 2 - 6, 10, 11)

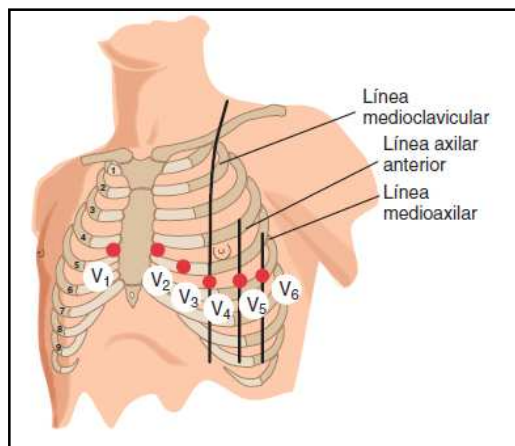
Figura 21 Derivadas aumentadas



Fuente: (Elsevier Health Science - España, 2012)

**Derivaciones Precordiales o Torácicas:** Las seis derivadas precordiales son unipolares que rodean al corazón en forma de un semicírculo y abarcan la zona del tórax donde se registra la actividad eléctrica del corazón en plano horizontal, los electrodos son ubicados desde la posición V1 a la V6, estas derivadas permiten registrar y obtener información de las perturbaciones ocurridas en el miocardio de ambos lados derecho e izquierdo y posibles problemas en la pared anterior y posterior del corazón.

Figura 22 Derivadas precordiales

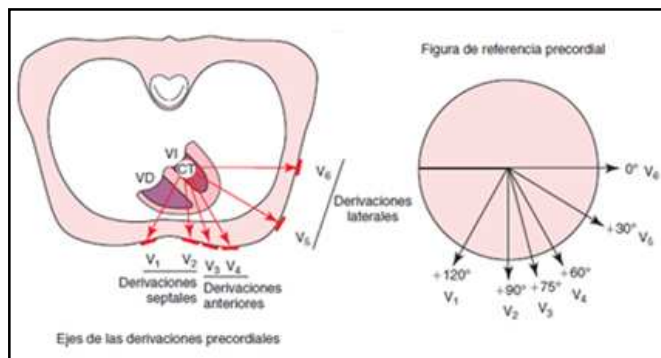


Fuente: (Elsevier Health Science - España, 2012)

- **V1:** Electrodo ubicado en 4º espacio intercostal, entre las costillas, inmediatamente a la derecha del esternón.
- **V2:** Electrodo situado en el 4º espacio intercostal, junto a la izquierda de esternón.
- **V3:** El electrodo es colocado en un punto equivalente entre V2 y la próxima derivada.
- **V4:** Se ubica el electrodo en el 5º espacio intercostal, a nivel de la línea medioclavicular izquierda.
- **V5:** Se ubica el electrodo en el 5º espacio intercostal a nivel de la línea axilar anterior izquierda.
- **V6:** Finalmente el electrodo ubicado en el 5º espacio intercostal a nivel de la línea medioaxilar izquierda. (Davis, 2008, págs. 2 - 6, 10, 11)



Figura 23 Ejes de las derivaciones precordiales



Fuente: (Elsevier Health Science - España, 2012)

## 2.3 Presión Arterial

La presión arterial es una variable a considerar en el monitoreo de signos vitales, por lo que es importante saber sus valores nominales y consejos que se debe tener en cuenta al momento de la medición.

### 2.3.1 Definición

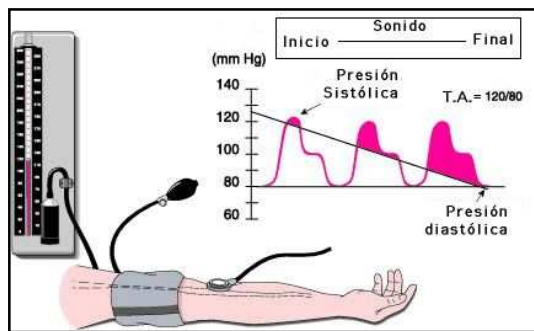
A la presión arterial se la puede definir como la fuerza ejercida por la sangre al circular por sobre las paredes de las arterias, gracias a esta presión o fuerza la sangre lleva nutrientes tales como agua, oxígeno, glucosa, sales minerales, hormonas a todos los órganos, tejidos y células del cuerpo humano.

La presión arterial varía continuamente a lo largo del período cardíaco dependiendo de la actividad, temperatura, estado emocional, postura, estado físico y proporciona un dato importante sobre el estado cardiovascular del paciente, así mismo depende de una serie de factores fisiológicos y físicos, entre estos tenemos:

- Gasto cardíaco (frecuencia cardíaca): Es la cantidad de sangre es expulsada del corazón en un minuto
- Resistencia vascular periférica: Es la oposición que ejercen las arterias al paso de la sangre
- Volumen sistólico, volumen sanguíneo arterial
- Elasticidad – distensibilidad del sistema arterial. (Universidad de Jaén, 2007)

La presión arterial tiene dos componentes: la presión arterial sistólica (PAS) y diastólica (PAD).

Figura 24 Presión arterial sistólica y diastólica



Fuente: (tuotromedico.com, 2014)

### 2.3.1.1 Presión arterial sistólica

Es el valor máximo de la presión arterial medida en la fase de la contracción del corazón, la presión es máxima en el instante del latido cardíaco. (Hartmann, 2010)

### 2.3.1.2 Presión arterial diastólica

Corresponde al valor mínimo medido de la presión arterial entre dos latidos del corazón, es decir cuando está relajado (Hartmann, 2010), depende de las resistencias que oponen las arterias al paso de la sangre.

En la lectura de la presión arterial de la persona se registran estos dos valores de presiones arteriales, primero el valor sistólico y después el diastólico (Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA, 2009, págs. 121 - 122), los valores normales de la presión varían entre 90/60 y 120/80 mmHg, si estos valores sobrepasan los 130/90 mmHg indican hipertensión arterial y finalmente valores por debajo de 90/60 son indicativos de hipotensión.

Figura 25 Valores nominales presión arterial

Category	Systolic		Diastolic
Optimal	<120	and	<80
Normal	120–129	and/or	80–84
High normal	130–139	and/or	85–89
Grade 1 hypertension	140–159	and/or	90–99
Grade 2 hypertension	160–179	and/or	100–109
Grade 3 hypertension	≥180	and/or	≥110
Isolated systolic hypertension	≥140	and	<90

Fuente: (ESH and ESC Guidelines, 2013)

Los niveles de la presión arterial pueden variar conforme al sexo y edad:

Figura 26 Presión arterial según edad y sexo

EDAD	PRESIÓN SISTÓLICA		PRESIÓN DIASTÓLICA	
	Hombre	Mujer	Hombre	Mujer
16 - 18 años	105 - 135	100 - 130	60 - 86	60 - 85
19 - 24	105 - 139	100 - 130	62 - 88	60 - 85
25 - 29	108 - 139	102 - 135	65 - 89	60 - 86
30 - 39	110 - 145	105 - 139	68 - 92	65 - 89
40 - 49	110 - 150	105 - 150	70 - 96	65 - 96
50 - 59	115 - 155	110 - 155	70 - 98	70 - 98
60 o más	115 - 160	115 - 160	70 - 100	70 - 100

Fuente: (Salud, 2011)

La presión arterial es un parámetro variable, no es un valor constante ya que puede variar durante el día, así como a lo largo de la vida de la persona, al estar directamente ligada al sistema nervioso autónomo, sufre variaciones frente a estímulos emocionales, físicos y mentales, adicional puede aumentar en horas de trabajo y disminuir con el reposo pudiendo bajar más mientras se duerme. (Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA, 2009, págs. 121 - 122)

### 2.3.1.3 Presión arterial alta

El incremento de la presión arterial se denomina hipertensión arterial y se debe al incremento de la fuerza de bombeo del corazón o la contracción de los vasos sanguíneos. La hipertensión es una enfermedad del sistema cardiovascular, y el riesgo de padecerla aumenta con la edad.

Existen otras causas más frecuentes que ocasionan la hipertensión en las personas, entre las que se puede mencionar son la obesidad, falta de ejercicio, el consumo excesivo de alcohol, de la sal y actualmente también el estrés, inicialmente la presión alta no manifiesta síntomas, por lo que estudios realizados indican que la mitad de personas afectadas desconocen que son hipertensas, esto es peligroso, debido a que una presión arterial permanentemente alta causa daños a los órganos vitales de la persona, como el corazón, cerebro, riñones y ojos, que si no es controlada puede originar infartos de miocardio, insuficiencia cardíaca, renal, lesiones cerebrovasculares e incluso pérdida de la visión, etc. (Hartmann, 2010)

La OMS (Organización Mundial de la Salud) reconoce 3 niveles de hipertensión:

- Nivel 1: Hipertensión leve → PAS: 140-159 mmHg y/o PAD: 90-99 mmHg.
- Nivel 2: Hipertensión media-grave → PAS: 160-179 mmHg y/o PAD: 100-109 mmHg.
- Nivel 3: Hipertensión grave → PAS: 180 mmHg o superior y/o PAD: 110 mmHg o superior.

#### **2.3.1.4 Presión arterial baja**

Se la denomina Hipotensión, a diferencia de la hipertensión no es potencialmente mortal o grave, los posibles síntomas que se presentan son mareos, agotamiento, falta de concentración, además se puede ver afectado el rendimiento mental en ocasiones.

La OMS ha establecido como presión arterial baja en el caso de mujeres valores inferiores a 100/60 mmHg y para los hombres valores menores a 110/70 mmHg, sin embargo estos valores dependen de cada persona. (Hartmann, 2010)

#### **2.3.2 Medición de la presión arterial**

La presión arterial puede ser medida de dos maneras usando métodos directos e indirectos o no invasivos. Los primeros son los más exactos pero usualmente ya no se los emplean (Universidad de Jaén, 2007), los no invasivos determinan indirectamente la presión arterial utilizando el esfigmomanómetro, el cuál consta de las siguientes partes:

- Manguito de compresión constituido por una bolsa hinchable.
- Fuente de presión constituida habitualmente por una perilla de goma y una válvula de control que permite regular la presión ejercida por el manguito sobre la arteria.
- Manómetro señala la presión ejercida por el manguito de compresión. (Universidad de Jaén, 2007)

Figura 27 Esfigmomanómetro



Fuente: (Medicina y Prevención M&P, 2013)

Para la medición de la presión arterial se debe tomar en cuenta ciertas recomendaciones o requerimientos como se menciona en (Hartmann, 2010) y (World Hypertension League, 2007)

- Los pacientes deben abstenerse de fumar o tomar cafeína o alimentos durante los 30 minutos antes de la medición.
- La medición debe comenzar después de 5 minutos de descanso.
- Los pacientes deben estar sentados cómodamente con los brazos desnudos y apoyar, al nivel del corazón. Los pies deben estar en el suelo.
- Los pacientes deben estar relajados y no hablar. El manguito de tamaño correcto se debe utilizar para una medición precisa. Vejiga del manguito debe rodear al menos el 80% del brazo.
- Las mediciones se efectuarán con un instrumento recientemente calibrado y validado.
- Tanto la presión sistólica como diastólica, así como el brazo que se utilizó, se deben registrar. La aparición del primer sonido define la presión arterial sistólica y la desaparición del sonido define la presión arterial diastólica.
- Dos o más lecturas separadas por 2 minutos deben ser promediadas. Si las lecturas varían por 5 mm de Hg o más, se deben hacer lecturas adicionales. Los médicos deben explicar a sus pacientes el significado de las mediciones de presión arterial y recomendar medidas periódicas. La frecuencia dependerá del nivel de la presión de la sangre y los factores de riesgo cardiovascular relacionados. (World Hypertension League, 2007)

Hay dos métodos para medir la presión sanguínea: El palpatorio y el auscultatorio.

### **2.3.2.1 Método Palpatorio**

Este método es más rústico, de menor precisión y prescinde del estetoscopio, identifica el flujo sanguíneo en la arteria tomando el pulso del paciente abajo del brazalete en vez de escuchar los sonidos de Korotkoff. (Universidad Nacional de Córdoba, 2013). (Medicina y Prevención M&P, 2013)

Consiste en identificar y palpar el latido del pulso radial (localizado a la altura de la muñeca) con los dedos índice, medio y anular, para lo cual se debe inflar el brazalete hasta que la presión alcance 30 mmHg más de la máxima esperada o 30 mmHg por encima del momento en que desapareció el pulso radial que se está palpando, esto ocurre porque al comprimirse el brazo, se comprime la arteria y desaparece el pulso, el brazalete es desinflado lentamente y en el momento que se vuelva a palpar el primer latido del pulso radial, ese valor registrado en el manómetro corresponderá a la presión arterial sistólica cuyo valor no deberá ser mayor a 139 mmHg. (Medicina y Prevención M&P, 2013)

Aunque con el método de palpación se puede medir fácilmente la presión sistólica, la presión diastólica es mucho más difícil de identificar, este método obvia el registro de la presión diastólica, con lo cual se pierde un dato de gran valor, por esta razón se emplea con mayor frecuencia el método auscultatorio. (Universidad Nacional de Córdoba, 2013). (Medicina y Prevención M&P, 2013)

Sin embargo en casos particulares, (ruidos ambientales intensos que impiden un adecuado registro por el método auscultatorio), este método aporta una eficaz y rápida información acerca del estado de la presión arterial. (Universidad de Jaén, 2007)

### **2.3.2.2 Métodos auscultatorio de esfigmomanometría (Riva-Rocci – Korotkoff)**

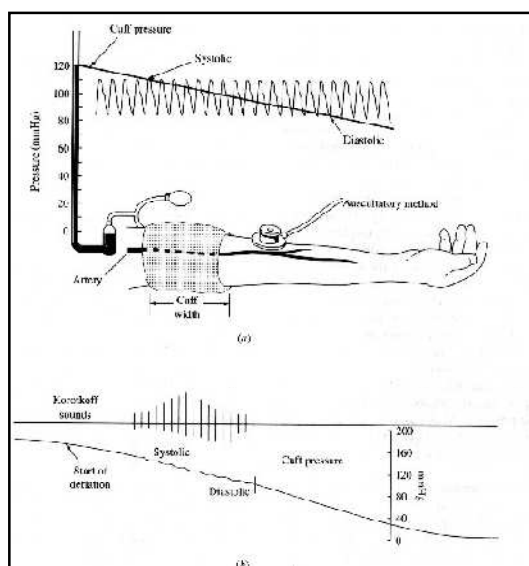
Este método emplea la técnica de Korotkoff quien empleo el esfigmomanómetro del italiano Scipione Riva-Rocci para la medición de la presión arterial y el uso de un estetoscopio.

Como ya se mencionó el esfigmomanómetro consiste en un brazalete o manguito inflable de presión y un manómetro de Mercurio para medir la presión en el brazo, el

estetoscopio, funciona como un transformador de impedancias acústicas, es decir, permite escuchar los sonidos que la sangre provoca al pasar a través de la arteria, a estos sonidos se los denomina “sonidos de Korotkoff”, que pueden ser oídos con el estetoscopio colocado sobre la arteria aguas abajo del brazalete. (Universidad Nacional de Córdoba, 2013)

Para obtener una medida de la presión sanguínea, aplicando este método, primeramente se infla el brazalete colocado en el brazo hasta una presión recomendada (150 mmHg) superior a la que podría ser la presión sistólica, en ese momento no se puede oír sonidos con el estetoscopio, debido a que la arteria ha sido colapsada por la presión del brazalete e impide el paso de la sangre, conforme ésta presión se va disminuyendo paulatinamente y es inferior a la presión sistólica, pequeñas cantidades de sangre fluyen por la arteria semicolapsada con cada latido del corazón y se empieza a oír los sonidos de Korotkoff mediante el auscultamiento con el estetoscopio. La presión medida en el manómetro cuando se escucha el primer sonido de Korotkoff se denomina presión sistólica y mientras va desinflándose la presión del brazalete progresivamente se siguen escuchando los sonidos de Korotkoff hasta que la presión ya no es suficiente para ocluir la arteria y es inferior a la presión sanguínea más baja entonces los sonidos se apagan y desaparecen, en ese instante el valor medido en el manómetro señala la presión diastólica. (Universidad Nacional de Córdoba, 2013)

Figura 28 Método auscultatorio



Fuente: (Universidad Nacional de Córdoba, 2013)

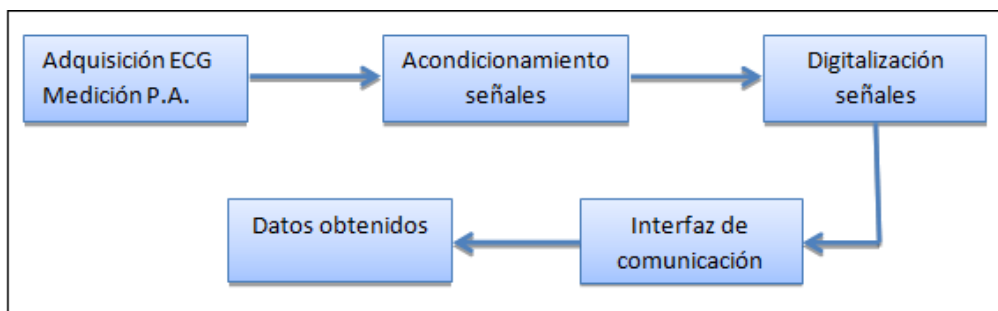
## CAPÍTULO 3

### ANÁLISIS, DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO ELECTRÓNICO PARA ELECTROCARDIOGRAFÍA Y PRESIÓN ARTERIAL

Se realizó varias pruebas para el diseño, desarrollo y construcción del dispositivo electrónico que permiten adquirir la señal cardíaca y la medición de la presión arterial.

En la siguiente figura se observa los procesos que se realizó en el diseño y construcción del módulo.

Figura 29 Diagrama de bloques procesos



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

#### i) Adquisición de las señales

El principal problema de la adquisición de las señales bioeléctricas se debe a que los valores de amplitud, de frecuencia son pequeños y por lo general son afectadas por el ruido que en muchas ocasiones puede ser superior a la propia señal.

Los potenciales bioeléctricos del cuerpo humano raramente son determinísticos, sus magnitudes varían con el tiempo incluso cuando los factores que los originan están controlados. (Univesidad de Alcalá. Departamento de Electrónica, 2012)

Para la adquisición de señales fisiológicas es necesario usar sensores que cumplan ciertos estándares médicos que permitan obtener y proporcionar información, un sensor adecuado colocado sobre la piel de la persona registra la señal bioeléctrica, transforma la señal física adquirida en una señal eléctrica, por ejemplo los electrodos utilizados en el proyecto para la adquisición de la actividad eléctrica del corazón y el sensor para la medición de la presión sanguínea. Las bioseñales que se van a obtener



son de baja frecuencia por lo que es necesario utilizar amplificadores de señal, en este proceso ambas señales poseen ruido, debido a esto se implementó filtros para poder eliminarlo.

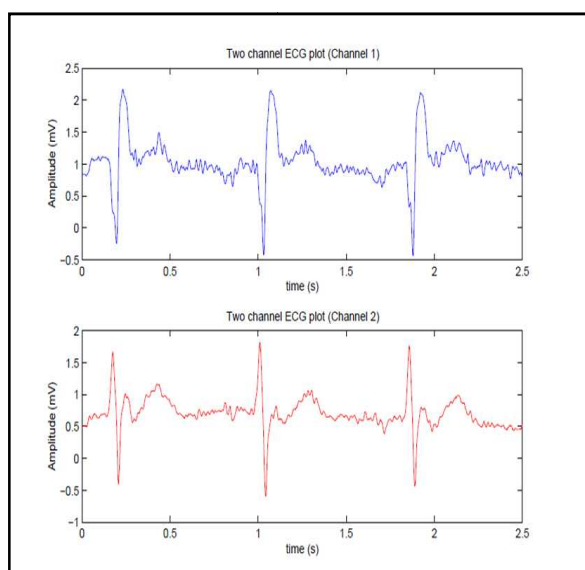
## ii) Acondicionamiento de las señales

La señal bioeléctrica ECG obtenida es de bajo potencial, alrededor de los milivoltios por lo que es necesario amplificar y filtrar la misma, debido a que existen factores que afectan a la propia señal y que no es favorable para el estudio médico, como es la interferencia de la red eléctrica, ruido y variación de la línea base.

Se pretende diseñar un circuito de adquisición con el menor ruido posible, pero se debe tener en cuenta que en este tipo de sistemas diseñados es inevitable el ruido provocado ya sea por factores externos o por los elementos utilizados para el diseño del mismo. A continuación se describen ciertos factores que afectaron a las señales bioeléctricas adquiridas:

- **Ruido:** El ruido introducido en las señales se debe a diversos factores, como por ejemplo el ruido que producen los mismos componentes electrónicos que se usan o también por el movimiento que existe entre la piel y el electrodo, también existen otras señales de tipo eléctrico generado por los músculos del cuerpo que afectan a la señal que se quiere obtener. (Micó, 2005)

Figura 30 Señal ECG con interferencia debido al ruido

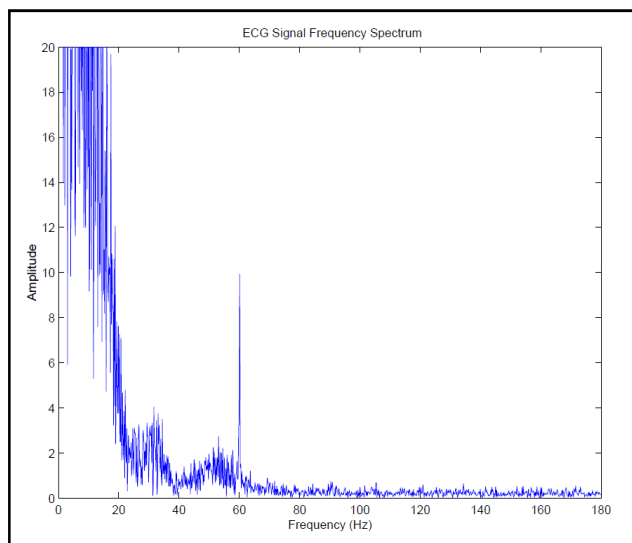


Fuente: (Micó, 2005)

En la figura se muestra en el Channel 1 una señal de ECG con ruido producido por los factores antes mencionados, en el Channel 2 la misma señal sometida a diferentes filtros que se deberían implementar en el desarrollo de la parte del ECG para obtener una señal adecuada.

- **Interferencia de la red:** Otro de los ruidos más comunes de observar es la interferencia de la red, en nuestro país es de 60Hz. (Micó, 2005)

Figura 31 Señal ECG con interferencia debido a la red

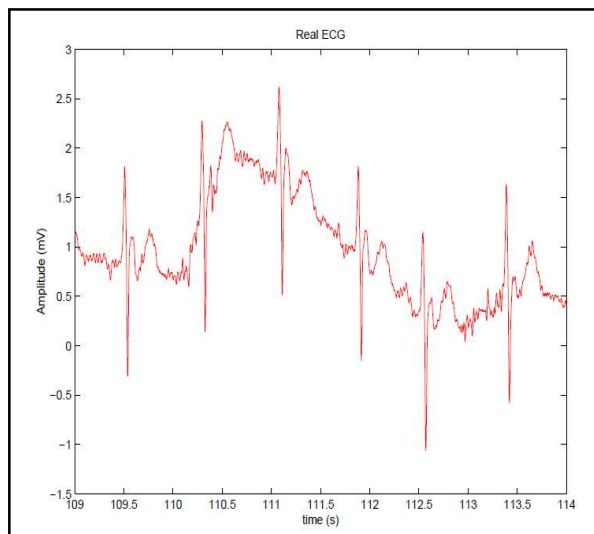


Fuente: (Micó, 2005)

Se puede observar claramente la interferencia de la red a los 60Hz, para eliminar esta clase de ruidos existen muchos métodos como el filtro eliminabanda el cual debe tener una ventana muy delgada que elimine este y no afecte al resto de la señal. (Micó, 2005)

- **Variación de la línea base:** Esta clase de ruido puede aparecer debido a algunos factores como son los movimientos del paciente durante la adquisición de la señal, también por la impedancia entre los electrodos y la piel, por la respiración, esta clase de ruido tienen una frecuencia muy baja, para eliminarlos idealmente y no afectar al resto de la señal. Las variaciones de estas frecuencias están normalmente en un rango de 0 a 0.5 Hz, el diseño de un filtro pasa banda de 0.5 hasta 100 Hz podría solucionar este problema, y de hecho este filtro fue implementado en el circuito del ECG. (Micó, 2005)

Figura 32 Señal ECG con interferencia debido a la variación de la línea base

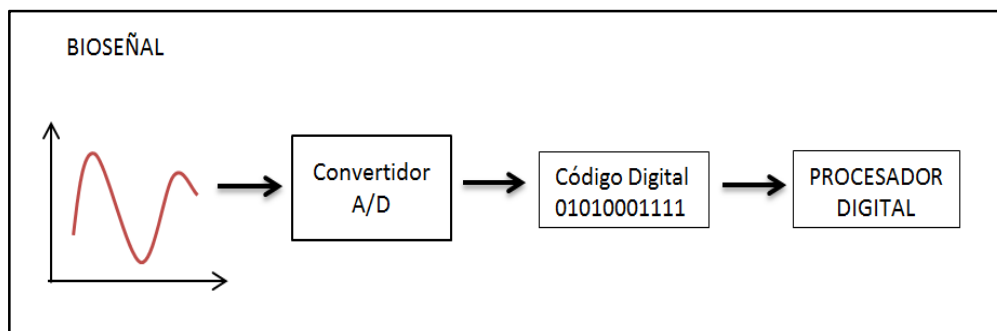


Fuente: (Micó, 2005)

### iii) Digitalización de las señales

Una vez que la señal fue amplificada y filtrada se la digitaliza. Esto permitirá manipular la señal ya sea para almacenarla en un ordenador o para visualizarla. Al ingresar la señal eléctrica adquirida a un convertidor analógico-digital se obtendrá un código binario. (Micó, 2005)

Figura 33 Proceso de digitalización de las señales



Fuente: (Micó, 2005)

### 3.1. Análisis de hardware

Es conveniente realizar un análisis de ciertos elementos electrónicos utilizados en el diseño de los circuitos, ya que es importante conocer características específicas para la construcción del módulo electrónico.

Los elementos electrónicos y materiales utilizados para el diseño de los circuitos para la adquisición de las señales fueron seleccionados tomando en cuenta su funcionamiento, tamaño y su costo, con la finalidad de que el dispositivo construido sea lo más portable posible, de fácil manejo y lo principal de costo accesible para las persona.

### **3.1.1 Análisis del hardware de ECG**

El circuito diseñado e implementado en el módulo para la parte de electrocardiografía, registra la actividad del corazón empleando la segunda derivada (diferencia de potencial de la pierna izquierda menos brazo derecho). Habitualmente en exámenes de rutina para electrocardiogramas se emplea electrodos superficiales adheridos a la piel.

#### **3.1.1.1 Electrodo**

Los electrodos o transductores son los aparatos que detectan las corrientes iónicas, que es la conducción de las señales bioeléctricas en los tejidos. (Garza Plata, 2011)

Comercialmente en la actualidad hay diferentes clases de electrodos para electrocardiogramas, entre los más comunes y usados tenemos los siguientes:

**Electrodo copa de succión o ventosas.-** Este tipo de electrodos se utiliza en pacientes para monitoreo prolongado, se usan en hospitales o unidades de cuidados intensivos. La fijación a la piel de estos electrodos, se realiza a través de un sistema de aspiración que provoca vacío. (Maya Martín & Albornoz Cabello, 2007)

Figura 34 Electrodo copa de succión



Fuente: (Hispotecnia, 2014)

Ventajas:

- Las ventajas de la técnica por vacío es evidente: rapidez y simplicidad de sujeción.
- Una piel debidamente humedecida disminuye su resistencia y aumenta la conductividad eléctrica
- Los electrodos de ventosa tienen la ventaja de poder fijarse con bastante facilidad sobre cualquier zona corporal, esto permite al paciente ciertos cambios de postura sin que los electrodos pierdan su emplazamiento inicial y su contacto con la piel. (Maya Martín & Albornoz Cabello, 2007)

Desventajas:

- A pesar de sus grandes ventajas, presenta el inconveniente en pieles muy sensibles, de poder producir pequeñas roturas de capilares y por consiguiente pequeños hematomas. (Maya Martín & Albornoz Cabello, 2007)
- Existe un estudio publicado por “Trend et al” en que se demuestra que los electrodos reutilizables son un posible vehículo de infecciones cruzadas y que los métodos habituales de limpieza de las ventosas no son suficientes para eliminar la presencia de bacterias existentes.

**Electrodos desechables.-** Son de bajo costo, formado por un botón de contacto de plata-cloruro con gel o pasta conductiva, en la parte superior un botón de plata, situados en un disco de espuma de hule con cubrimiento adhesivo. Este tipo de electrodos se colocan en partes que no tengan protuberancias óseas, generalmente se colocan en el pecho. (Garza Plata, 2011)

Figura 35 Electrodo desechable



Imagen: Darío Cañaveral

Ventajas:

- Los pacientes prefieren los electrodos desechables que las ventosas, ya que no causan daño a la piel, son más higiénicos y más estables.
- Más fáciles de colocar que las ventosas, ya que no requieren preparación previa de la piel ni rasurado.

Desventaja:

- En superficies de piel húmeda, el adhesivo no permanece mucho tiempo. (Ambu España, 2005)

Con lo expuesto anteriormente por la facilidad de colocación del electrodo, higiene y su bajo costos se utilizó los electrodos desechables para las pruebas realizadas.

### 3.1.1.2 Amplificadores

Para elegir el amplificador se debe tener en cuenta que parte de la señal requiere ser amplificada y bloquear la parte que no es necesaria mediante la utilización de filtros. Las señales bioeléctricas adquiridas que se van amplificar están alrededor de los 5 mV, son de baja amplitud y esto ocasiona que sea muy susceptible a contaminación de ruido por lo que requieren ser amplificadas.

#### a) Amplificador de instrumentación AD620

El AD620 que es un amplificador de instrumentación que proporciona una ganancia suficiente para aquellos potenciales cardíacos eléctricos adquiridos de un paciente, con la finalidad de tener un nivel de señal cardíaca adecuado con el cual se pueda trabajar. La ganancia recomendada debe estar en un valor no mayor a 10 (pre-amplificada).

Figura 36 Amplificador de instrumentación AD620.



Imagen: Darío Cañaveral

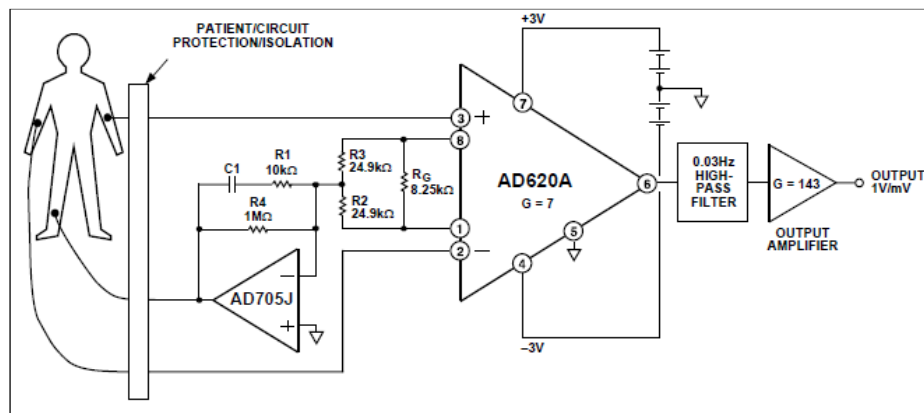
Características principales:

- Ganancia de Voltaje de 1 a 1000.
- Se requiere una sola resistencia para configurar la ganancia.
- Amplio rango de voltaje de alimentación:  $\pm 2,3\text{V}$  a  $\pm 18\text{V}$ .
- Bajo consumo 1,3mA max.
- Excelente desempeño en DC 50 $\mu\text{V}$  offset max.
- Desvío máximo de 0,6 $\mu\text{V} / ^\circ\text{C}$ .
- Ancho de banda 120 KHz con G=100.
- Bajo ruido y encapsulado DIP 8.

Aplicaciones:

- Instrumentación de equipos médicos.
- Sistemas de adquisición de datos.
- Control de procesos industriales.
- Equipos portátiles alimentados por baterías. (Tecna Store, C.A., 2011)

Figura 37 Esquema monitor médico de ECG con el AD620



Fuente: Ficha técnica AD620 por Analog Devices

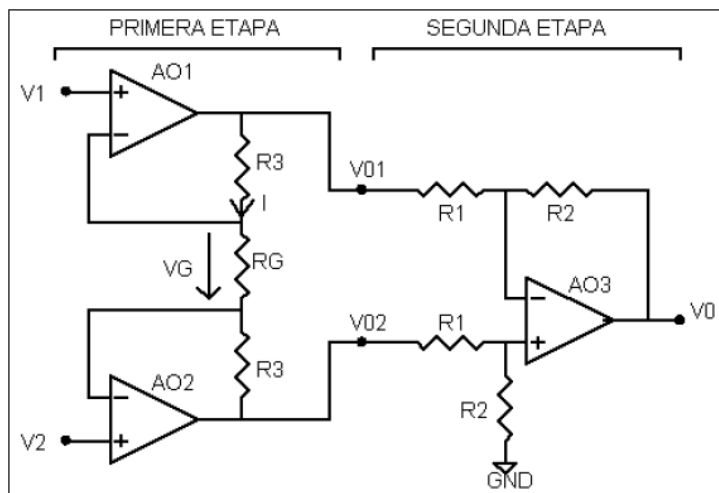
Inicialmente en los intentos por obtener la señal ECG, se tomó como referencia el circuito de la figura anterior recomendado por el fabricante, se acopló con valores de resistencias comerciales, la ganancia viene dada por la siguiente ecuación:

$$G = \frac{49.4 \text{ K}\Omega}{R_G} + 1$$

## b) Amplificador de instrumentación con tres A.O.

Es un amplificador diferencial, cuya ganancia puede establecerse de forma muy precisa y que ha sido optimizado para que opere de acuerdo a sus propias especificaciones. Estos circuitos amplifican la diferencia entre dos señales de entrada y rechazan cualquier señal que sea común a ambas señales, se utilizan principalmente para amplificar señales diferenciales muy pequeñas en muchos procesos industriales, medición, adquisición de datos y aplicaciones médicas. (Azpitarte Astobiza, 2011)

Figura 38 Esquema amplificador de instrumentación con tres A.O.



Fuente: (Universidad Nacional del Rosario - Facultad de Ciencias Exacta, Ingeniería y Agrimensura, 2010)

Características principales:

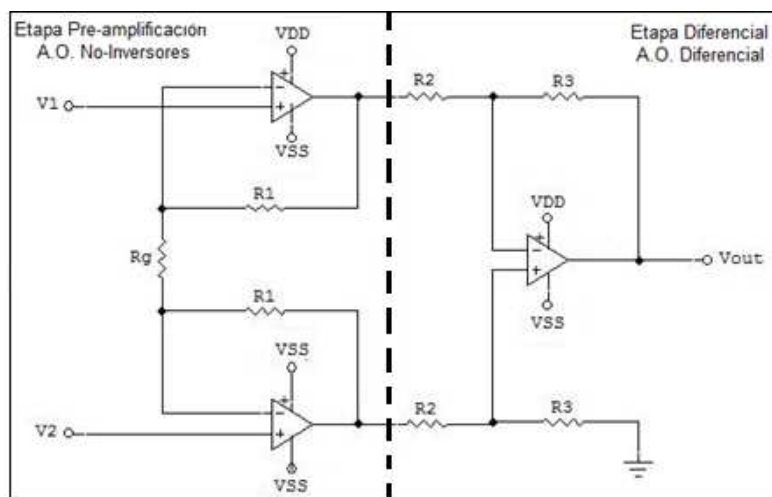
- Son amplificadores diferenciales con una ganancia diferencial precisa y estable, generalmente en el rango de 1 a 1000.
- Su ganancia diferencial se controla da mediante un único elemento analógicos (potenciómetro resistivo) o digital (conmutadores) lo que facilita su ajuste.
- Su ganancia en modo común debe ser muy baja respecto de la ganancia diferencial, esto es, debe ofrecer un CMRR (Common Mode Rejection Ratio) muy alto en todo el rango de frecuencia en que opera.
- Una impedancia muy alta para que su ganancia no se vea afectada por la impedancia de la fuente de entrada.



- Una impedancia de salida muy baja para que su ganancia no se vea afectada por la carga que se conecta a su salida.
- Bajo nivel de la tensión de offset del amplificador y baja deriva en el tiempo y con la temperatura, a fin de poder trabajar con señales de continua muy pequeñas.
- Una anchura de banda ajustada a la que se necesita en el diseño.
- Un factor de ruido muy próximo a la unidad, Esto es, que no incremente el ruido.
- Una razón de rechazo al rizado a la fuente de alimentación muy alto. (Drake Moyano, 2005)

Este tipo de amplificadores de instrumentación diseñado con tres amplificadores operacionales, está constituido por dos etapas:

Figura 39 Etapas amplificador de instrumentación



Fuente: (Azpitarte Astobiza, 2011)

En la primera etapa denominada pre-amplificación, aumenta la impedancia de entrada del circuito debido a su configuración no-inversora, ya que iguala la impedancia del circuito a la del amplificador operacional. Se recomienda utilizar operacionales con entradas basadas en FET, para que permitan obtener bajas corrientes de polarización. La segunda etapa del amplificador de instrumentación es un circuito diferencial. (Azpitarte Astobiza, 2011)

### c) Amplificadores operacionales

Los amplificadores operacionales JFET de entrada de la serie TL07xxx están diseñadas como versiones de bajo nivel de ruido de los amplificadores de la serie TL08xxx con polarización de entrada baja y las corrientes de desplazamiento y velocidad de respuesta rápida. La baja distorsión armónica y bajo nivel de ruido hacen de la serie TL07xxx ideal para la alta fidelidad y aplicaciones de preamplificador de audio. Cada amplificador cuenta con entradas de JFET (de alta impedancia de entrada), junto con etapas de salida bipolares integrados en un solo chip monolítico (Azpitarte Astobiza, 2011). Los amplificadores utilizados en el proyecto son el TL074, TL084 y el TL072.

Figura 40 Amplificador Operacional TL074

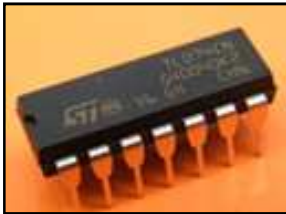


Imagen: Darío Cañaverall

Figura 41 Amplificador operacional TL084



Imagen: Darío Cañaverall

Tomando en cuenta las características, se realizó un análisis de cada amplificador operacional detallado anteriormente, los amplificadores TL074 y TL084 presentan características muy similares, el CMRR tiene el mismo valor 86 dB, ambos son JFET que permiten obtener una alta impedancia de entrada y una mínima corriente de polarización, la diferencia que se podría encontrar es que el TL074 son operacionales de bajo nivel de ruido y los TL084 se utilizan a nivel general, por lo antes mencionado para el diseño del amplificador de instrumentación, amplificación y

etapa de filtrado se utilizó el TL074, adicional muchas personas de igual manera lo recomiendan, porque indican que es la versión de bajo ruido del TL084.

Figura 42 Amplificador operacional TL072



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

### 3.1.2 Análisis del hardware de presión arterial

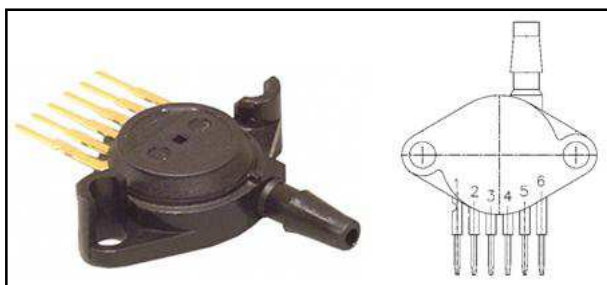
Para la parte del hardware de la presión arterial se tomó como referencia los esquemas encontrados en la ficha técnica de los mismos sensores. Para medir la presión sanguínea de las personas se empleó el método auscultatorio.

#### 3.1.2.1 Sensor de presión

Los sensores de presión de la serie MPX fabricados por la empresa estadounidense Motorola, están diseñados y construidos con materiales piezo-resistivos que proveen una relación lineal entre la presión aplicada y la tensión de salida. Se destacan por su bajo costo, 60 mV Span (Typ) y  $\pm 0.25\%$  de linealidad (Max). Entre las aplicaciones que tenemos de estos sensores son: bombas, controladores de motores, indicadores de nivel, barómetros, altímetros, electromedicina, etc. (G.M. Electronica S.A., 2012)

El sensor de presión **MPX4115**, fabricado por Motorola da una salida analógica y permite medir presiones entre 15 y 115 KPa.

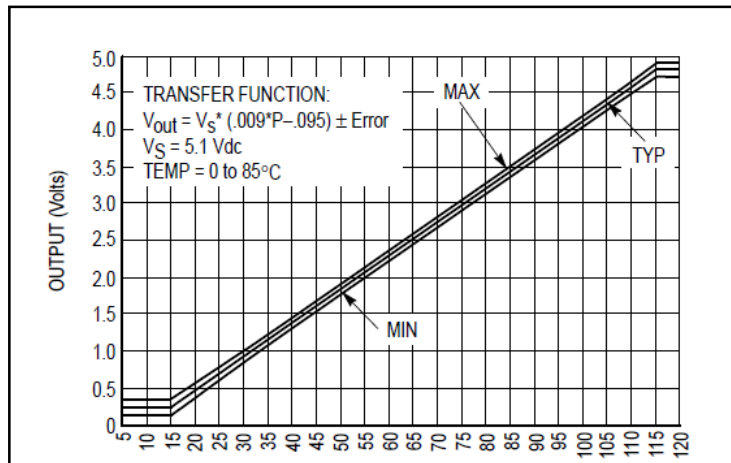
Figura 43 Sensor de presión MPX4115



Fuente: Ficha técnica sensor de presión por Motorola

El sensor MPX4115 está formado por un diafragma monolítico de silicio el cual detecta pequeños cambios de tensión y un chip que transforma las vibraciones de presión en señales eléctricas proporcionales. El diagrama de bloques del circuito interno se puede ver en la siguiente figura.

Figura 44 Función de Transferencia (Volts vs KPa)



Fuente: Ficha técnica sensor de presión por Motorola

Todo sensor tiene que tener una función de transferencia de salida ( $V_{out}$ ), en el caso de este sensor se tiene la siguiente ecuación dada por el fabricante:

$$V_{out} = V_s(0,009 * P - 0,095) \quad \text{ecuación 1}$$

Donde:

$V_{out}$  → Es el voltaje de salida del sensor.

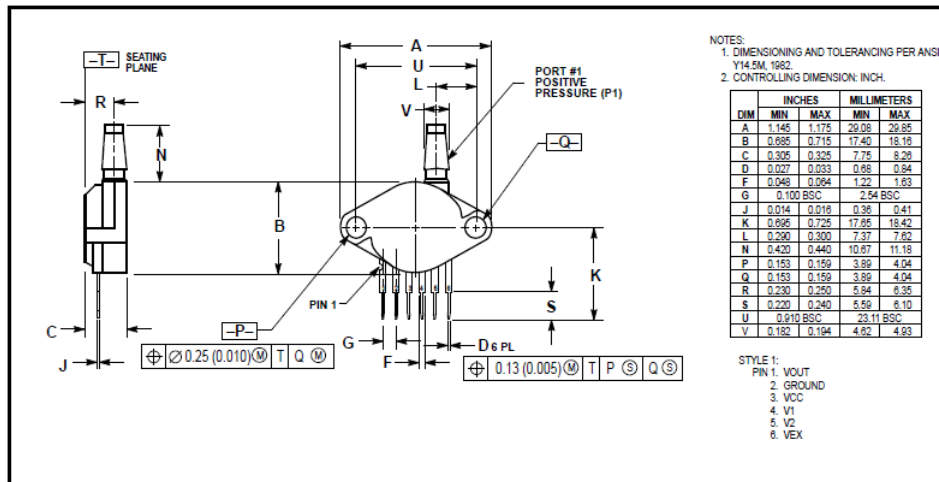
$P$  → Es la presión en Kilo Pascal.

$V_s$  → El voltaje de alimentación del sensor.

Despejando de la ecuación anterior la presión  $P$ , se obtiene:

$$P = \frac{111,111V_{out}}{V_s} + 10,555 \quad \text{ecuación 2} \quad (\text{Motorola Inc., 1997})$$

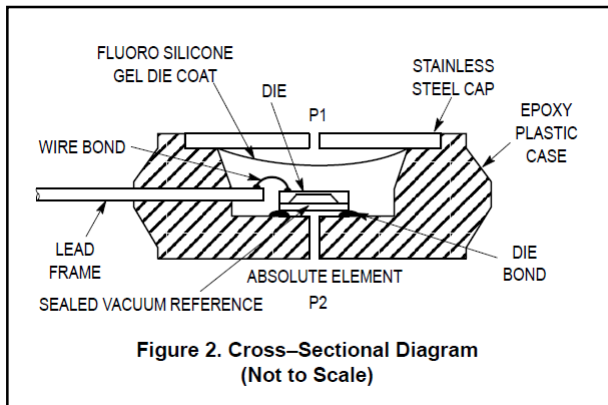
Figura 45 Estructura externa y distribución de pines sensor MPX 4115



Fuente: Ficha técnica del sensor de presión por Motorola

El MPX 4115 tiene un chip de detección en el soporte, un gel de fluorosilicona aísla la superficie de la matriz y los enlaces del alambre desde el medio ambiente, permitiendo al mismo tiempo que la señal de presión se transmita a la membrana del sensor.

Figura 46 Estructura interna sensor MPX 4115



Fuente: Ficha técnica del sensor de presión por Motorola

Al aplicar una tensión en los extremos del sensor, ésta varía en función de la presión que se está ejerciendo en el sensor, el rango de tensión que proporciona está comprendido entre 0.13 y 4.725 voltios, directamente proporcional a 15 y 115 KPa. (Clavijo Mendoza, 2011, págs. 17 - 19, 131 - 133)

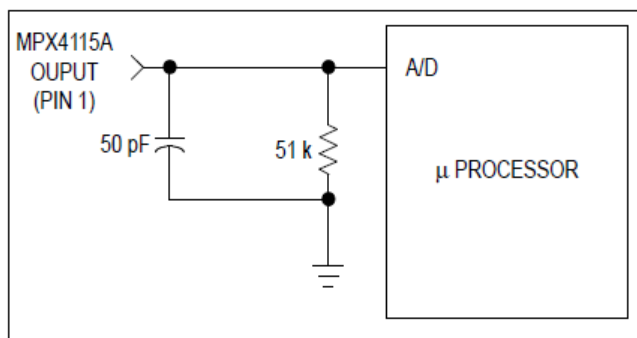
Características destacadas del MPX 4115:

- Máximo error 1,5% entre 0 y 85°C.

- Diseñado idealmente para su uso con microcontroladores.
- Gran durabilidad.
- Rango de presión 15 – 115 KPa.
- Salida 0,13 – 4,725 voltios.

En la siguiente figura se muestra un esquema descrito por el fabricante, circuito de desacoplamiento para interconectar el sensor de presión MPX4115 a la entrada A/D de un microprocesador. (Motorola Inc., 1997)

Figura 47 Desacoplamiento MPX4115 a la entrada A/D de un microprocesador



Fuente: Ficha técnica del sensor de presión por Motorola

### 3.1.2.2 Brazaletes de presión sanguínea

Es un instrumento de compresión para medir la presión sanguínea, mediante la oclusión del flujo de sangre en el brazo mientras se infla, mide la cantidad de presión que ejerce la sangre sobre las paredes de los vasos sanguíneos de la persona, el brazalete debe estar adaptado a la anchura del brazo. (Carrillo, 2010)

Brazaletes estrechos, pequeños, flojos o con perturbaciones de aire pueden causar lecturas incorrectas, lecturas falsas de la presión arterial.

### 3.1.2.3 Microbomba

Es la encargada de hacer que el brazalete se infle, esta microbomba es activada por el microcontrolador. Este dispositivo puede llegar a un valor superior de 150 mmHg que será suficiente para poder medir el pulso más alto.

### 3.1.2.4 Microválvula

El funcionamiento de la microválvula está asociada al microcontrolador, ya que ésta permite que el brazalete se desinfe paulatinamente debido que el microcontrolador está programado para que en un cierto tiempo se cierre o se abra permitiendo retener o liberar el aire

### 3.1.3 Análisis del hardware del bluetooth y microcontrolador

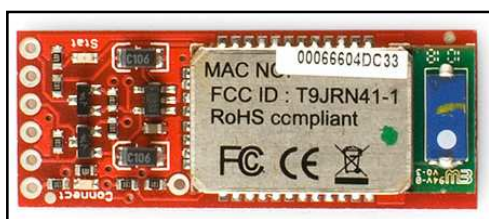
Para el análisis de la parte de la transmisión inalámbrica, es conveniente revisar información acerca de los materiales utilizados como el bluetooth y el microcontrolador.

#### 3.1.3.1 Bluetooth modem – BlueSMiRF Gold (WRL-10268)

El BlueSMiRF es el último Bluetooth inalámbrico, el reemplazo del cable serial de la Electrónica de SparkFun, estos módems trabajan como una línea de comunicación serial (RX/TX), cualquier flujo de datos seriales desde 2400 a 115200 bps pueden ser enviados sin problema desde tu computador a tu dispositivo objetivo.

El módulo bluetooth ha sido probado satisfactoriamente al aire libre a 106 metros de alcance y pueden ser alimentados desde 3.3 V hasta 6V, los pines de conexión soportan voltajes entre 3V a 6V. (SparkFun Electronics, 2009)

Figura 48 Módulo bluetooth (Fabricante SparkFun)



Fuente: (SparkFun Electronics, 2009)

Características principales:

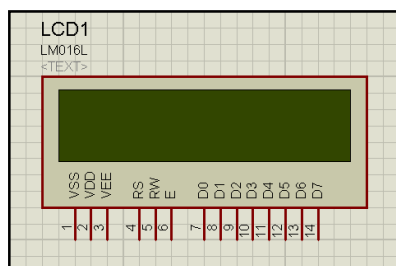
- Alcance de 106 metros.
- Bluetooth radio modem aprobado por la FCC clase 1
- Enlace de conexión muy robusto tanto en integridad como también distancia de transmisión (100m)

- Bajo consumo de corriente 25 mA en promedio (avg).
- Opera en ambientes con otras señales de RF como WiFi, 802.11g y Zigbee.
- Conexión encriptada.
- Frecuencia: 2.4~2.524 GHz.
- Configuración tipo UART.
- Voltaje de operación: 3.3V-6V.
- Comunicación serial: 2400-115200bps.
- Temperatura de operación: -40 ~ +70C.
- Antena incorporada.
- Tamaño: 42 x 16.5 x 5.6mm.
- Velocidad predeterminada: 115200bps
- Tipo de comunicación: Serial
- Nombre del dispositivo: FireFlyXXXX. (SparkFun Electronics, 2009)  
(Dynamo electronics, 2004)

### 3.1.3.2 Display LCD (16X2)

Las LCD (pantalla líquida de cristal líquida) son muy versátiles y capaces de mostrar cualquier carácter alfanumérico, valores numéricos y símbolos especiales provenientes de cualquier equipo electrónico. El proceso de visualización en la LCD es generado por un microcontrolador incorporado a la pantalla, siendo el más comercial el Hitachi 44780. (Universidad Miguel Hernández - UMH, 2007)

Figura 49 Display LCD 16x2 - Proteus



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Características:

- Consumo muy reducido, del orden de 7.5mW.



- Pantalla de caracteres ASCII, además de los caracteres japoneses Kanji, caracteres griegos y símbolos matemáticos.
- Desplazamiento de los caracteres hacia la izquierda o a la derecha.
- Memoria de 40 caracteres por línea de pantalla, visualizándose 16 caracteres por línea
- Permite que el usuario pueda programar 8 caracteres.
- Pueden ser gobernados de 2 formas principales:
  - Conexión con bus de 4 bits.
  - Conexión con bus de 8 bits. (Universidad Miguel Hernández - UMH, 2007)

Figura 50 Distribución y conexión de pines LCD

PIN Nº	SÍMBOLO	DESCRIPCIÓN
1	V <sub>SS</sub>	Patilla de tierra de alimentación
2	V <sub>DD</sub>	Patilla de alimentación de 5 V
3	V <sub>O</sub>	Patilla de contraste del cristal líquido. Normalmente se conecta a un potenciómetro a través del cual se aplica una tensión variable entre 0 y +5V que permite regular el contraste del cristal líquido.
4	RS	Selección del registro de control/registro de datos: RS=0 Selección del registro de control RS=1 Selección del registro de datos
5	R/W	Señal de lectura/escritura R/W=0 El módulo LCD es escrito R/W=1 El módulo LCD es leído
6	E	Señal de activación del módulo LCD: E=0 Módulo desconectado E=1 Módulo conectado
7-14	D0-D7	Bus de datos bi-direccional. A través de estas líneas se realiza la transferencia de información entre el módulo LCD y el sistema informático que lo gestiona

Fuente: (Universidad Miguel Hernández - UMH, 2007)

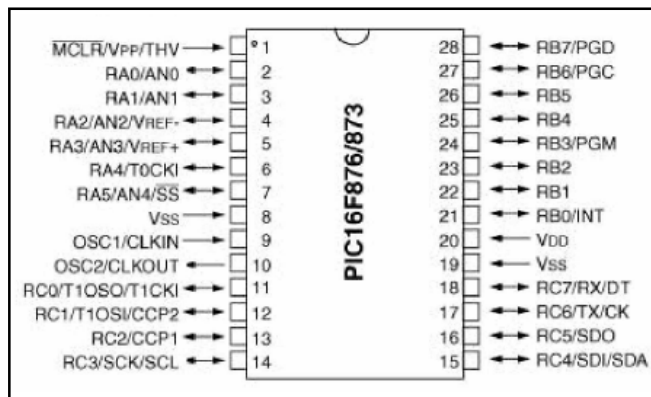
### 3.1.3.3 Microcontrolador

Se enumeran las prestaciones y dispositivos especiales de los PIC16F87X.

- Procesador de arquitectura RISC avanzada.
- Juego de solo 35 instrucciones con 14 bits de longitud. Todas ellas se ejecutan en un ciclo de instrucción, menos las de salto que tardan dos.
- Hasta 8K palabras de 14 bits para la Memoria de Programa, tipo FLASH en los modelos 16F876 y 16F877 y 4KB de memoria para los PIC 16F873 y 16F874.
- Hasta 368 Bytes de memoria de Datos RAM.
- Hasta 256 Bytes de memoria de Datos EEPROM.

- Pines de salida compatibles para el PIC 16C73/74/76/77.
- Hasta 14 fuentes de interrupción internas y externas.
- Modos de direccionamiento directo e indirecto.
- Power- on Reset (POP).
- Temporizador Power- on (POP) y Oscilador Temporizador Start-Up.
- Perro Guardián (WDT).
- Código de protección programable.
- Modo SLEEP de bajo consumo.
- Programación serie en circuito con dos pines, solo necesita 5V para programarlo en este modo.
- Voltaje de alimentación comprendido entre 2 y 5,5 V.
- Bajo consumo: < 2 mA valor para 5 V y 4 MHz 20  $\mu$ A para 3V y 32 M <1  $\mu$ A en standby. (Alatorre Gonzáles, 2010)

Figura 51 Distribución y conexión de pines 16F87X (28 pines)



Fuente: (Alatorre Gonzáles, 2010)

Dispositivos periféricos:

- Timer0: Temporizador-contador de 8 bits con preescaler de 8 bits.
- Timer1: Temporizador-contador de 16 bits con preescaler que puede incrementarse en modo sleep de forma externa por un cristal/clock.
- Timer2: Temporizador-contador de 8 bits con preescaler y postscaler.
- Dos módulos de Captura, Comparación, PWM (Modulación de Ancho de Pulsos).
- Conversor A/D de 10 bits.

- Puerto Serie Síncrono Master (MSSP) con SPI e I2C (Master/Slave).
- USART/SCI (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter) con 9 bit.
- Puerto Paralelo Esclavo (PSP) solo en encapsulados con 40 pines. (Alatorre Gonzáles, 2010)

Existen diferencias entre los microcontroladores de la familia 16F87X de 28 pines respecto a los de 40 pines, entre las que se puede mencionar:

- El PIC 16F873 y el 876 tienen 28 pines, mientras que el PIC 16F874 y 877 tienen 40.
- Los modelos de 40 pines disponen de 5 Puertos de E/S: A, B, C, D y E, mientras que los de 28 solo tienen 3 Puertos: A, B y C.
- Los modelos de 40 pines tienen 8 canales de entrada al Conversor A/D, mientras que los de 28 solo tienen 5 canales.
- Sólo poseen el Puerto Paralelo Esclavo los PIC 16F87X de 40 pines. (Alatorre Gonzáles, 2010)

En la siguiente figura se muestra las características comparativas más importantes de la familia de microcontroladores 16F87X.

Figura 52 Comparación entre los microcontroladores 16F87X

Características	16F873	16F874	16F876	16F877
Frecuencia Máxima	DC-20Mhz	DX-20Mhz	DX-20Mhz	DX-20Mhz
Memoria de programa FLASH Palabra de 14 bits	4KB	4KB	8KB	8KB
Posiciones RAM de datos	192	192	368	368
Posiciones EEPROM de datos	128	128	256	256
Ports E/S	A, B y C	A, B, C y D	A, B y C	A, B, C y D
Nº de Pines	28	40	28	40
Interrupciones	13	14	13	14
Timers	3	3	3	3
Módulos CCP	2	2	2	2
Comunicaciones Serie	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART	MSSP, USART
Comunicación Paralelo	-	PSP	-	PSP
Líneas de entrada en Convertidor A/D de 10 bits	5	8	5	8
Juego de Instrucciones	35 instrucciones	35 instrucciones	35 instrucciones	35 instrucciones
Longitud de la instrucción	14 bits	14 bits	14 bits	14 bits

Fuente: (Alatorre Gonzáles, 2010)

Para elegir el PIC se realizó un análisis de las entradas y salidas que se requieren.

Tabla 1 Entrada y salidas requeridas en el microcontrolador

Periféricos	Entrada	Salida
EKG	1	-
Presión sanguínea	1	-
Voltaje positivo	1	-
Voltaje negativo	1	-
Microválvula	-	1
Microbomba	-	1
Led de Tx	-	1
Trasmisión (Tx)	-	1
Recepción (Rx)	1	-
Datos LCD	-	4
Control LCD	-	2
Iluminación LCD	-	1
Reset	-	1
Oscilador	-	2
<b>Total</b>	<b>5</b>	<b>14</b>

Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Se necesita en total 19 pines, para el desarrollo del proyecto se usó el PIC 16F876A en vista de que se requiere menos puertos para los periféricos de entrada y salida, por otro lado va ocupar menor espacio en la placa, los 28 pines que dispone el microcontrolador son suficientes para el proyecto, su costo es más convenientes en comparación al de 40 pines.

### **PIC16F876A**

Una de las características claves de cada microcontrolador es la resolución que no es otra cosa que la mínima variación de voltaje en la entrada del PIC produce un cambio en el valor digital de la salida. El pic 16F876A cuenta con una resolución de 10 bits, esto permite estar dentro de un rango de 0 a 1023, ejecuta instrucciones en uno 200 nanosegundos y permite programar 4096 palabras, posee 5 canales analógicos RA0, RA1, RA2, RA3, RA5. Por lo general los voltajes que ingresan en Pic van desde 0 a 5v, entonces cuando al microcontrolador le ingresen 0v se obtendrá un valor de 0,

cuando le ingrese un valor de 2,5 voltios se obtendrá un valor de 512 y cuando ingrese un valor de 5v el resultado será 1023. (Microchip Technology Inc., 2003)

$$\text{Resolución} = \text{Voltaje}/1024$$

El microcontrolador posee internamente un solo conversor análogo-digital a pesar que tenga varias entradas, por lo cual no se puede realizar simultáneamente dos mediciones. (Microchip Technology Inc., 2003)

### **3.2 Análisis de software**

Básicamente un microcontrolador es como un computador, tiene un bloque de memoria en el cual guarda la información es decir las instrucciones de la programación es como el disco duro en una computadora, de igual manera que una computadora personal el microcontrolador posee una memoria RAM, el USART y el USB. (Clavijo Mendoza, 2011, págs. 17 - 19, 131 - 133)

Para la programación de un microcontrolador se lo realiza en varios lenguajes en los cuales existe una gran información y programas ya desarrollados para ciertas funciones, básicamente cada lenguaje de programación lo realiza en un código de máquina que también es conocido como un código ensamblador, el cual cada línea posee las instrucciones que va a realizar el microchip. (Clavijo Mendoza, 2011, págs. 17 - 19, 131 - 133)

Para el desarrollo del software se utilizó dos herramientas de programación para microcontroladores, es conveniente realizar un breve resumen de estos para posteriormente elegir el que mejor se acople a nuestras necesidades.

#### **a) MikroElectrónica**

MikroElectrónica es distribuidor de una gama de compiladores para proyectos en los microcontroladores, entre los que más se usan destacan el mikroC y mikroBasic. La principal características de estos compiladores, es la inclusión de un IDE (entorno de desarrollo integrado o en inglés Integrated Development Environment) la cual hace la programación más cómoda y la ayuda que se puede encontrar es muy útil, además entrega cierta información de uso de recursos del microcontrolador. (Neoteo, 2006)

También, mikroElectrónica permite descargar una versión gratuita del compilador, el cual está limitado para proyectos en los cuales el código no sobrepase el 2Kb el cual es suficiente para la mayoría de proyectos, otra de las características más importantes es la cantidad de modelos de micros que soporta. Sus librerías es otro factor por el cual mikroElectrónica es muy utilizado ya que nos ayuda para las diferentes comunicaciones como son RS-232, RS-485 e I2C; teclados PS/2, conexiones USB, interfaz para LCD, etc. (Neoteo, 2006)

### b) MikroBasic

Es un compilador de lenguaje BASIC, diseñado para trabajar en proyectos basado en PIC, para trabajar en este no es necesario conocer a fondo herramienta de Assembler. Este compilador coloca todas las aplicaciones en un solo fichero de proyecto el cual tiene extensión .mbas. Otra característica es que MikroBasic nos permite trabajar con varios proyectos a la vez. (MikroElektronika, 2009)

Figura 53 Fichero de salida MikroBasic

FORMATO	DESCRIPCIÓN	TIPO DE FICHERO
Intel Hex	Registro del formato Intel Hex, usado para la programación de PIC.	.hex
Fichero Binario	Librería compilada que se puede incluir en otros proyectos	.mcl
Fichero Ensamblador	Fichero ensamblador con los nombres simbólicos	.asm
Fichero List	Visión general de uso de la memoria de los microcontroladores PIC, contiene las direcciones de instrucciones, registros, rutinas y etiquetas.	.lst

Fuente: (MikroElektronika, 2009)

### c) MikroC

Este es un compilador para lenguaje C para los microcontroladores que son de la familia 12F, 16F, 18F, el código que usa este compilador es una secuencia de caracteres ASCLL, cada variable o constante son definidas previamente a la compilación, soporta tipo de datos predefinidos como enteros con signo o sin signo y también el usuario los puede definir mediante type-def. (MikroElektronika, 2009)

Razones por la cual se eligió programar en el software de MikroC son:

- Se eligió este programa ya que se está más familiarizado con la programación y es más amigable con el usuario sobre todo para realizar

operaciones matemáticas que son las que se usará para realizar algunas operaciones de conversión.

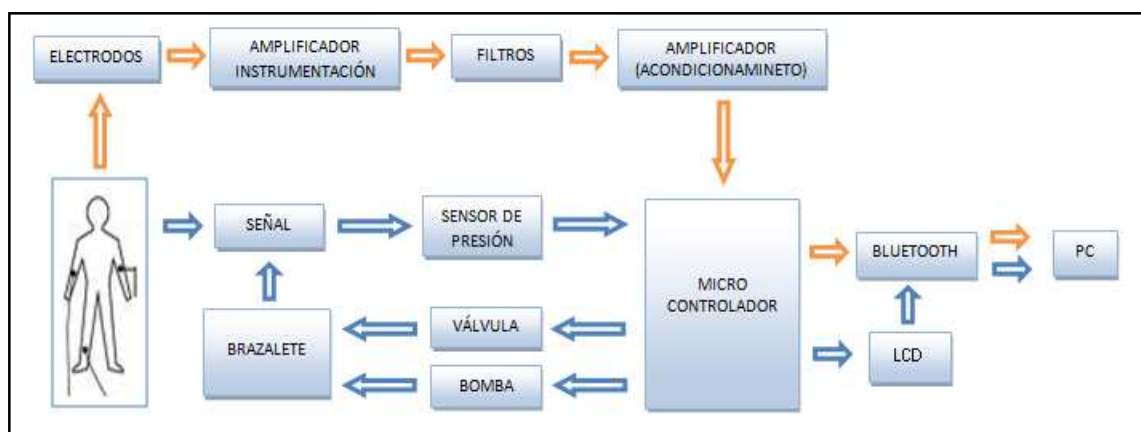
- Otra de las razones por las cuales se eligió este paquete de software es que posee una gran cantidad de herramientas de ayuda la cual nos facilita la programación.
- Este software posee funciones predefinidas o se las puede crear lo que no son de gran ayuda cuando se va a utilizar un conjunto de variables o cualquier requerimiento que se necesite en cierta parte del programa.
- Crea automáticamente un archivo con extensión \*.hex que será el que se programe eléctricamente en el microcontrolador o a su vez se lo podrá utilizar en un simulador con es el caso de Proteus que permite realizar las comprobaciones de funcionalidad del circuito.

### 3.3 Diseño y desarrollo del hardware

Con el análisis previo que se realizó para elegir los elementos electrónicos y materiales que más se ajusten a nuestras necesidades, tomando en cuenta todas las ventajas y desventajas, se procederá con el diseño, desarrollo y construcción del dispositivo electrónico.

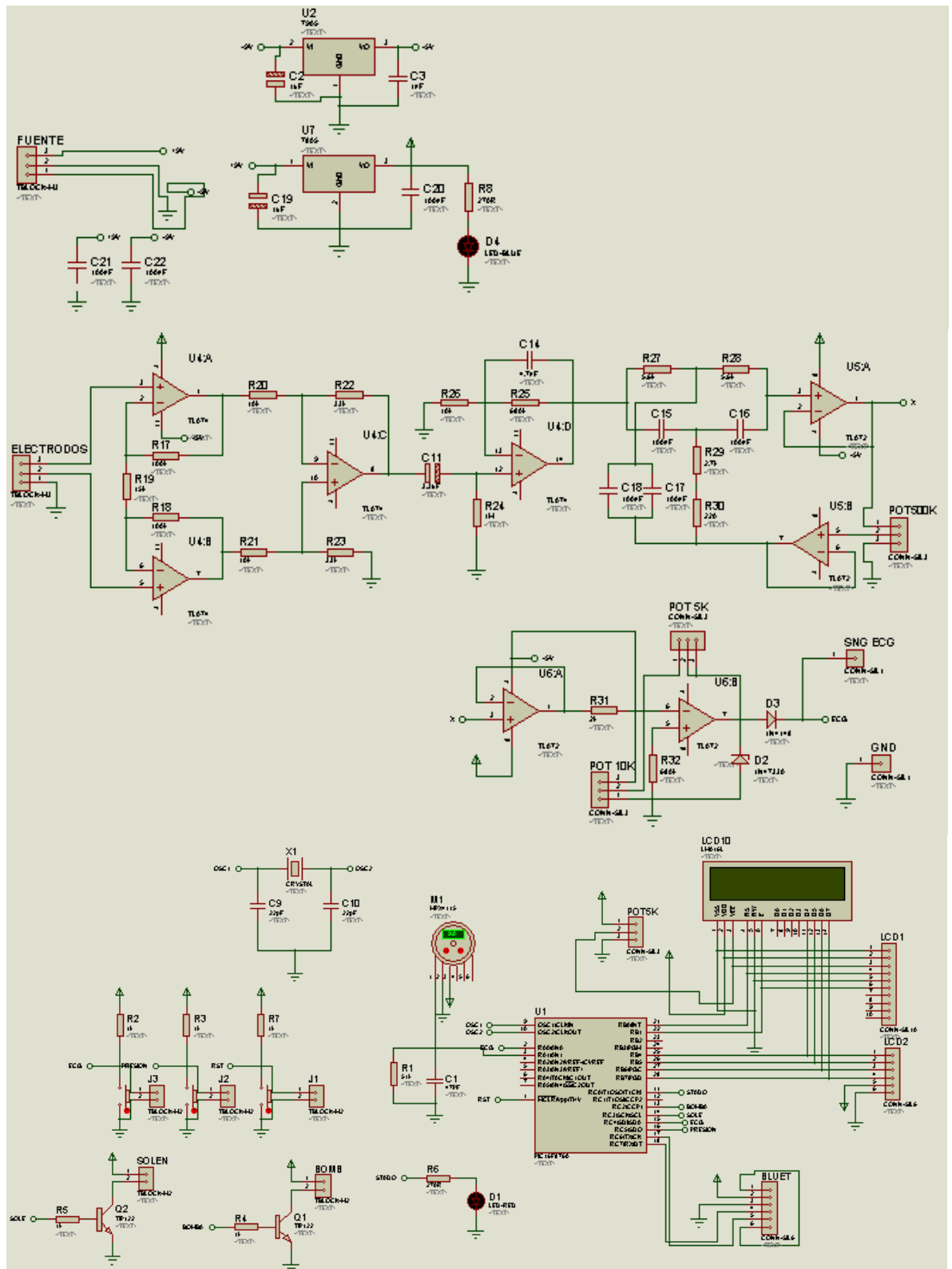
El módulo que se va a diseñar y construir está conformado principalmente por dos circuitos (electrocardiografía y presión arterial), sensores y por último un programa que permita la conversión A/D de la adquisición de las dos señales bioeléctricas y transmitir los datos inalámbricamente a través del bluetooth.

Figura 54 Diagrama de bloques del dispositivo electrónico



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Figura 55 Diagrama esquemático completo



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas



### 3.3.1 Diseño y desarrollo circuito ECG

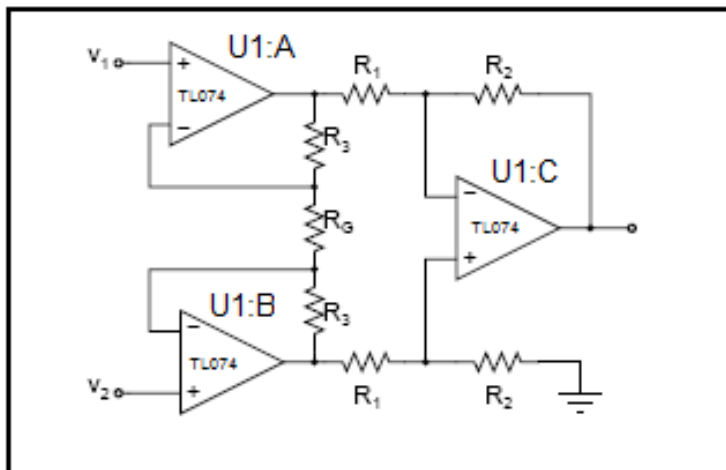
Como se puede observar en la figura anterior el circuito diseñado para adquirir la señal electrocardiográfica, está conformado por tres fases: Adquisición de la señal (amplificador de instrumentación), etapa de filtrado (filtro pasabanda y de notch) y por último etapa de acondicionamiento de la señal (amplificador).

#### 3.3.1.1 Etapa de adquisición de la señal

Para la adquisición de la señal bioeléctrica proveniente del corazón de la persona, diseñamos un amplificador de instrumentación basado en tres amplificadores operacionales, el operacional utilizado es el TL074. Esta clase de amplificadores son diseñados para tener una alta impedancia a la entrada. La función que tiene es la resta de las dos entradas multiplicadas por un factor. (Ambu España, 2005)

El amplificador de instrumentación está conformado por dos amplificadores no-inversores y un amplificador diferencial el cual ayuda a reducir el ruido, ya que tiene una muy baja ganancia en modo común. Este amplificador puede adquirir las señales bajas del corazón y amplificarlas con una ganancia de 1000, ya que los operacionales TL074 que se utilizan son de tecnología JFET estos poseen una alta impedancia de entrada y la corriente de polarización es muy baja esto para seguridad del paciente.

Figura 56 Esquema amplificador de instrumentación



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

La fórmula para calcular la ganancia del amplificador de instrumentación es la siguiente:

$$\frac{V_o}{V_2 - V_1} = G = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \left(\frac{2R_3}{R_G} + 1\right)$$

Queremos amplificar la señal con una ganancia de 50.

Si  $R_3= 100 \text{ k}\Omega$ ,  $R_2=33 \text{ k}\Omega$  y  $R_G=15 \text{ k}\Omega$

$$50 = \left(\frac{R_2}{R_1}\right) \left(\frac{2R_3}{R_G} + 1\right)$$

$$50 = \left(\frac{33}{R_1}\right) \left(\frac{2 * 100}{15} + 1\right)$$

$$50 = \left(\frac{33}{R_1}\right) 14,333$$

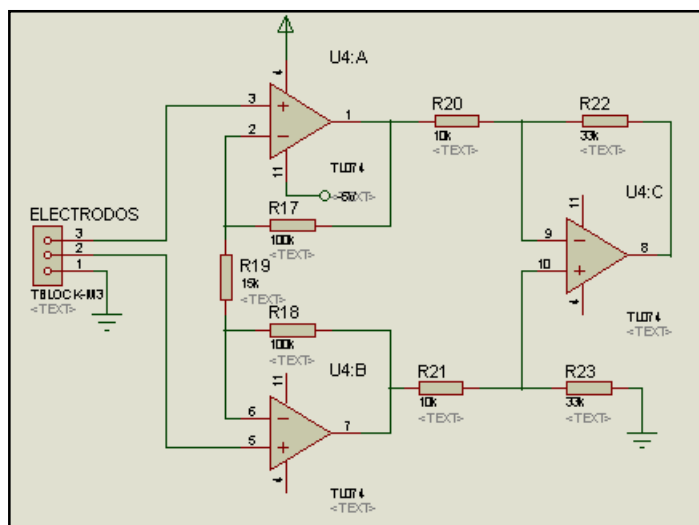
$$3,5 = \left(\frac{33}{R_1}\right)$$

$$R_1 = 9,43 \text{ k}\Omega$$

Aproximando a un valor comercial  $R_1= 10 \text{ k}\Omega$

En la figura siguiente se muestra el esquema diseñado con los valores calculados.

Figura 57 Amplificador de instrumentación diseñado con el TL074 (Proteus)



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

### 3.3.1.2 Etapa de filtrado

Como ya se mencionó anteriormente las señales bioeléctricas del corazón son de muy baja amplitud en el orden de los milivoltios, por lo que necesitan ser amplificadas y filtradas, en consecuencia la señal adquirida en la primera fase requiere ser tratada, es decir filtrada para eliminar toda clase de ruido introducido.

Inicialmente se diseñó un filtro pasa altos, seguido de un filtro pasa bajos y finalmente un filtro de Notch para eliminar el ruido de la red eléctrica.

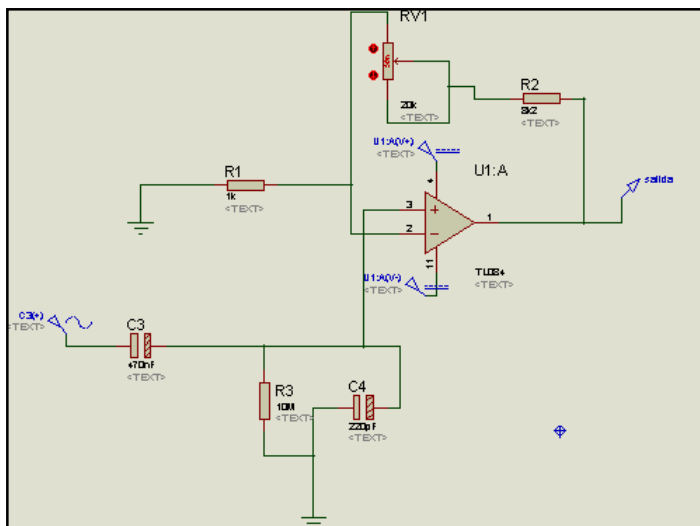
#### a) Filtro pasa alto

Se diseñó un filtro pasa alto activo de 2do orden Butterworth con una frecuencia de corte de 0.05 Hz, que permita eliminar el offset DC que se origina entre los electrodos y la superficie de la piel cuya amplitud puede alcanzar niveles hasta de 300mV, superando sin ningún problema la amplitud de la señal cardíaca. Operacional utilizado TL084.

Parámetros del circuito:

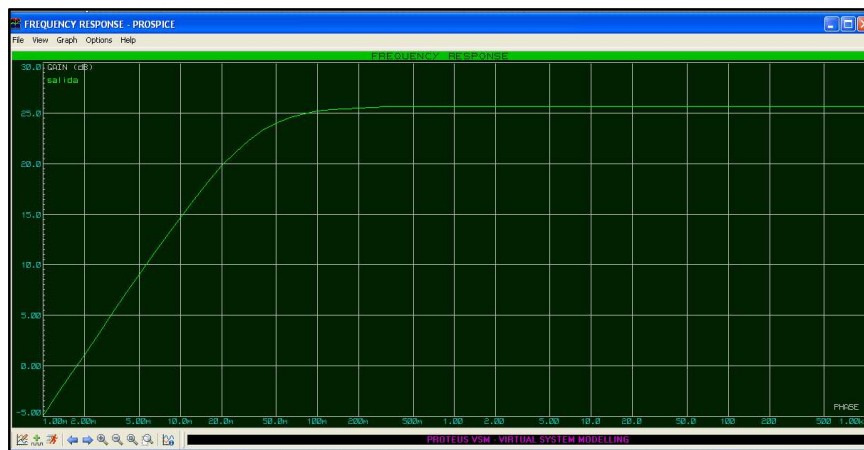
- Alimentación del circuito: +/- 5v, y una señal de referencia a tierra
- $f_c = 0.05$  Hz y  $G=11$

Figura 58 Esquema FPA diseñado con el TL084 (Proteus)



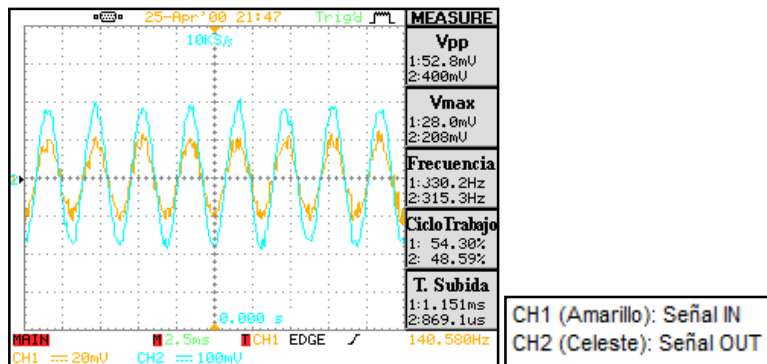
Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Figura 59 Simulación en Proteus. Respuesta en Dominio de la Frecuencia



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Figura 60 Señal filtrada aplicando FPA (Osciloscopio)



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Como se puede apreciar en la figura anterior el filtro pasa altos permite pasar frecuencias superiores a los 0.05 Hz.

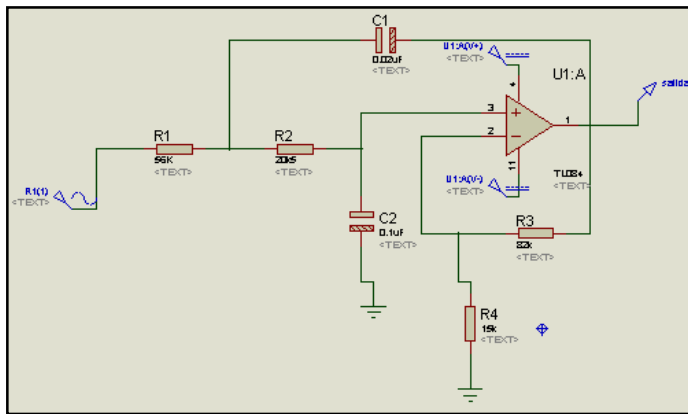
### b) Filtro pasa bajo

Este filtro elimina aquellas frecuencias superiores a la frecuencia de corte asociada al filtro ( $f_c = 100$  Hz), ya que las señales por encima de este rango no son señales cardíacas según estudios médicos realizados. Se diseñó un filtro pasa bajo activo de 2do orden Butterworth.

Parámetros del circuito:

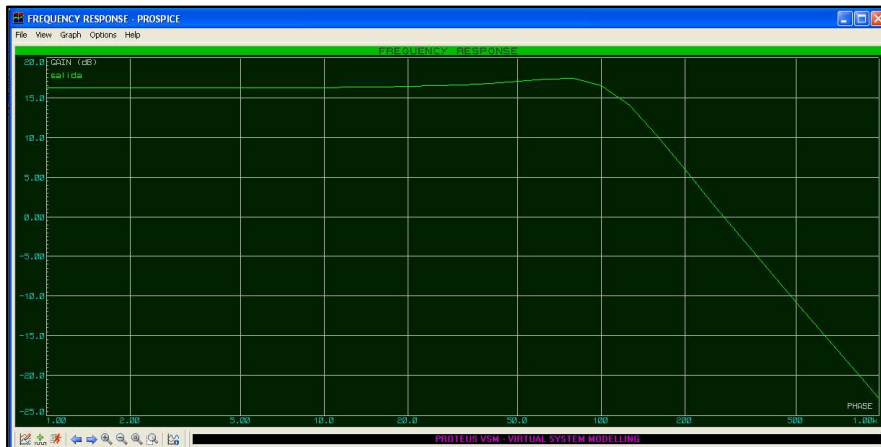
- Alimentación del circuito: +/- 5v y una señal de referencia a tierra
- $f_c = 100$  Hz y  $G = 7$

Figura 61 Esquema FPB diseñado con TL084 (Proteus)



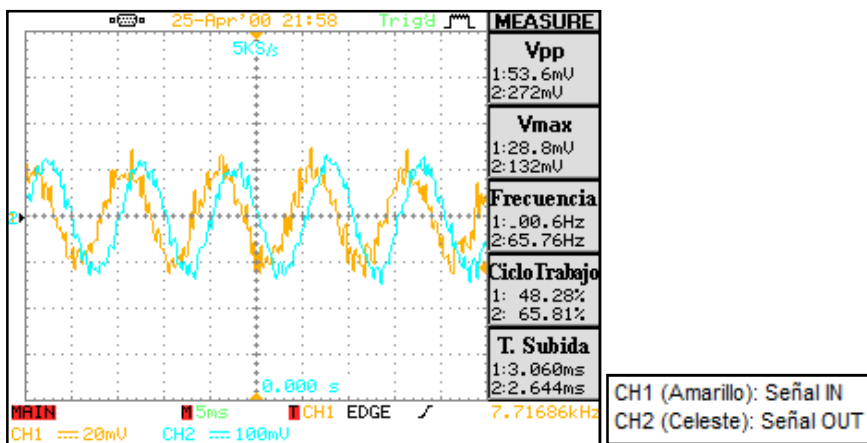
Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Figura 62 Simulación en Proteus. Respuesta en Dominio de la Frecuencia



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Figura 63 Señal filtrada aplicando FPB (Osciloscopio)



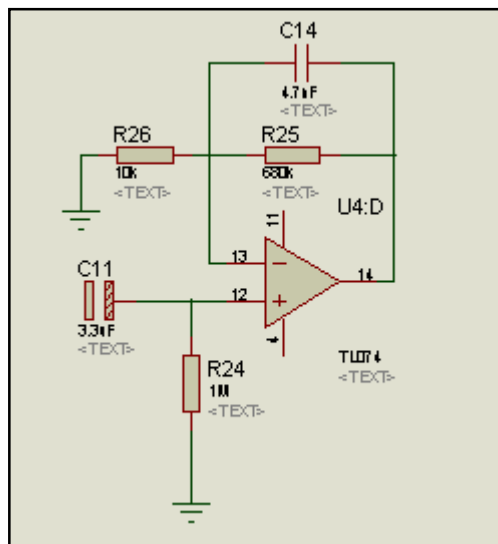
Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

En la figura anterior se puede ver que el filtro pasa bajos diseñado permite pasar las frecuencias inferiores a los 100 Hz. Estos circuitos resultarían efectivos si no se utilizarían varios amplificadores operacionales.

### c) Filtro Pasa Banda

Lo que se va filtrar es señales que tienen frecuencias menores a 0,05 Hz, ya que estas frecuencias son provocadas por la diferencia de potencial que genera el electrodo con la superficie de la piel que están alrededor de los 300 mV, también se eliminará aquellas frecuencias superiores de 100 Hz. El operacional utilizado TL074.

Figura 64 Esquema FP Banda diseñado con TL074 (Proteus)



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

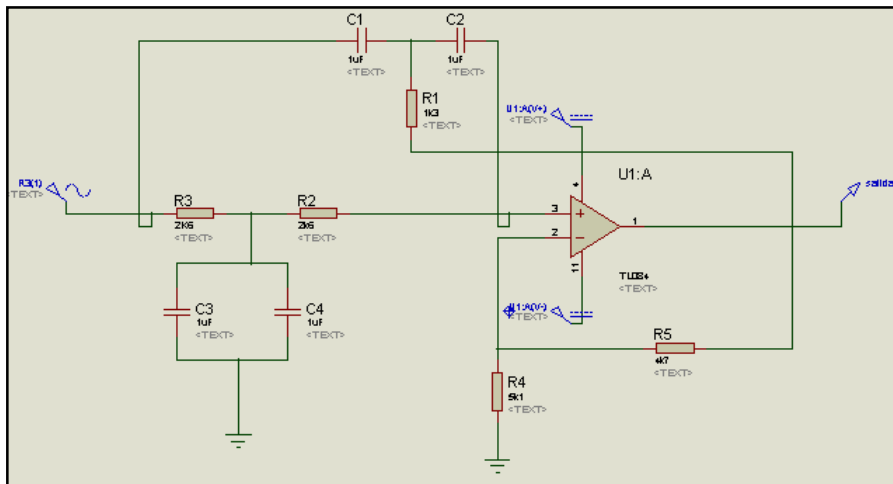
### d) Filtro de Notch

Filtro diseñado con una frecuencia de corte de 60 Hz, que permite eliminar la señal parásita de la red eléctrica. Operacional utilizado TL084.

Parámetros del circuito:

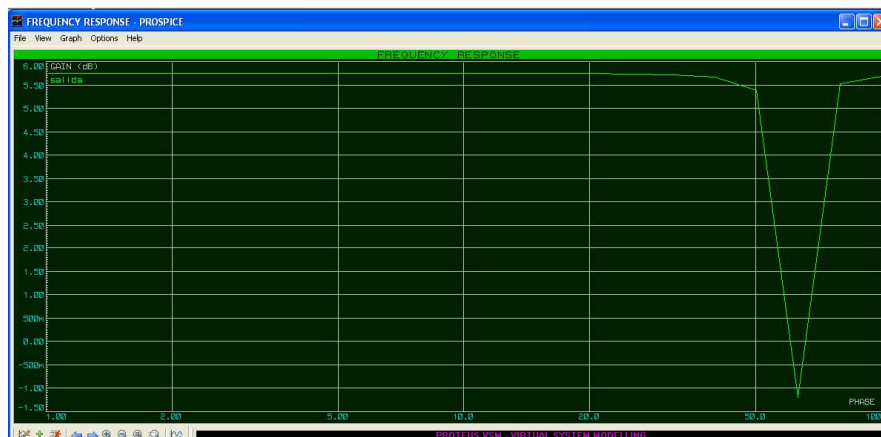
- Alimentación del circuito: +/- 5v y una señal de referencia a tierra
- $f_c = 60$  Hz y  $G = 1.7 = 2$

Figura 65 Esquema filtro Notch diseñado con TL084 (Proteus)



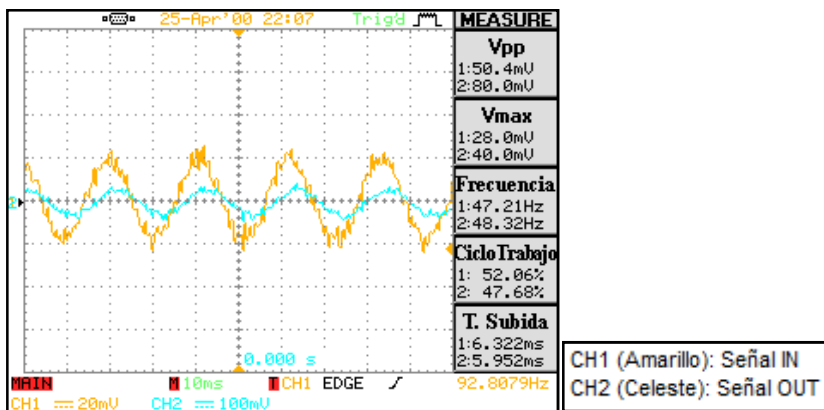
Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Figura 66 Simulación en Proteus. Respuesta en Dominio de la Frecuencia



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

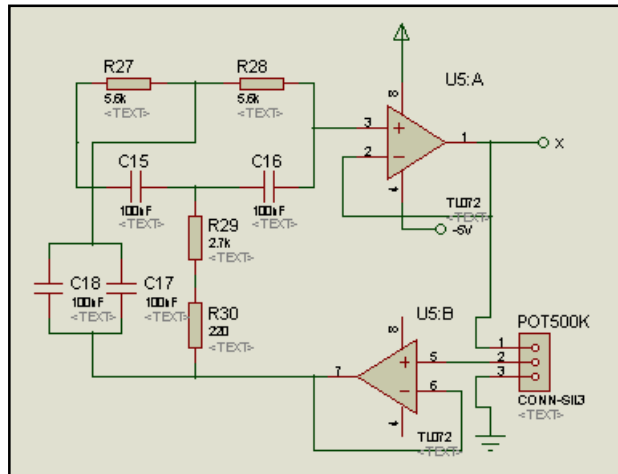
Figura 67 Señal filtrada aplicando filtro de Notch (osciloscopio)



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

De la misma manera se diseñó un filtro de Notch de 60 Hz, se utilizó el integrado TL072 para reducir más el ruido producido por la red eléctrica. Este filtro fue implementado y su conexión es a continuación del filtro pasabanda.

Figura 68 Esquema filtro Notch diseñado con TL072 (Proteus)



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

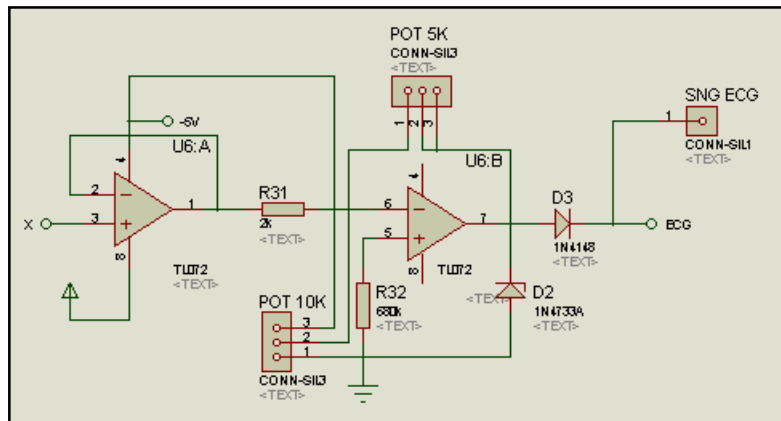
### 3.3.1.3 Etapa de acondicionamiento de la señal

Para esta última etapa del desarrollo del circuito del ECG, se diseñó un amplificador sumador inversor el cual nos permite manipular la señal entre el rango de voltaje requerido, para que pueda ser digitalizada por el microcontrolador PIC 16F876A.

El rango de voltaje que se necesita debe estar comprendido entre 0-5v, que es el voltaje que acepta el PIC y pueda trabajar en la conversión análogo-digital. Con el diseño de este amplificador se suma un voltaje DC con la finalidad de solo obtener valores positivos.



Figura 69 Esquema amplificador inversor diseñado con TL072 (Proteus)

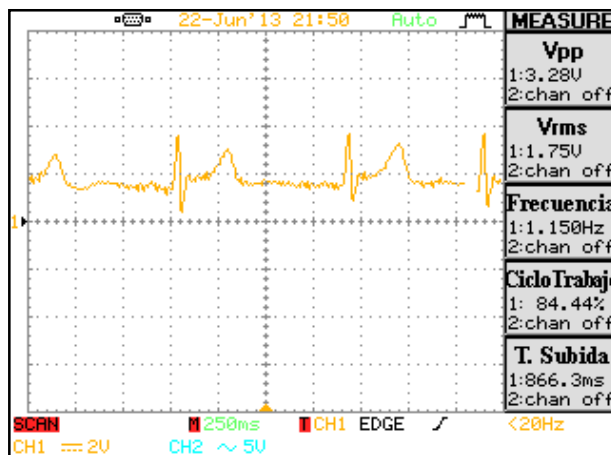


Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Finalmente se diseñó cada etapa para la adquisición de la señal del ECG y se procede a la implementación de cada una de ellas para comprobar si se obtiene la señal correcta.

La señal amplificada, filtrada y acondicionada que se obtuvo como resultado es la siguiente:

Figura 70 Señal ECG obtenida (osciloscopio)



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

La señal electrocardiográfica obtenida está lista para ser transmitida mediante un convertidor analógico-digital y enviarla a través de un módulo inalámbrico (Bluetooth). (Ambu España, 2005)

### 3.3.2 Diseño y desarrollo circuito de presión arterial

Como ya se explicó en la parte del análisis del hardware para el diseño del circuito de la presión arterial se tomó como referencia el esquema detallado en la ficha técnica del sensor de presión MPX4115, mismo que se va utilizar para la medición de la presión sanguínea.

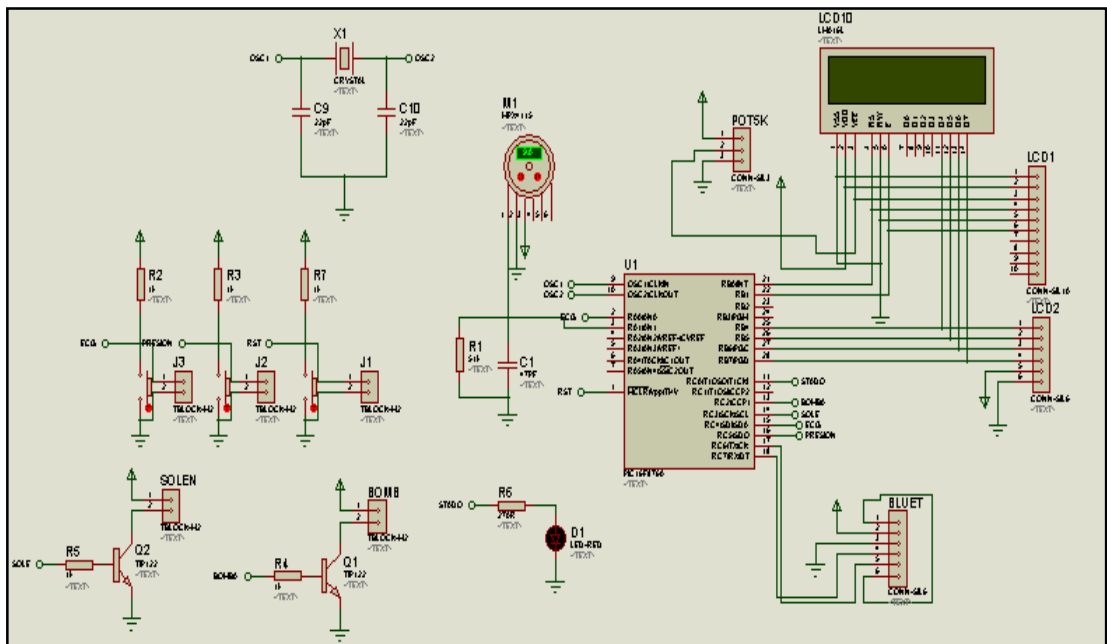
Los valores de la presión arterial se visualizaran en una pantalla LCD de 2\*16 alfanumérica, la transferencia de información entre el pic y la LCD se realiza en grupo de 8 bits.

El valor de la presión se calcula utilizando la función de transferencia o fórmula que en las mismas hojas de datos del sensor se describe:

$$V_{out} = V_s * (0.009 * P - 0.095) \pm \text{Error}$$

$$V_s = 5.1 \text{ Vdc}$$

Figura 71 Esquema presión arterial (Proteus)



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

### 3.4. Diseño y desarrollo del software para el micro-controlador

Para del desarrollo del programa en el microcontrolador PIC 16F876A se utilizó la herramienta de programación MikroC, a continuación se detalla el programa realizado.

#### 3.4.1 Programación PIC 16F876A

Inicio del programa, declaración de variables y librerías.

Figura 72 Programa (digitalización)

```
#include <pic16f876a.h>
void main(void)
{
    TRISB = 0x00; // Configurar puerto B para salida
    ADCON1 = 0x0E; // Configurar pin RA0 como pin analógico y el resto como digitales
    TRISA0 = 1; // Pin RA0 de entrada
    ADFM = 0; // Alineación a la izquierda
    ADCON0 = 0x00; // Seleccionar canal RA0 y reloj Fosc/2
    ADON=1; // Encender el conversor A/D
    while(1) { // Bucle principal
        ADIF=0; // Limpiar flag del conversor
        GO=1; // Comenzar la conversión
        while(ADIF==0); // Esperar a que termine
        PORTB=ADRESH; // Leer la muestra y sacarla por los leds
    }
}
```

Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

#### El módulo USART

Existen muchas aplicaciones importantes en lo que se refiere a comunicación entre PIC y computadores para esto se ha incorporado un módulo con las características apropiadas para el intercambio de información, este módulo es conocido como USART (Universal Synchronous Asynchronous Receiver Transmitter). El módulo USART es compatible con la interfaz RS232 que se utiliza en gran demanda en las computadoras, este módulo puede configurarse para operación asincrónica (full - dúplex), es decir transmitir y recibir información, para su empleo en este modo se puede utilizar la librería UART del compilador mikroC PRO. (TecMikro, 2013)

Figura 73 Librería UART de mikroC PRO para el módulo USART

FUNCIÓN	DESCRIPCIÓN
UART1_Init(velocidad de transmisión)	Inicializa el módulo USART con la velocidad de transmisión especificada. La velocidad de Tx está limitada por la frecuencia del oscilador FOSC.
UART1_Data_Ready()	Permite detectar si hay un dato de entrada listo para su lectura.
UART1_TX_Idle()	Permite detectar si el registrador de desplazamiento de transmisión se encuentra vacío o no.
UART1_Read()	Recibe un byte. Primero emplear la función UART1_Data_Ready para comprobar si el dato está listo.
UART1_Read_Text(salida, delimitador, intentos)	Lee caracteres de entrada hasta que se detecta una secuencia de finalización. Los caracteres se almacenan en "salida", la secuencia de finalización se almacena en "delimitador". Si el delimitador no se encuentra, el procedimiento finaliza. El parámetro "intentos" define el número de caracteres recibidos en el que se espera llegue el delimitador. Si "intentos" es igual a 255 la función intentará detectar continuamente el delimitador.
UART1_Write(dato)	Trasmite un byte (dato) a través del módulo USART.
UART1_Write_Text(texto)	Envía el texto a través del módulo USART.

Fuente: Programa MikroC Pro/ Librería UART

El comando UART configurado a 115200 bps y con dato de 8 bits, debido a que el bluetooth por defecto viene configurado a esa velocidad de transmisión.

Figura 74 Programa (comando UART y adquisición ECG)

```

Lcd_Init();
UART1_Init (115200);
delay_ms(100);
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);           // Limpia display
Lcd_Cmd(_LCD_CURSOR_OFF);     // apaga cursor
adcon1=0;
trisa=255;
delay_ms(200);
Lcd_Out(1,1,"1: ECG");         // escribe texto
Lcd_Out(2,1,"2: PRESION NI");
delay_ms(1000);
UART1_Write_Text("1: ECG");
UART1_Write(10);
UART1_Write(13);
UART1_Write_Text("2: PRESION NI");
UART1_Write(13);
UART1_Write(10);
delay_ms(500);
inicio:
if (portc.f4==0){
Lcd_Cmd(_LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,"ADQUIRIENDO ECG");
Delay_ms(2000);
gotoecg;
}
if (portc.f5==0){
presi();
}
gotoinicio;
ecg:{
while(1){
tx_ecg = ADC_Read(0) >> 2; // Read 10-bit ADC from AN0 and discard 2 LS bits
UART1_Write(tx_ecg);      // Send ADC reading as byte
Delay_ms(1);
}
}

```

Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Para medir la presión se realizó la transformación de voltaje a mmHg esto con la ayuda de los datos que nos proporciona la ficha técnica del sensor MPX4115, también se resta 544 que es la presión atmosférica, esto permite medir la presión desde cero.

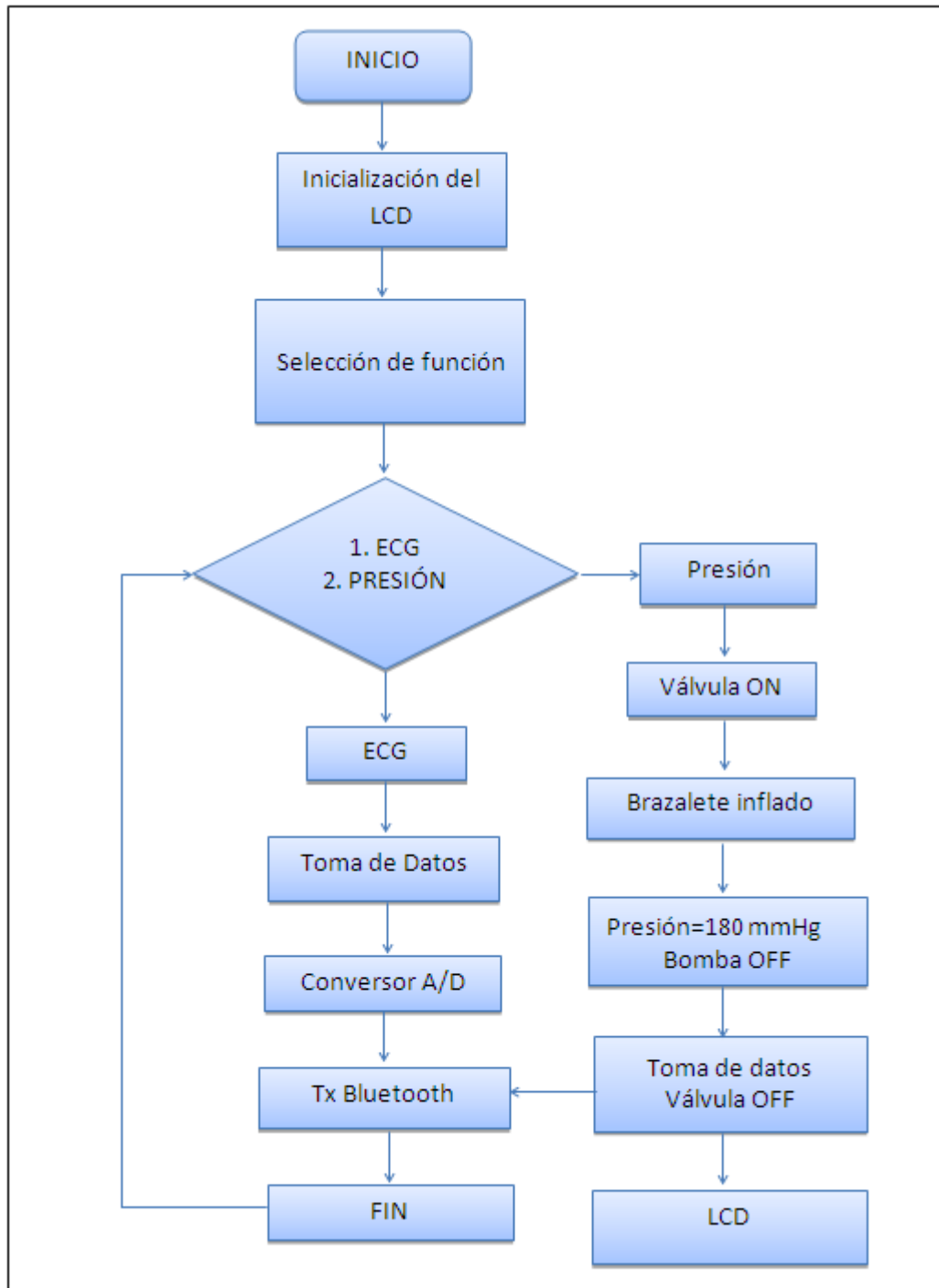
Figura 75 Programa (medir la presión)

```
pres=dato*5./1023.0;
pres2 = ((pres/5.0)+0.095)/0.009;
pres2=pres2*7.50;
pres2=pres2-544.0;
pres3=pres2;
```

Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

## Diagrama de flujo

Figura 76 Diagrama de flujo

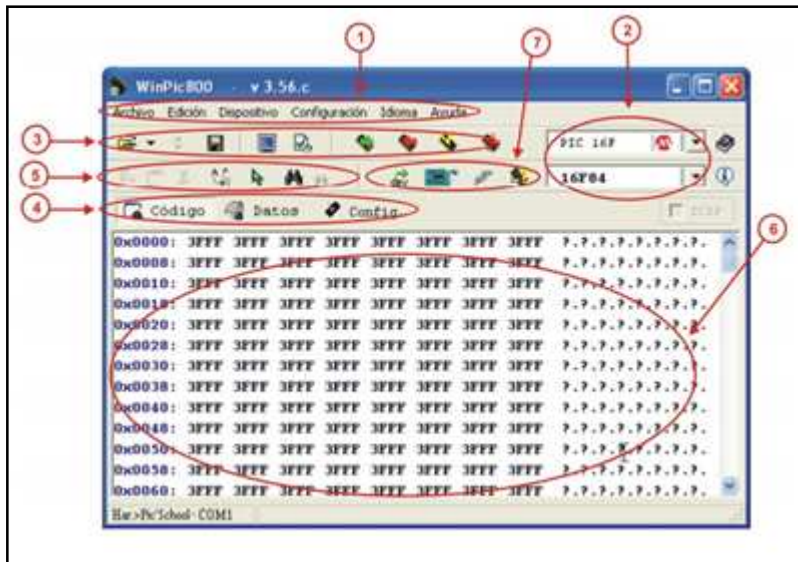


Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

### 3.4.2 Software de grabación WINPIC800

Es un software libre creado por SISCO Benach, este es recomendado para programar Pic de las familias 12FXXX, 16FXXX y 18FXXXX.

Figura 77 Pantalla principal de WINPIC800



Fuente: (Winpic, 2010)

1.- En el menú principal se tiene las siguientes opciones:

Archivo: Permite abrir, guardar, cerrar archivos con extensión HEX que se va a grabar en el dispositivo PIC.

Edición: Permite editar y llenar las áreas de memoria del PIC o buffers, con diferentes contenidos.

Dispositivo: Se puede seleccionar leer, borrar, grabar, verificar, etc. Estos comandos se encuentran en la barra de comandos.

Configuración: Se selecciona el tipo de hardware.

2.- Selección de dispositivo: Se elige cual es el modelo de Pic que se va a quemar, aunque lo puede detectar automáticamente.

3.- Barra de comandos: En esta se encuentran los comandos como grabar, borrar, etc. Para realizarlo de una forma más fácil.

4.- Selección del Buffer o área de memoria: Para configurar las tres áreas de la memoria de los Pic's.

5.- Botones de edición: Para editar el área de la memoria de los Pic's.

6.- Áreas de memoria o buffers: Se visualiza los tres campos de la memoria.

7.- Botones de verificación: Para identificar qué modelo de Pic se está utilizando. (Winpic, 2010)

### 3.4.3 Software para la recepción de datos HyperTerminal

Es un software que se puede utilizar para conectar a otros equipos, sitios telnet, servicios en línea y equipos host, mediante un módem, un cable módem nulo o Ethernet.

HyperTerminal graba los mensajes enviados o recibidos por equipos situados al otro extremo de la conexión, sirve también para transferir archivos grandes de un equipo portátil a través del puerto serial. (Microsoft, 2005)

Figura 78 Logo HyperTerminal

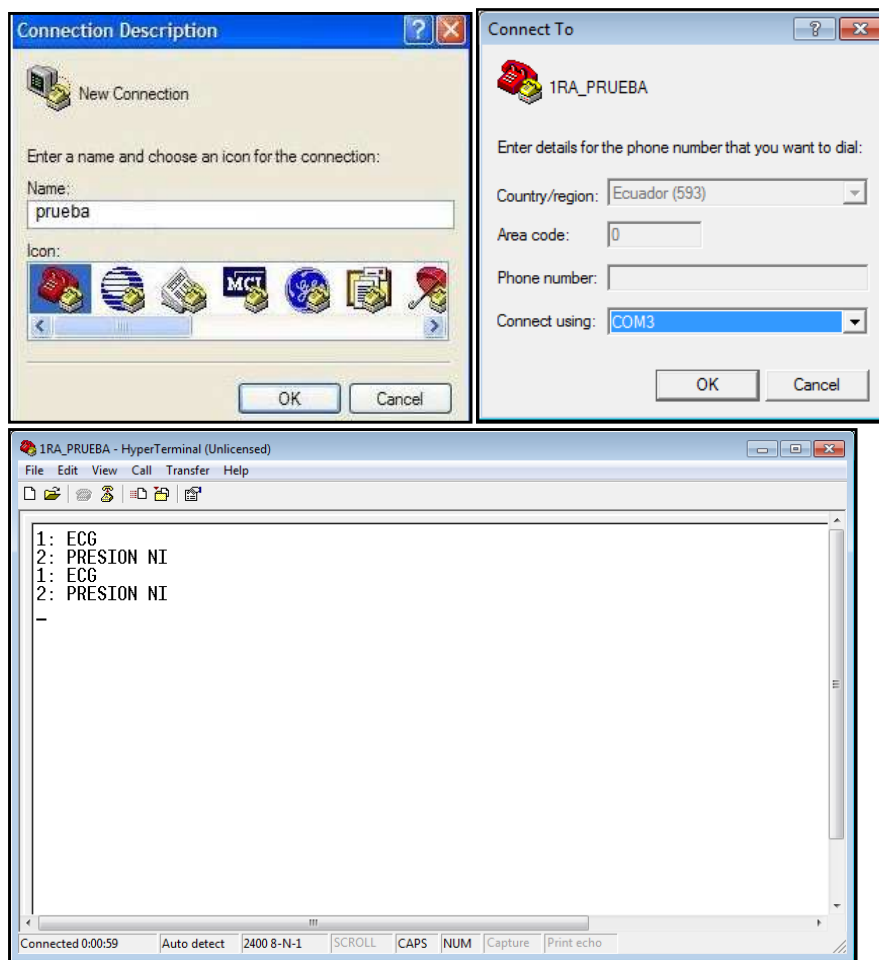


Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Se puede utilizar HyperTerminal para enviar y recibir texto y archivos de datos de un equipo remoto. El estado de la transferencia se muestra en la ventana de HyperTerminal durante la transferencia. También es posible capturar el estado de un archivo transferido y enviar la información directamente a una impresora. (Microsoft, 2005)



Figura 79 Pantallas de inicio HyperTerminal



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

### 3.5. Aplicación del dispositivo electrónico de ECG y presión arterial

El dispositivo consta de tres botones:

1. Empezar obtener datos del ECG
2. Empezar obtener datos de la Presión Arterial.
3. Selección de la opción (menú).

Al presionar el botón de la presión arterial empieza automáticamente a inflarse el brazalete, una vez terminado la medición los valores se despliegan en la LCD.

El dispositivo no podrá realizar las dos funciones al mismo tiempo.

## **CAPÍTULO 4**

### **PRUEBAS Y RESULTADOS**

En este capítulo se detallará las pruebas realizadas y los resultados obtenidos del módulo diseñado para la adquisición de la señal electrocardiográfica ECG y la medición de la presión arterial.

#### **4.1 Pruebas realizadas con el dispositivo electrónico diseñado**

##### **4.1.1 Pruebas del hardware para electrocardiografía**

Para la adquisición de la señal del electrocardiograma, se diseñaron circuitos basados en amplificadores operacionales y de instrumentación, este último dispositivo está acondicionado para adquirir señales biomédicas, de igual manera fue necesario diseñar una etapa de filtrado para eliminar el ruido introducido y finalmente otra etapa de amplificación o regulación del nivel de DC, de tal manera, que la señal del ECG alcance una amplitud comprendida entre 0 y 5 voltios.

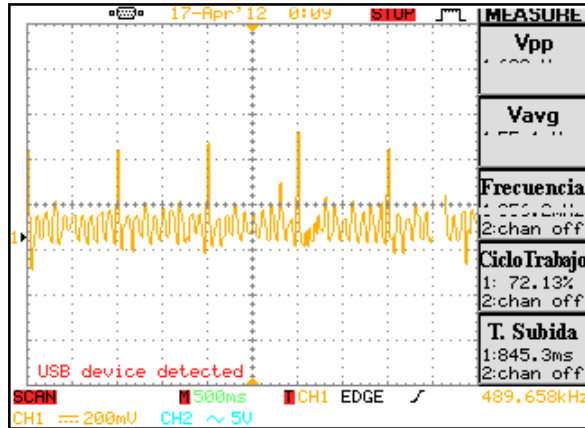
Continuando con el desarrollo y pruebas del proyecto, una vez comprobado el correcto funcionamiento de cada una de las etapas diseñadas, lo ideal es visualizar en el osciloscopio una señal cardíaca libre de ruido causado por el mal contacto de los electrodos, por la red eléctrica, movimientos, respiración de la persona y factores externos que afectan a la misma, y poder obtener una señal que permita saber brevemente la condición del paciente y posteriormente estos datos ser enviados al micro-controlador PIC16F876A y transmitirlos por bluetooth.

Se procedió a realizar las primeras pruebas de la adquisición de la señal cardíaca de una persona, se colocó tres electrodos adheridos a la piel de la siguiente manera: El primero en el brazo derecho, el segundo en el brazo izquierdo y el tercero en la pierna derecha (punto de referencia o tierra),

En el primer intento las pruebas realizadas con el circuito utilizando del amplificador de instrumentación AD620 y en referencia al esquema detallado en la ficha técnica del dispositivo los resultados no fueron los esperados, debido a que la señal obtenida se encontraba en el orden de los milivoltios, necesitaba ser amplificada entre 3 a 4v para que el PIC pueda receptar la señal. Adicional, como se puede observar la señal

no es ideal ya que no tiene la forma característica de un ECG, se puede apreciar una señal con mucho ruido introducido.

Figura 80 Señal ECG (A. instrumentación AD620 + filtros)



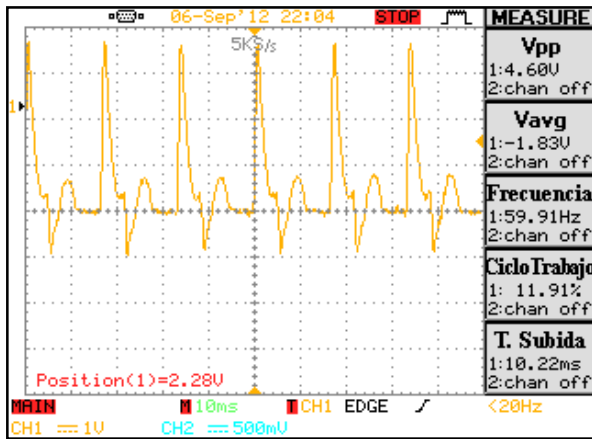
Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

La señal obtenida requiere ser amplificada, adicional era necesario hacer un mejor diseño de los filtros implementados, el ruido que se observa tiene mucho que ver por el mal contacto de los electrodos, por tal razón no se puede obtener una buena adquisición de la señal, por otra parte implica también las fuentes de alimentación ya que son tomadas de la red eléctrica directa, en fin diferentes causas que no permiten obtener la señal adecuada. Se necesitará implementar un circuito de instrumentación que recepte los pulsos eléctricos del corazón y los amplifique.

En el segundo intento se utilizó los mismo filtros y se implementó un circuito utilizando el operacional TL084 para el diseño del amplificador de instrumentación, se tuvo una mejora de la forma de onda de la señal cardíaca, pero aún se tenía ciertos problemas no era la señal que se requería, la señal amplificada tenía un amplitud entre 3 y 4v lo que se necesita para que el PIC puede recepear la misma, adicional el muestreo de la señal estaba en el orden de los 10 milisegundos que es lo recomendable para ser analizada.

La señal que se visualizaba fue la siguiente, aunque no se observaba claramente la onda P.

Figura 81 Señal ECG (A. instrumentación TL084 + filtros)

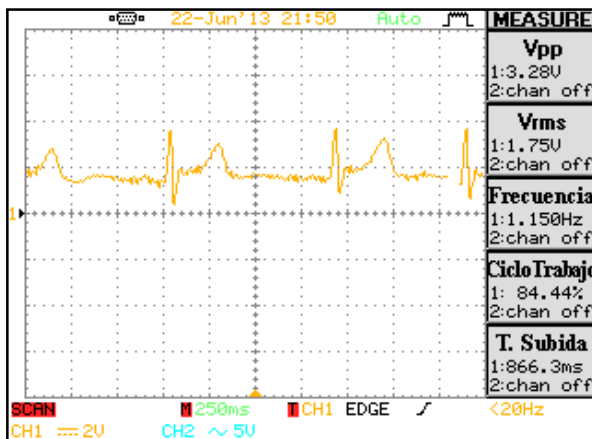


Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

La señal fue obtenida únicamente con dos puntos de referencia brazo izquierdo y pierda derecha, este es el inconveniente con este circuito implementado ya que al hacer contacto el tercer electrodo con el brazo derecho la señal tiende a perderse y bajar su nivel de referencia  $V_{pp}$  en el orden de los milivoltios. Por los inconvenientes mencionados se optó por buscar un amplificador diferencial que tenga alta ganancia en modo común y de tecnología JFET, en muchas referencias aconsejan el uso del integrado TL074.

Finalmente en el tercer intento se utilizó el integrado TL074 para el diseño del amplificador de instrumentación con tres amplificadores operacionales, lo que se pretende con el uso de este es obtener la señal deseada, para ser amplificada y filtrada. La señal que obtuvimos se muestra en la siguiente figura:

Figura 82 Señal ECG (A. instrumentación TL074 + filtros)



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Se logró obtener una señal deseable de electrocardiografía (ECG), el circuito diseñado (ver capítulo 4) fue implementado para la construcción del módulo de adquisición de señales bioeléctricas.

Figura 83 Señal ECG visualizada en el osciloscopio

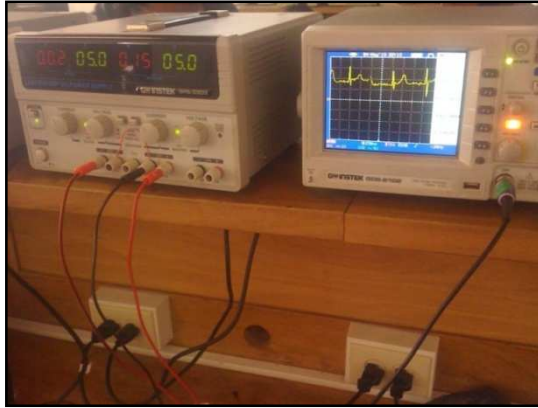


Imagen: Darío Cañaverall

La señal obtenida está lista para ser transmitida mediante un convertidor analógico-digital y enviarla a través de del módulo inalámbrico.

#### **4.1.2 Pruebas del hardware para la presión arterial**

El diseño del circuito para la presión arterial se tomó como referencia el esquema detallado en la ficha técnica del sensor de presión MPX4115, pero se tuvo que acoplar el circuito con valores de resistencias y capacitores comerciales.

Para el montaje del circuito y demás implementos necesarios para la medición de la presión arterial, utilizamos la bomba, las mangueras y el motor para inflar y desinflar el brazalete de un dispositivo comercial, adicional se implementó el circuito del sensor de presión.

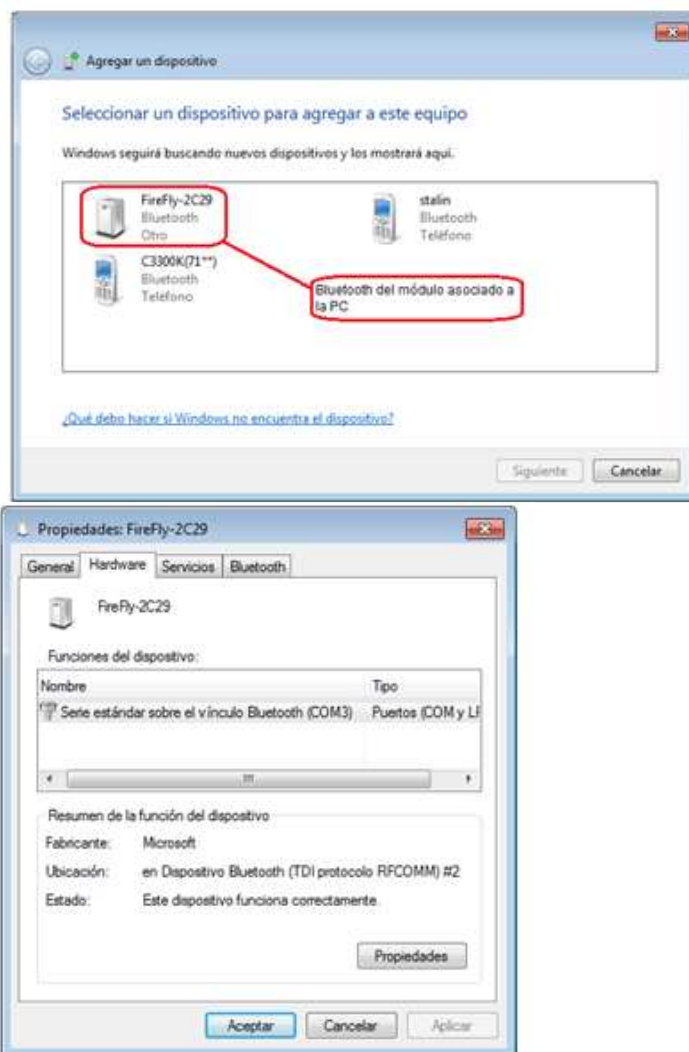
#### **4.1.3 Pruebas del software del micro-controlador y pruebas preliminares de transmisión inalámbrica**

Después de haber comprobado la parte del hardware, se realizó las pruebas del funcionamiento de la programación del PIC para la adquisición de las señales bioeléctricas y de la transmisión inalámbrica a través del bluetooth.

El programa se elaboró en MickleC, en una breve descripción consta de tres etapas: la primera para ejecutar la opción selecciona ECG o presión arterial, la segunda para la adquisición y la tercera para la transmisión inalámbrica de los valores medidos.

Para la comprobación y pruebas preliminares de transmisión inalámbrica se estableció la interconexión entre el módulo electrónico y una computadora personal (laptop) mediante el bluetooth.

Figura 84 Bluetooth del módulo asociado a la PC



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

La primera prueba realizada consistió en transmitir la información de las dos opciones disponibles que se despliega en la LCD (1: ECG 2: PRESION NI) al presionar el botón de menú, los datos fueron receptados en el Hyper Terminal y Putty.

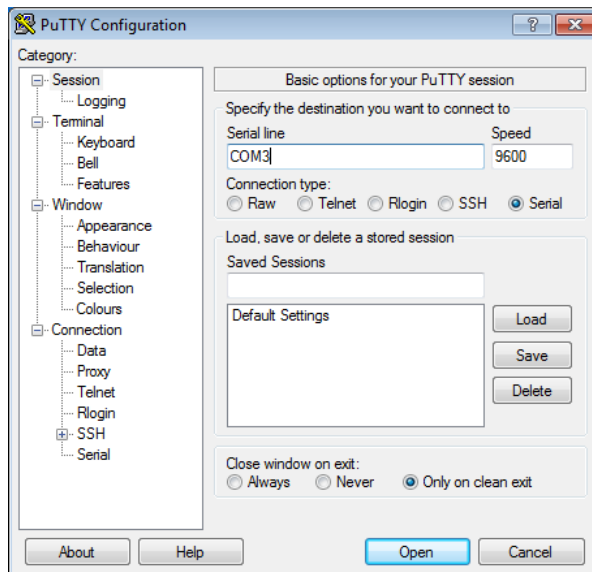
Figura 85 Despliegue de opciones ECG y PRESIÓN NI

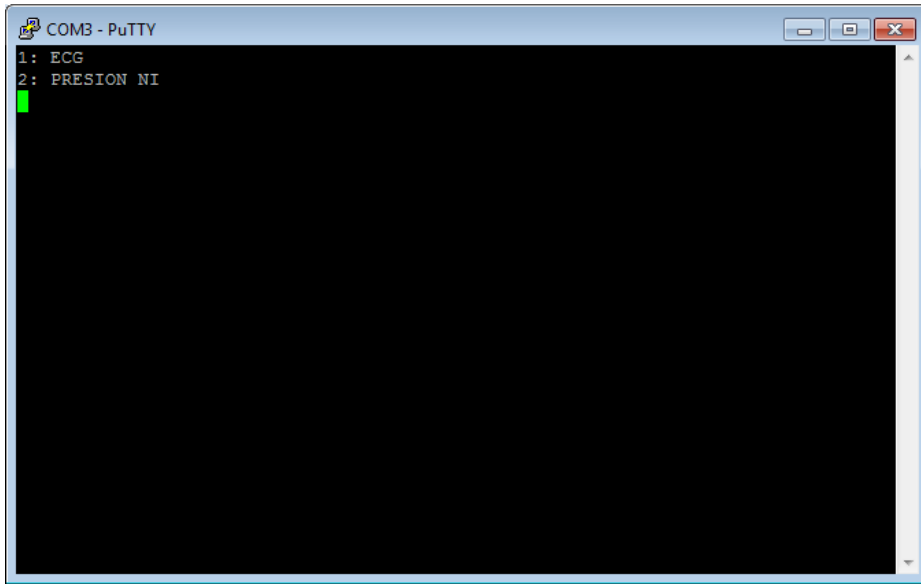


Imagen: Darío Cañaveral

El bluetooth del módulo fue asociado a la PC en el puerto COM3 y la prueba inicial fue exitosa, la información fue receptada en el programa Putty e HyperTerminal tal y como se observa en las siguientes figuras:

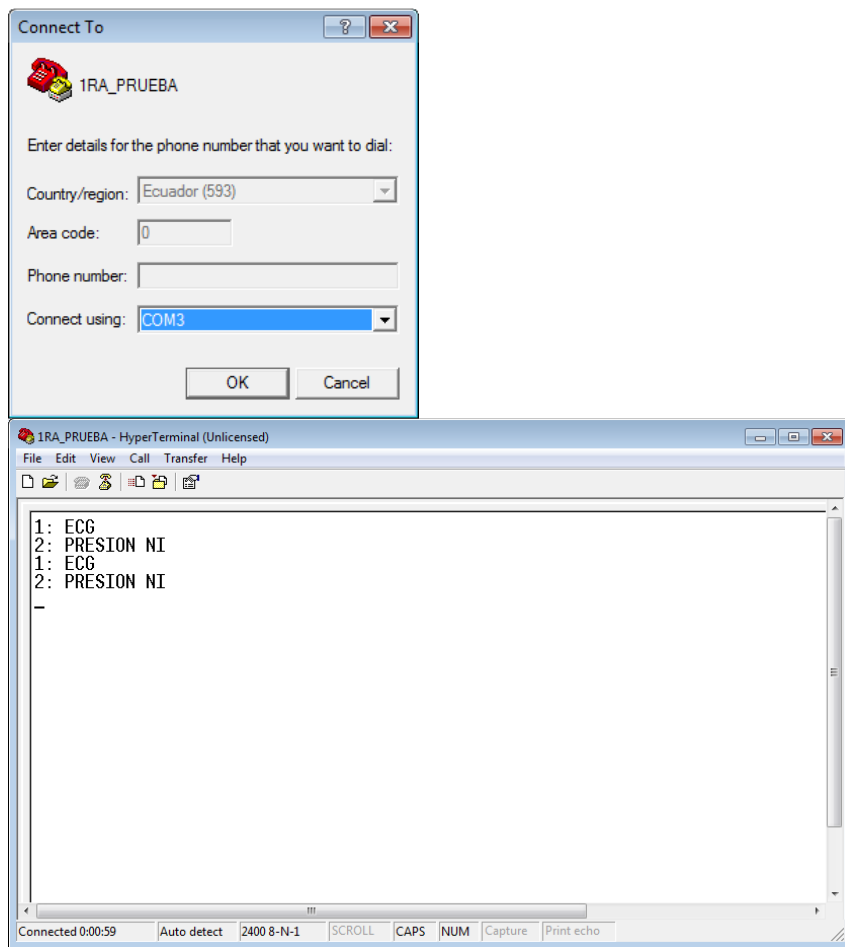
Figura 86 Prueba de Tx y Rx utilizando Putty





Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Figura 87 Prueba de Tx y RX utilizando Hyper Terminal



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas



En la siguiente prueba realizada, se comprobó la programación para la adquisición de la señal cardíaca y medición de la presión arterial, de igual manera los valores obtenidos son transmitidos y receptados por la computadora personal.

Figura 88 Señal ECG obtenida por el módulo electrónico

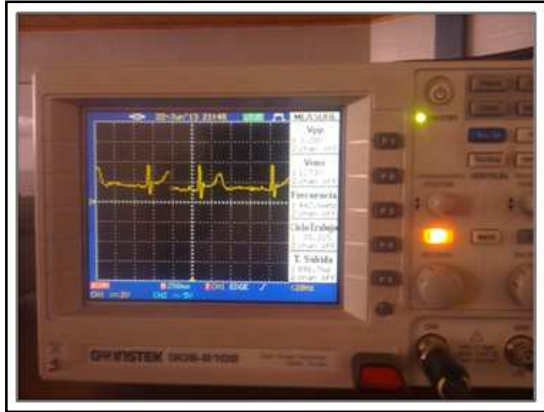
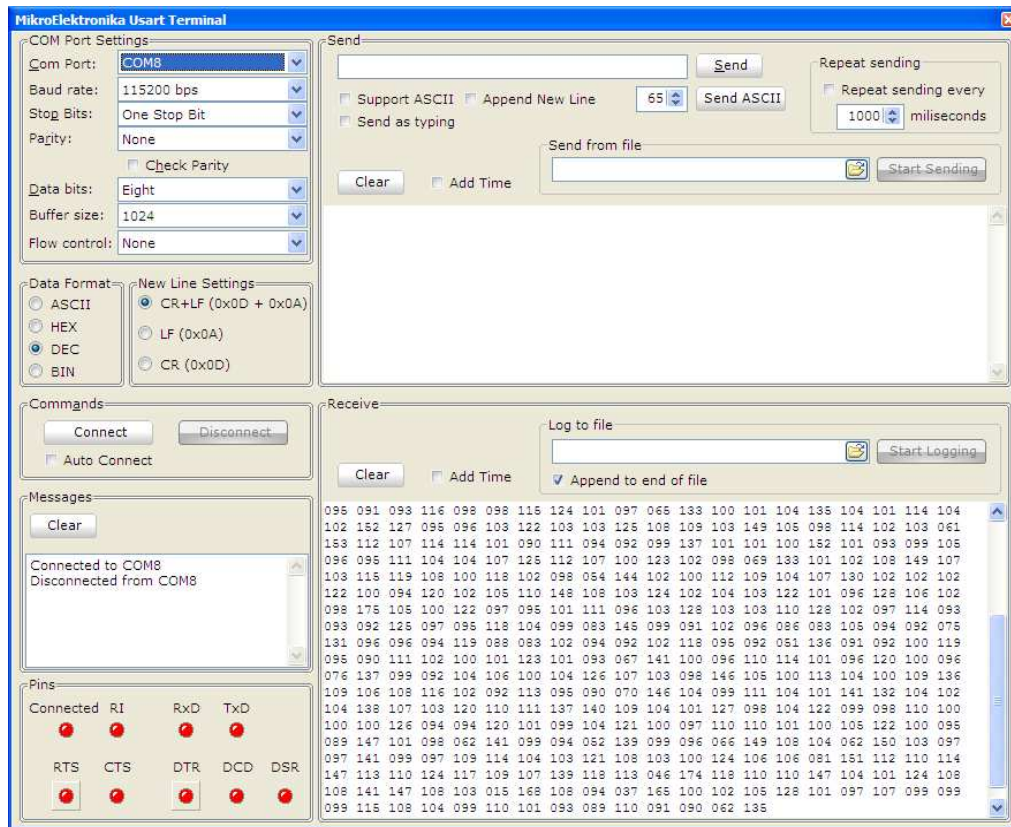


Imagen: Darío Cañaveral

Visualizada en el osciloscopio la señal ECG adquirida por el módulo construido, los datos adquiridos fueron enviados mediante el bluetooth. En la pantalla LCD se despliega el mensaje “adquiriendo ECG” que indica que los datos están siendo transmitidos.

Se usó el Usart Terminal del programa MickleC, para recibir los datos de la señal electrocardiográfica, se realizó las pruebas de transmisión inalámbrica a una velocidad de 10 ms, 100 ms y 1 ms.

Figura 89 Prueba de Tx ECG y RX utilizando Usart Terminal \_MickroC



Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Para las pruebas de medición la presión arterial sistólica y diastólica, de igual manera se utilizó los programas Putty e Hyper Terminal para validar la recepción de los valores tomados de la persona.

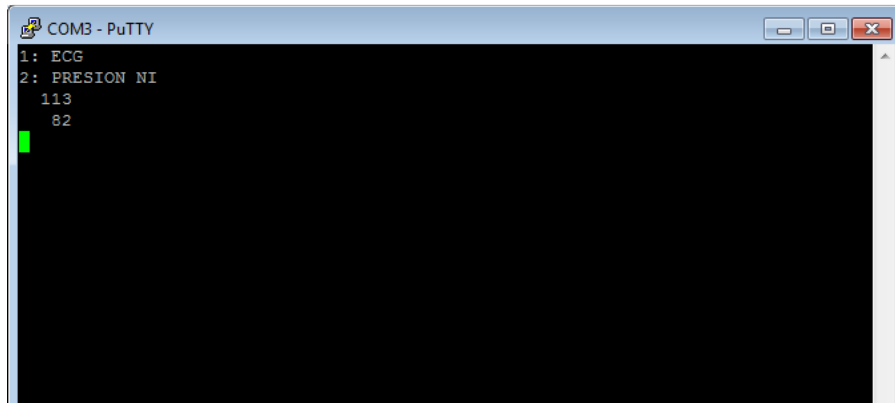
Figura 90 Medición PA - Prueba No-1



Imagen: Darío Cañaveral

Los valores medidos con el módulo de la presión sistólica (SYS= 113) y diastólica (DIA= 82) de la persona mostrados en la figura anterior fueron transmitidos vía bluetooth.

Figura 91 Prueba Tx y Rx Presión SYS y DIA utilizando Putty



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Se realizó una nueva medición de la presión con otra persona, se comprobó la recepción de los datos utilizando el programa Hyper Terminal.

Figura 92 Medición PA - Prueba No-2

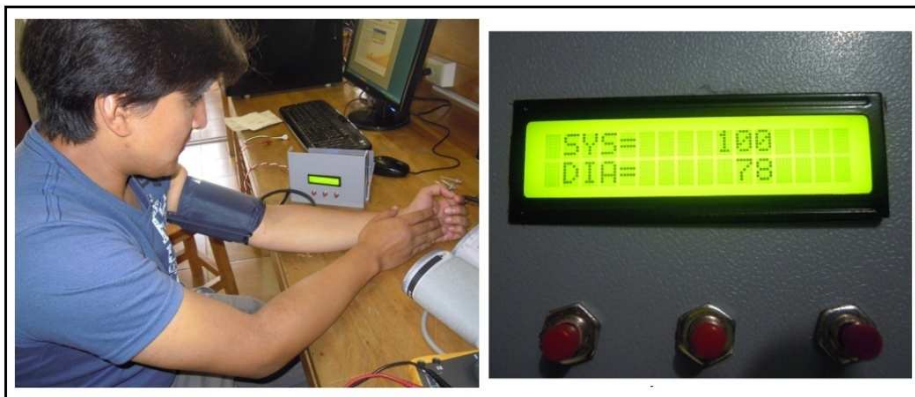
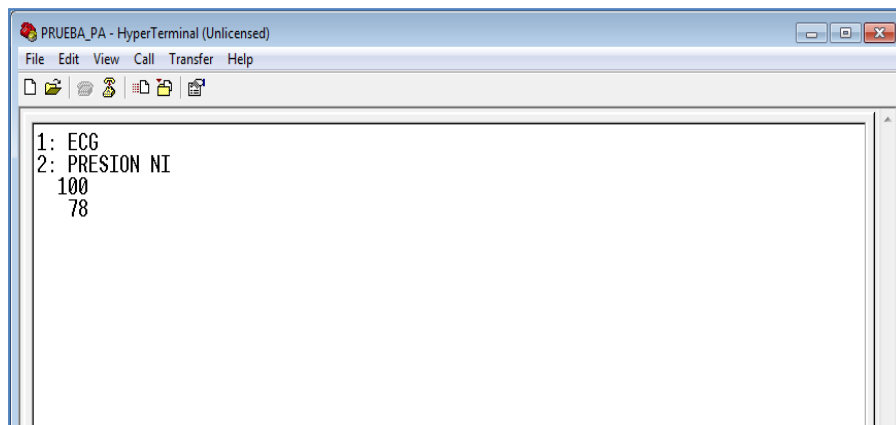


Imagen: Fernando Itas

De igual manera los valores medidos también fueron transmitidos.

Figura 93 Prueba Tx y Rx datos Presión SYS y DIA utilizando Hyper Terminal



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

## 4.2 Análisis de resultados Obtenidos

Con las pruebas realizadas de la parte del hardware y software del módulo electrónico diseñado y construido para la adquisición de señales bioeléctricas, se pudo obtener los siguientes resultados:

La toma de valores de la señal cardíaca registrada en el Usart Terminal del programa MíckroC. Para la conversión análoga a digital (ADC) se tiene el dato que 0 = 0V y 255= 5V, teniendo como referencia lo mencionado se ha tomado una muestra de 30 valores de los datos enviados por el ECG para su interpretación.

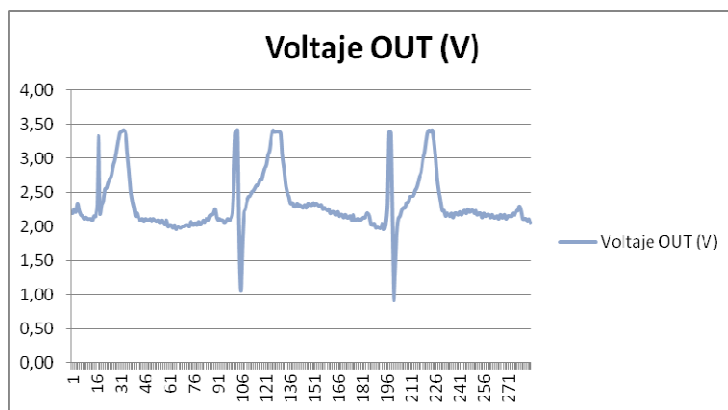
Tabla 2 Muestra de datos de ECG

Voltaje IN (V)	Voltaje OUT (V)
112	2,20
115	2,25
113	2,22
119	2,33
114	2,24
111	2,18
110	2,16
108	2,12
109	2,14
108	2,12
108	2,12
108	2,12
107	2,10
110	2,16

110	2,16
118	2,31
170	3,33
112	2,20
118	2,31
121	2,37
130	2,55
131	2,57
135	2,65
138	2,71
141	2,76
148	2,90
152	2,98
159	3,12
166	3,25

Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

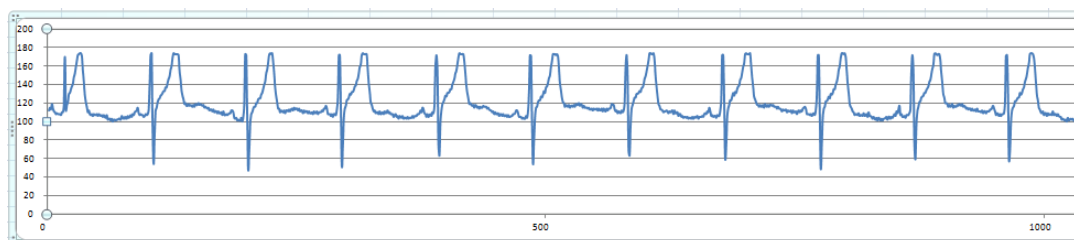
Figura 94 Gráfico de la muestra de datos ECG

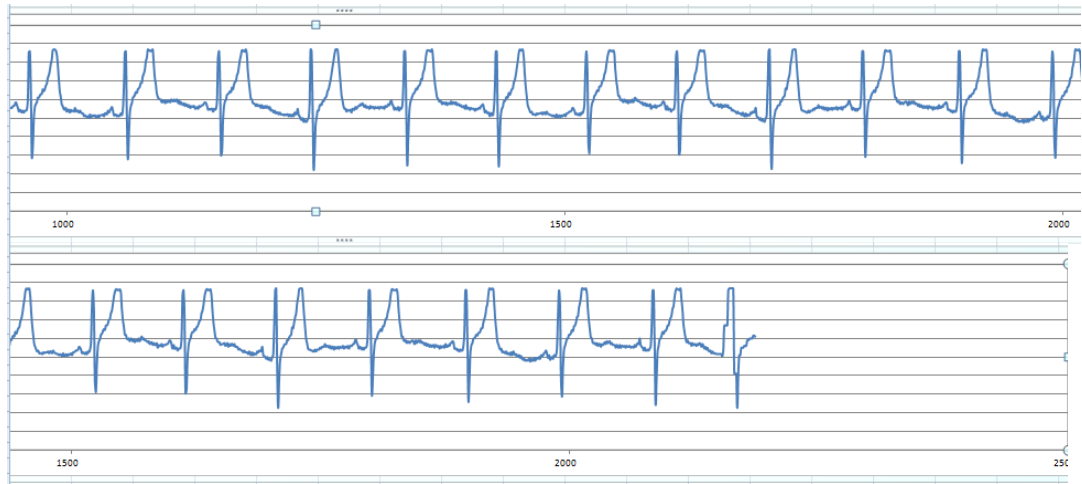


Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

La gráfica que se obtuvo con todos los datos adquiridos del ECG fue la siguiente,

Figura 95 Señal ECG graficada en Excel





Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Comparando la señal obtenida con un electrocardiograma real en la siguiente figura realizado son semejantes, se puede observar claramente el complejo QRS, la onda P y onda T.

Figura 96 Electrocardiograma real

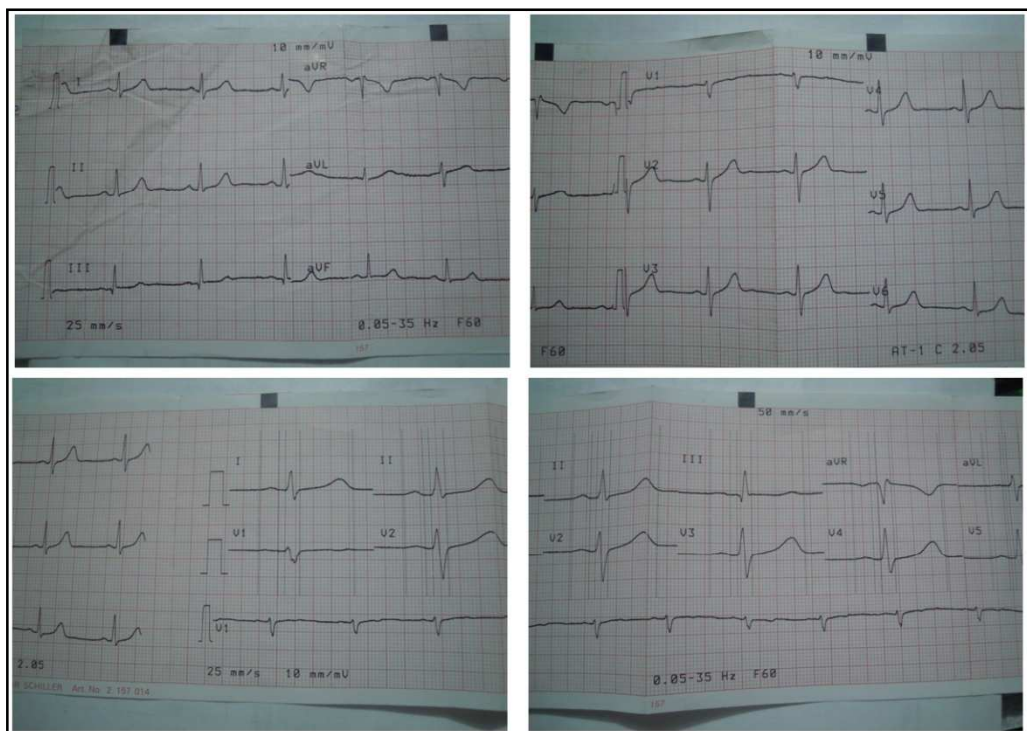


Imagen: Darío Cañaverl

Los valores medidos de la presión arterial con el módulo construido, fueron comparados con los valores medidos de un módulo comercial que tiene las siguientes características.

- Monitor de presión arterial automático, marca OMRON
- Modelo HEM-7113 (Tecnología Japonesa).

Se tomó la presión arterial de 10 personas y los resultados fueron los siguientes:

Tabla 3 Valores medidos de la presión SYS y DIA

Datos	Módulo comercial		Módulo diseñado	
	P. SYS (mmHg)	P. DIA (mmHg)	P. SYS (mmHg)	P. DIA (mmHg)
No. 1	123	76	118	82
No. 2	116	83	122	77
No. 3	124	78	119	73
No. 4	125	75	118	81
No. 5	118	85	123	79
No. 6	121	77	117	83
No. 7	124	81	121	77
No. 8	115	81	119	84
No. 9	122	76	126	82
No. 10	113	77	118	83

Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas

Los valores obtenidos por el módulo diseñado en comparación con los del comercial presentan variación en la medición, se debe tener en cuenta que existe muchas variables que afectan la medición de presión arterial de la persona, adicional a esto el dispositivo comercial en sus especificaciones indica que la lectura de la presión puede variar entre +/- 3 y 5 mmHg, tomando esto como referencia el dispositivo construido y diseñado estaría dentro de los parámetros.

Se calculó el error absoluto, relativo y porcentual de los datos medidos tomando como referencia las fórmulas de (Universidad Nacional de Quilmes, 2003) para el cálculo de los errores mencionados.

Error absoluto: Es directamente la diferencia entre el valor medido y el valor verdadero.

$$E_x = X_m - X_v$$

Error relativo: Cuando se requiere comparar dos errores de dos magnitudes medidas muy diferentes, el error absoluto no es suficiente. Por lo tanto, se define:

$$e_x = \frac{X_m - X_v}{X_v} = \frac{E_x}{X_v}$$

El cual en general se expresa en porcentaje. Debido a la imposibilidad de conocer el valor verdadero, suele a veces utilizarse en su lugar, el valor verdadero convencional ( $X_{vc}$ ) el cual puede determinarse con otro instrumento mucho más exacto respecto al utilizado en la medición. En la práctica generalmente con los datos del fabricante, uno puede determinar en error absoluto, entonces para hallar el error relativo, se suele utilizar en el denominador directamente el valor medido  $X_m$ . (Universidad Nacional de Quilmes, 2003)

Tabla 4 Cálculo error presión sistólica

Datos	Módulo comercial	Módulo diseñado	Cálculo error Presión Sistólica		
			Error Absoluto (mmHg)	Error Relativo (mmHg)	Error Porcentual
Personas	P. SYS (mmHg)	P. SYS (mmHg)			
No. 1	123	118	5	0,040650407	4%
No. 2	116	122	6	0,051724138	5%
No. 3	124	119	5	0,040322581	4%
No. 4	125	118	7	0,056	6%
No. 5	118	123	5	0,042372881	4%
No. 6	121	117	4	0,033057851	3%
No. 7	124	121	3	0,024193548	2%
No. 8	115	119	4	0,034782609	3%
No. 9	122	126	4	0,032786885	3%
No. 10	113	118	5	0,044247788	4%

Elaborado por: Darío Cañaverall y Fernando Itas



Tabla 5 Cálculo error presión diastólica

Datos	Módulo comercial	Módulo diseñado	Cálculo error Presión Diastólica		
Personas	P. DIA (mmHg)	P. DIA (mmHg)	Error Absoluto (mmHg)	Error Relativo (mmHg)	Error Porcentual
No. 1	76	82	6	0,078947368	8%
No. 2	83	77	6	0,072289157	7%
No. 3	78	73	5	0,064102564	6%
No. 4	75	81	6	0,08	8%
No. 5	85	79	6	0,070588235	7%
No. 6	77	83	6	0,077922078	8%
No. 7	81	77	4	0,049382716	5%
No. 8	81	84	3	0,037037037	4%
No. 9	76	82	6	0,078947368	8%
No. 10	77	83	6	0,077922078	8%

Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

### 4.3 Costos de los materiales del proyecto

Para la elaboración del dispositivo electrónico se utilizó los siguientes elementos y materiales.

Tabla 6 Costo de los elementos electrónicos

Cantidad	Detalle elementos	Valor Unitario (\$)	Valor Total (\$)
1	Sensor MPX4115		29,8
1	LCD (16x2)		6,9
1	PIC 16F876A		5,6
2	Baterías de Lipo 11v	19,8	39,6
1	Cable de Datos		3,9
1	Regulador TL7805		0,49
1	Regulador TL7905		0,6
2	TIP 122	0,6	1,2
3	Capacitores electrolíticos	0,12	0,36
12	Capacitores cerámicos	0,08	0,96
1	Zener		0,17
1	Diodo		0,09
7	Borneras	0,3	2,1
2	Led	0,13	0,26
1	Zócalos 28 pines		0,28

1	Zócalos 14 pines		0,14
2	Zócalos 8 pines	0,1	0,2
2	Regletas	0,65	1,3
1	Cristal		0,59
4	Potenciómetros	0,65	2,6
22	Resistencias	0,02	0,44
1	Caja de proyecto		5,9
1	Switch		0,8
1	TL084		0,8
1	TL072		0,7
3	Pulsadores	0,32	0,96
1	Módulo bluetooth		97
1	Ventilador		0,50
1	Cargador baterías		21
	<b>Total</b>		225,24

Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

Otros costos adicionales que se deben tener en cuenta son los rubros por mano de obra y gastos administrativos, es importante indicar esta información para que sea tomada en cuenta en futuros trabajos y que se tenga una referencia de cuanto costaría la implementación de este tipo de proyectos.

Entre las funciones y trabajos realizados por un ingeniero electrónico tenemos: Investigación, diseño, planificación, implementación, programación, ejecución, pruebas y resultados. Se ha tomado como referencia el pago de \$ 1200 mensuales, salario pagado en el campo laboral a un ingeniero, debido a que no se ha encontrado tablas de remuneraciones específicas que indiquen dicho valor o paga.

En lo que corresponde uso de herramientas para el trabajo tenemos: Osciloscopio, multímetro, amperímetros, computador, puntas de prueba, programadora de pic, generador de señales, etc. Hay que tener en cuenta que los dispositivos electrónicos mencionados son de alto costo y el alquiler de los mismos implica gasto por lo que se asignará un valor de \$ 25 por el alquiler de los mismos, en nuestro caso no fue necesario el pago de estos rubros debido a que la universidad contaba con estos instrumentos en los laboratorios, pero es un valor a considerar en el caso de no tener toda la herramienta necesaria.

Dentro de los gastos administrativos tenemos: Internet, transporte, alimentación, copias, impresiones, etc. Estos gastos serán cubiertos con el 10 % de la mano de obra de ingeniería y herraminetas de trabajo.

Tabla 7 Costos mano de obra, herramienta de trabajo y gastos administrativos

<b>Cantidad (Días Laborables)</b>	<b>Actividades</b>	<b>Precio \$ (Jornada laboral 8 h)</b>	<b>Total</b>	<b>IVA 12%</b>
40	Mano de obra ingeniería	60	2400	288
30	Herramienta de trabajo	25	750	90
	<b>Total</b>		3150	378
	Gastos administrativos (10%)	315	315	37,8
	<b>Inversión realizada</b>		3465	415,8

Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas

## CONCLUSIONES

Realizado el diseño y construcción del dispositivo electrónico para la adquisición de señales bioeléctricas de electrocardiografía y presión arterial se puede concluir lo siguiente:

- El módulo construido dispone de una tarjeta electrónica interna que permite medir la presión arterial y actividad eléctrica del corazón, de fácil manejo para el usuario, portable y de un costo accesible.
- El diseño de un módulo electrocardiográfico y de presión arterial tiene sus complicaciones, ya que es un instrumento muy sensible a las interferencias y ruido, debido a esto los operacionales utilizados en el proyecto deben tener un alto CMRR para ignorar los cambios de voltaje que son comunes en las entradas y maximizar la ganancia diferencial, de esta manera obtener una señal más limpia.
- La presencia de ruido en las señales bioeléctricas es prácticamente inevitable ya sea por el sistema en sí o por causas ajenas, por tal razón es necesario la implementación de un sistema de filtrado que permita obtener una señal limpia (libre de ruido) para poder ser amplificada y tratada posteriormente. Los filtros diseñados en el proyecto fueron pasa banda de tipo Butterworth que tiene mejores índices de filtrado en la frecuencia de corte y un filtro de Notch para eliminar el ruido producido por la red eléctrica.
- Los datos obtenidos en las diferentes pruebas realizadas para medir la presión arterial con el módulo construido fueron comparados con un dispositivo comercial, esto sirvió para calibrar el módulo y poder reducir el margen de error en la medición de la misma, los valores adquiridos con el electrocardiógrafo fueron graficados para validar la forma de onda obtenida, con esto se logra que el dispositivo permita visualizar brevemente la condición del paciente.

- El módulo diseñado y construido envía datos a través del módulo bluetooth, que pueden ser receptados por cualquier dispositivo que use esta tecnología, lo que servirá para que se realicen aplicaciones futuras en equipos móviles.

## LISTA DE REFERENCIAS

- Alatorre Gonzáles, I. A. (Agosto de 2010). Universidad de Guadalajara - Centro Universitario de Ciencias Exactas e Ingenierías. Recuperado el Septiembre de 2013, de Manual del PIC 16F87X:  
[http://proton.ucting.udg.mx/tutorial/Manual\\_PIC16F87X/Manual\\_PIC16F87X.pdf](http://proton.ucting.udg.mx/tutorial/Manual_PIC16F87X/Manual_PIC16F87X.pdf)
- Ambu España. (Octubre de 2005). Estudios clínicos de Blue Sensor Su frente a los electrodos reutilizables. Recuperado el Septiembre de 2013, de [http://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CCoQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ambu.com%2FAdmin%2FPublic%2FDownload.aspx%3FFile%3DFiles%2FBilleder%2FMediaDB%2FOriginals%2FBS\\_vs\\_Reutilizables.pdf&ei=S3gpUsCEA4Li8gTymI CACg&usg=](http://www.google.com.ec/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CCoQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ambu.com%2FAdmin%2FPublic%2FDownload.aspx%3FFile%3DFiles%2FBilleder%2FMediaDB%2FOriginals%2FBS_vs_Reutilizables.pdf&ei=S3gpUsCEA4Li8gTymI CACg&usg=)
- Azpitarte Astobiza, A. (2011). DAQ Circuitos: Circuito Ampliificador de Instrumentación. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://www.daqcircuitos.net/index.php/circuitos-tipicos-con-amplificadores-operacionales/circuito-amplificador-de-instrumentacion/70-circuito-amplificador-de-instrumentacion>
- BioDigital, I. (2013). The human body revealed, all in interactive 3D. Recuperado el Agosto de 2013, de <https://www.biodigitalhuman.com/home/features.html#feat-business>
- Bustamante Vaca, E. D., & Paillacho Haro, C. O. (2013). Tesis " Sistema de teleconsulta y telediagnóstico, basada en estándares internacionales: OPENEHR, HL7 y DICOM; para los pacientes hipertensos y diabéticos del Hospital Un Canto a la Vida". Quito - Ecaudor.
- Cardiology Today. (Octubre de 2009). The mercury sphygmomanometer: end of an era? Recuperado el Julio de 2013, de <http://www.healio.com/cardiology/vascular-medicine/news/print/cardiology-today/%7B377c9bd9-f976-4e15-8e1b-a75fbffbd1f5%7D/the-mercury-sphygmomanometer-end-of-an-era>

- Carrillo, Y. (2 de Marzo de 2010). Espacio Nurseril: Presión arterial. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://espacionurseril.blogspot.com/2010/03/presion-arterial.html>
- Centro Médico Escuela - Buenos Aires. (2013). Curso de Electrocardiograma: Historia del Electrocardiógrafo. Recuperado el Julio de 2013, de <http://www.cursoelectrocardiograma.net/la-historia-desarrollo-del-electrocardiografo.html>
- Centro nacional de excelencia tecnológica en salud. CENETEC. (Junio de 2006). Guía Tecnológica No. 17: Electrocardiógrafo. Recuperado el Agosto de 2013, de [http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo\\_guias/guias\\_tec/17gt\\_electrocardiografos.pdf](http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/guias_tec/17gt_electrocardiografos.pdf)
- Changoluisa P., V. (2011). Tesis Maestría " Desarrollo de Aplicación en Android para Electrocardiografía". Madrid - España.
- Chorro Gascó, F. J., & López Merino, V. (2005). Electrocardiografía en la práctica clínica (Segunda edición ed., Vol. 63). Valencia, España: Publicacions de la Universitat de València.
- Clavijo Mendoza, J. R. (2011). Diseño y simulación de sistemas microcontrolados en lenguaje C / Programación con el compilador MikroC Pro y simulación en Proteus ISIS (Primera Edición ed.). Colombia.
- Cuenca, P., & González, D. P. (03 de Abril de 2011). Curso de formación para el personal de atención primaria en salud en: "Telesalud Rural". Recuperado el Julio de 2013, de Módulo 1. Historia de la Telemedicina: [http://telemedicinajoaquinanez.weebly.com/uploads/1/4/3/3/14335994/historia\\_de\\_la\\_telemedicina.pdf](http://telemedicinajoaquinanez.weebly.com/uploads/1/4/3/3/14335994/historia_de_la_telemedicina.pdf)
- DALCAME. (2005). Electrocardiografía (ECG). Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.dalcame.com/ecg.html#UufGgD0o7bQ>
- Davis, D. (2008). Interpretación del ECG: su dominio rápido y exacto (Cuarta Edición, Primera reimpresión ed.). (D. O. Giovanniello, Trad.) Buenos Aires, Argentina: Editorial Medica Panamericana.
- De la Peña, D. A. (24 de Mayo de 2009). Anatomía del sistema de conducción cardíaco. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://adolfoneda.com/anatomia-del-sistema-de-conduccion-cardiaco/>

- De la Peña, D. A. (18 de Mayo de 2009). Función contráctil del corazón intacto. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://adolfoneda.com/funcion-contractil-del-corazon-intacto/>
- Dr. Rigoberto, M. (30 de Noviembre de 2013). La Tensión Arterial: Técnicas para su determinación. Recuperado el Julio de 2013, de [http://www.medicinapreventiva.com.ve/articulos/medicion\\_tension\\_arterial.htm](http://www.medicinapreventiva.com.ve/articulos/medicion_tension_arterial.htm)
- Drake Moyano, J. M. (2005). Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales y de Telecomunicaciones. Universidad de Camtabria. Recuperado el Septiembre de 2013, de Tema III: El Amplificador de instrumentación: [http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion\\_5\\_IT/IEC\\_3.pdf](http://www.ctr.unican.es/asignaturas/instrumentacion_5_IT/IEC_3.pdf)
- Dynamo electronics. (06 de Abril de 2004). Bluetooth® Modem - BlueSMiRF Gold. Recuperado el Septiembre de 2013, de [http://www.dynamoelectronics.com/dynamo-tienda-virtual.html?page=shop.product\\_details&flypage=dynamo.tpl&product\\_id=259&category\\_id=32](http://www.dynamoelectronics.com/dynamo-tienda-virtual.html?page=shop.product_details&flypage=dynamo.tpl&product_id=259&category_id=32)
- Echeverri Molina, I. C. (2010). Miocardio: El Corazón. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://qtcorregido.galeon.com/miocardio.htm>
- EcuRed. (14 de Diciembre de 2010). Ciclo Cardíaco. Recuperado el Agosto de 2013, de [http://www.ecured.cu/index.php/Ciclo\\_card%C3%ADaco](http://www.ecured.cu/index.php/Ciclo_card%C3%ADaco)
- El Hospital. (Febrero de 2009). El Hospital: Adelantos tecnológicos en cardiología y radioterapia. (N. Loomis, Ed.) Recuperado el Julio de 2013, de <http://www.elhospital.com/magazine/EHFEBMAR09.pdf>
- Electrocardiografía.es. (Junio de 2012). Teoría del electrocardiograma. Señales ECG e información clínica. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.electrocardiografia.es/>
- Elsevier Health Science - España. (Febrero de 2012). Fundamentos de ECG. Recuperado el Agosto de 2013, de [http://media.axon.es/pdf/88666\\_1.pdf](http://media.axon.es/pdf/88666_1.pdf)
- Encyclopedia Britannica, Inc. (2013). Article: Stephen Hales. Recuperado el Julio de 2013, de <http://www.britannica.com/EBchecked/topic/252340/Stephen-Hales>



- Escuela del paciente renal. (15 de Febrero de 2012). ¿Cómo tomarse la presión en casa correctamente? Recuperado el Enero de 2014, de <http://pacienterenal.general-valencia.san.gva.es/Lists/Entradas%20de%20blog/Post.aspx?List=9cc0c67d-d910-4631-ad78-b62d2a14dfdd&ID=9>
- ESH and ESC Guidelines. (2013). ESH/ESC Guidelines for the management of arterial hypertension. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.eshonline.org/asset.axd?id=b1e464fb-1286-4d20-b401-898c879d4227&t=635068759686630000>
- Franco Domínguez, S. (11 de Septiembre de 2009). Rehabilitación y medicina física. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://rehabilitacionymedicinafisica.wordpress.com/2009/09/11/una-camiseta-que-recoge-la-actividad-del-corazon-podria-utilizarse-en-rehabilitacion-cardiaca/>
- Fresquet Febrer, J. L. (Septiembre de 2006). [historiadelamedicina.org](http://www.historiadelamedicina.org): Willem Einthoven (1860-1927). Recuperado el Julio de 2013, de <http://www.historiadelamedicina.org/einthoven.html>
- G.M. Electronica S.A. (24 de Julio de 2012). Sensores de presión. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://www.gmelectronica.com.ar/catalogo/pag45.html>
- Garza Plata, I. M. (Marzo de 2011). Universidad Autónoma de Nuevo León (México) / Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica. Recuperado el Septiembre de 2013, de Tema 6: Sensores y Electrodo: <http://gama.fime.uanl.mx/~mplatas/temas/tema6.pdf>
- Guía Cirugía Estética. (12 de Enero de 2011). Estudio sobre el futuro de las aplicaciones móviles en la industria médica y de la salud. Recuperado el Julio de 2013, de <http://guiacirugiaestetica.com/estudio-sobre-el-impacto-de-las-aplicaciones-moviles-en-la-industria-medica-y-de-la-salud/>
- Hartmann, P. (2010). Tensoval: Presión Arterial. Recuperado el Agosto de 2013, de [http://www.tensoval.es/presion\\_arterial.php](http://www.tensoval.es/presion_arterial.php)
- Hispotecnia. (2014). Electrodo para Electrocardiografos. Recuperado el Enero de 2014, de

[http://www.hospitecnica.com.co/index.php?option=com\\_virtuemart&page=sop.browse&category\\_id=36&Itemid=29](http://www.hospitecnica.com.co/index.php?option=com_virtuemart&page=sop.browse&category_id=36&Itemid=29)

- Hospital Clínico San Carlos y la Fundación BBVA. (2009). Libro de la salud cardiovascular del hospital clínico San Carlos y de la Fundación BBVA / Dirigido por Antonio López Farré y Carlos Macaya Miguel (Primera Edición ed.). (F. BBVA, Ed.) Bilbao, España: Editorial Nerea, S.A.
- Iphonetunes. (20 de Febrero de 2012). Plataforma Talkoo mHealth de Cystelcom: telemedicina en el iPhone. Recuperado el Julio de 2013, de [http://www.iphonetunes.com/index.php/articulo/comentarios/plataforma\\_talkoo\\_mhealth\\_cystelcom\\_telemedicina\\_iphone/](http://www.iphonetunes.com/index.php/articulo/comentarios/plataforma_talkoo_mhealth_cystelcom_telemedicina_iphone/)
- Jiménez Gutiérrez, A. (2007). Personal Trainin. Entrenamiento Personal. Bases, fundamentos y aplicaciones. (Segunda edición ed.). (A. Jiménes Gutiérrez, Ed.) Barcelona, España: Editorial INDE Publicaciones.
- Lindner, U. K., & Dubin, D. B. (1995). Introducción a la electrocardiografía: método autodidacta de interpretación del ECG (Edición reimpressa ed.). (D. Sobejano, Trad.) Barcelona, España: Editorial Springer-Verlag Ibérica.
- Maya Martín, J., & Albornoz Cabello, M. (2007). Open Couse Ware de la Universidad de Sevilla. Recuperado el Septiembre de 2013, de Fisioterapia/ Curso Electroterapia / Tema 3: Acoplamiento entre el aparato de electroterapia y el paciente: Factores a valorar: [http://ocwus.us.es/fisioterapia/electroterapia/temario/TEMA\\_3/page\\_11.htm](http://ocwus.us.es/fisioterapia/electroterapia/temario/TEMA_3/page_11.htm)
- Medicina y Prevención M&P. (Abril de 2013). Como medir la Presión. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.medicinayprevencion.com/hipertension/presion+arterial.htm>
- Meza Bolaños, D. (10 de Diciembre de 2010). Telemedicina en el Ecuador: un mundo de desafíos y oportunidades. Recuperado el Julio de 2013, de La Granja: <http://lagranja.ups.edu.ec/documents/1317427/1371462/05Telemedicina.pdf>
- Micó, P. (Diciembre de 2005). Tesis Doctoral: Nuevos desarrollos y aplicaciones basados en métodos estocásticos para el agrupamiento no supervisado no supervisado de latidos en señales electrocardiográficas. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://riunet.upv.es/bitstream/handle/10251/1856/tesisUPV2326.pdf>

- Microchip Technology Inc. (2003). PIC16F87XA Data Sheet. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://ww1.microchip.com/downloads/en/devicedoc/39582b.pdf>
- Microsoft. (Enero de 2005). Windows Sever. Recuperado el Septiembre de 2013, de HyperTerminal: <http://technet.microsoft.com/es-es/library/cc784492%28v=ws.10%29.aspx>
- Mijares Pisano, M. T. (Septiembre de 2011). Hitos y desafíos de la Telemedicina y Telesalud en Ecuador. Recuperado el Julio de 2013, de Revista Vitae: <http://vitae.ucv.ve/?module=articulo&rv=100&n=4390&m=1&e=4423>
- MikroElektronika. (2009). Guía de referencia rápida de MikroC. Recuperado el Septiembre de 2013, de [http://www.mikroe.com/downloads/get/945/es\\_c\\_syntax\\_v102.pdf](http://www.mikroe.com/downloads/get/945/es_c_syntax_v102.pdf)
- MikroElektroniKa. (2009). MikroBasic PRO for PIC. Recuperado el Septiembre de 2013, de [http://burgath.com/wp-content/uploads/2012/06/mikroBasic\\_PRO\\_guia\\_primer\\_proyecto\\_recurso.pdf](http://burgath.com/wp-content/uploads/2012/06/mikroBasic_PRO_guia_primer_proyecto_recurso.pdf)
- Motorola Inc. (1997). MPX4115 Series. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://pdf.datasheetcatalog.net/datasheet/motorola/MPX4115.pdf>
- MSDsalud. (Febrero de 2013). Manual Merck de información médica para el Hogar. Recuperado el Agosto de 2013, de Sección 3: Enfermedades Cardiovasculares: [https://www.msdsalud.es/manual-merck-hogar.aspx?u=/publicaciones/mmerck\\_hogar/seccion\\_03/seccion\\_03\\_015.html](https://www.msdsalud.es/manual-merck-hogar.aspx?u=/publicaciones/mmerck_hogar/seccion_03/seccion_03_015.html)
- Nader, K. (Marzo de 2011). El Hospital: Tecnología de la información. ¿Qué es la Telemedicina? Recuperado el Julio de 2013, de [http://www.elhospital.com/eh/secciones/EH/ES/MAIN/IN/ESTUDIOS\\_CASO/doc\\_82249\\_HTML.html?idDocumento=82249](http://www.elhospital.com/eh/secciones/EH/ES/MAIN/IN/ESTUDIOS_CASO/doc_82249_HTML.html?idDocumento=82249)
- Neoteo. (13 de Septiembre de 2006). MikroBasic- Primera Parte. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://www.neoteo.com/mikrobasic-primera-parte/>
- Profesor en línea. (2013). Morfología y fisiología cardíaca. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.profesorenlinea.cl/Ciencias/CorazonMorfoFisiologia.html>

- Saiz Morón, A. (2012). AMPA VS. MAPA: ¿ es la AMPA un método válido para medir con exactitud las cifras de presión arterial y su ritmo circadiano? Recuperado el Julio de 2013, de Tesis Doctoral. Universidad Complutense de Madrid. Facultad de Medicina:  
<http://www.dalcame.com/wdescarga/cardiopac.pdf>
- Salud. (20 de Mayo de 2011). Tensión arterial: niveles normales e hipertensión. Recuperado el Agosto de 2013, de  
<http://www.encyclopediasalud.com/categorias/corazon-y-sistema-cardiovascular/articulos/tension-arterial-niveles-normales-e-hipertension>
- Schiller. (2010). Tecnología cardiovascular de vanguardia - Cardiosistemas. Recuperado el Julio de 2013, de  
<http://www.cardiosistemas.com.ar/equipamiento-medico/marcas/schiller-ag.htm>
- Scielo Public Health. (Marzo de 2011). Aparatos de medición de la tensión arterial. Recomendaciones de la Sociedad Europea de Hipertensión. Recuperado el Julio de 2013, de  
[http://www.scielosp.org/scielo.php?pid=S1020-49892001000300011&script=sci\\_arttext](http://www.scielosp.org/scielo.php?pid=S1020-49892001000300011&script=sci_arttext)
- Sede Universitaria de Salud La Habana del Este. (4 de Enero de 2010). Cara a cara con las Ciencia Médicas:Monitoreo Ambulatorio de la presión arterial (MAPA) y sus ventajas. Obtenido de  
<http://www.sedeunihe.sld.cu/EI%20Mapa.htm>
- SparkFun Electronics. (Octubre de 2009). Bluetooth Modem - BlueSMiRF Gold. Recuperado el Septiembre de 2013, de  
<https://www.sparkfun.com/products/10268>
- TecMikro. (Octubre de 2013). El módulo USART. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://www.programarpicenc.com/libro/cap10-usart-uart-microcontroladores-pic-max232.html>
- Tecna Store, C.A. (2011). AD620 - Amplificador de instrumentación. Recuperado el Septiembre de 2013, de  
<http://www.tiendaelectronica.com.ve/circuitos-integrados/1614-ad620-amplificador-instrumentacion.html>

- Texas Heart Institute. (Agosto de 2012). Centro de Información Cardiovascular: Anatomía del Corazón. Recuperado el Agosto de 2013, de [http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy\\_Esp/anato\\_sp.cfm](http://www.texasheartinstitute.org/HIC/Anatomy_Esp/anato_sp.cfm)
- tuotromedico.com. (Enero de 2014). Hipertensión arterial HTA. Recuperado el Agosto de 2013, de [http://www.tuotromedico.com/temas/hipertension\\_arterial.htm](http://www.tuotromedico.com/temas/hipertension_arterial.htm)
- Tuuniversidadvirtual. (11 de Julio de 2013). Sistema Circulatorio. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://tuuniversidadvirtual.com/2013/07/11/sistema-circulatorio-h1/>
- Universidad de Jaén. (Noviembre de 2007). Práctca No. 4: Medida de la presión arterial. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.ujaen.es/investiga/cvi296/BFH/PRACTICA%204.pdf>
- Universidad Miguel Hernández - UMH. (Mayo de 2007). Ingeniería de Sistemas y Automática/ Práctica 7: El Módulo LCD y ejemplos de funcionamiento. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://isa.umh.es/asignaturas/sea/practicass2C/P7/practica7.pdf>
- Universidad Nacional de Colombia. Sede Bogotá. (17 de Mayo de 2013). Sistema Cardíaco: Anatomía del corazón / Configuración externa del corazón. Recuperado el Agosto de 2013, de [http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/enfermeria/2005359/contenido/cardiovascular/1\\_1.html](http://www.virtual.unal.edu.co/cursos/enfermeria/2005359/contenido/cardiovascular/1_1.html)
- Universidad Nacional de Córdoba. (Julio de 2013). Medida de la presión sanguínea. Recuperado el Agosto de 2013, de Facultad de Ciencias Exactas, Físicas y Naturales: [http://www.efn.uncor.edu/escuelas/biomedica/Plandeestudios/materias%20completas/Instrumentacion%20biomedica/Material/agosto%202010/instrumentacion%F3n\\_presi%F3n\\_TEORICO.pdf](http://www.efn.uncor.edu/escuelas/biomedica/Plandeestudios/materias%20completas/Instrumentacion%20biomedica/Material/agosto%202010/instrumentacion%F3n_presi%F3n_TEORICO.pdf)
- Universidad Nacional de Quilmes. (08 de Abril de 2003). Cátedra de instrumentación y mediciones - Medición y error. Recuperado el Octubre de 2013, de <http://www.feng.pucrs.br/~fdosreis/ftp/medidasmd/MedicionyError%2803%29.pdf>

- Universidad Nacional del Rosario - Facultad de Ciencias Exacta, Ingeniería y Agrimensura. (2010). Amplificadores de instrumentación. Recuperado el Septiembre de 2013, de [http://www.fceia.unr.edu.ar/eca2/Files/Apuntes/AMPLIFICADORES%20DE%20INSTRUMENTACION%20\\_v-2010\\_.pdf](http://www.fceia.unr.edu.ar/eca2/Files/Apuntes/AMPLIFICADORES%20DE%20INSTRUMENTACION%20_v-2010_.pdf)
- Univesidad de Alcalá. Departamento de Electrónica. (Octubre de 2012). Sistemas de adquisición y acondicionamiento de señales bioeléctricas. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://www.bioingenieria.edu.ar/academica/catedras/bioingenieria2/archivos/apuntes/tema%203%20-%20adquisicin%20y%20acondicionamiento%20de%20seales.pdf>
- Vergeles Blanca, J. M. (2007). La telemedicina. Desarrollo, ventajas y dudas. Recuperado el Julio de 2013, de JANO, Medicina y Humanidades: <http://ferran.torres.name/edu/imi/59.pdf>
- Winpic. (2010). Winpic. Recuperado el Septiembre de 2013, de <http://perso.wanadoo.es/siscobf/winpic800.htm>
- World Hypertension League. (2007). Measuring your blood pressure. Recuperado el Agosto de 2013, de <http://www.worldhypertensionleague.org/Pages/MeasuringYourBloodPressure.aspx>

## Anexo 1. Programación ECG y presión arterial

```
Sin título: Bloc de notas
Archivo Edición Formato Ver Ayuda

sbit LCD_RS at RB0_bit;
sbit LCD_EN at RB1_bit;
sbit LCD_D4 at RB4_bit;
sbit LCD_D5 at RB5_bit;
sbit LCD_D6 at RB6_bit;
sbit LCD_D7 at RB7_bit;

sbit LCD_RS_Direction at TRISB0_bit;
sbit LCD_EN_Direction at TRISB1_bit;
sbit LCD_D4_Direction at TRISB4_bit;
sbit LCD_D5_Direction at TRISB5_bit;
sbit LCD_D6_Direction at TRISB6_bit;
sbit LCD_D7_Direction at TRISB7_bit;

unsigned int dato=0;
char txt[12];
float pres=0;
float pres2=0;

unsigned int pres3=0;
unsigned int maxx=180;
unsigned int max2=180;
unsigned int sys=0;
unsigned int dia=0;
unsigned short tx_ecg;
unsigned int x=0;
int cc=0;

void leer(){
while(cc==0){
dato = ADC_Read(1);
pres=dato*5./1023.0;
pres2 = ((pres/5.0)+0.095)/0.009;
pres2=pres2*7.50;
pres2=pres2-544.0;
pres3=pres2;

if(pres3>maxx){
max2=pres3-maxx;
if (max2>=2){
wordtostr(pres3,txt);
Lcd_Out(1,1,"SYS= ");
Lcd_Out(1,8,txt);
delay_ms(5);
maxx=180;
sys=pres3;
//x=851;
cc=1;
break;
}
}
else{
maxx=pres3;
}
wordtostr(pres3,txt);
Lcd_Out(1,1,"mmHg=");
Lcd_Out(1,8,txt);
delay_ms(5);
}

while(cc==1){
dato = ADC_Read(1);
pres=dato*5./1023.0;
pres2 = ((pres/5.0)+0.095)/0.009;
pres2=pres2*7.50;
pres2=pres2-544.0;
pres3=pres2;

if(pres3>maxx){
max2=pres3-maxx;
if (max2>=2){
wordtostr(pres3,txt);
Lcd_Out(2,1,"DIA= ");
Lcd_Out(2,8,txt);
delay_ms(50);
dia=pres3;
maxx=pres3;
}
}
else{
maxx=pres3;
}

delay_ms(10);
if(pres3<=70){
cc=3;
break;
}
}
//wordtostr(pres3,txt);
//Lcd_Out(2,1,"DIA= ");
//Lcd_Out(2,8,txt);
}

}

void presi(){
while(1){
portc.F2=1;
delay_ms(100);
portc.F3=1;

dato = ADC_Read(1);
pres=dato*5./1023.0;

pres2 = ((pres/5.0)+0.095)/0.009;
pres2=pres2*7.50;
pres2=pres2-544.0;
pres3=pres2;
```

```
if(pres3>maxx){
max2=pres3-maxx;
if (max2>=2){
wordtostr(pres3,txt);
Lcd_Out(1,1,"SYS= ");
Lcd_Out(1,8,txt);
delay_ms(5);
maxx=180;
sys=pres3;
//x=851;
cc=1;
break;
}
}
else{
maxx=pres3;
}
wordtostr(pres3,txt);
Lcd_Out(1,1,"mmHg=");
Lcd_Out(1,8,txt);
delay_ms(5);
}

while(cc==1){
dato = ADC_Read(1);
pres=dato*5./1023.0;
pres2 = ((pres/5.0)+0.095)/0.009;
pres2=pres2*7.50;
pres2=pres2-544.0;
pres3=pres2;

if(pres3>maxx){
max2=pres3-maxx;
if (max2>=2){
wordtostr(pres3,txt);
```

```
Lcd_Out(2,1,"DIA= ");
Lcd_Out(2,8,txt);
delay_ms(50);
dia=pres3;
maxx=pres3;
}
}
else{
maxx=pres3;
}

delay_ms(10);
if(pres3<=70){
cc=3;
break;
}
}
//wordtostr(pres3,txt);
//Lcd_Out(2,1,"DIA= ");
//Lcd_Out(2,8,txt);
}

}

void presi(){
while(1){
portc.F2=1;
delay_ms(100);
portc.F3=1;

dato = ADC_Read(1);
pres=dato*5./1023.0;

pres2 = ((pres/5.0)+0.095)/0.009;
pres2=pres2*7.50;
pres2=pres2-544.0;
pres3=pres2;
```

```

wordtostr(pres3,txt);
Lcd_Out(1,1," mmhg=");
Lcd_Out(2,4,txt);
delay_ms(50);

if (pres3>=140){
portc.f2=0;
dato = ADC_Read(1);
pres=dato*5./1023.0;
pres2 = ((pres/5.0)+0.095)/0.009;
pres2=pres2*7.50;
pres2=pres2-544.0;
pres3=pres2;
wordtostr(pres3,txt);
Lcd_Out(1,1," mmhg=");
Lcd_Out(2,4,txt);
delay_ms(50);
Leer(); ///////////////////////////////////////////////////aki es donde se va a sensar todo
Lcd_Cmd(LCD_CLEAR);
wordtostr(sys,txt);
Lcd_Out(1,5," SYS=");
Lcd_Out(1,8,txt);
wordtostr(dia,txt);
Lcd_Out(2,1," DIA=");
Lcd_Out(2,8,txt);
portc.f3=0;
wordtostr(sys,txt);
UARTL_write_text(txt);
UARTL_write(10);
UARTL_write(13);
wordtostr(dia,txt);
UARTL_write_text(txt);
UARTL_write(10);
UARTL_write(13);

delay_ms(60000);
delay_ms(60000);
delay_ms(60000);

```

```

}
}
}
void main(){
TRISC=176;
PORTC.F0=1; //LED
PORTC.F2=0; //BOMBA
PORTC.F3=0; //SOLEN

Lcd_Init();
UARTL_Init(115200);
delay_ms(100);
Lcd_Cmd(LCD_CLEAR); // clear display
Lcd_Cmd(LCD_CURSOR_OFF); // cursor off
adcon1=0;
trisa=255;
delay_ms(200);
Lcd_Out(1,1,"1: ECG"); // write text in first row
Lcd_Out(2,1,"2: PRESION NI");
delay_ms(1000);
UARTL_write_Text("1: ECG");
UARTL_write(10);
UARTL_write(13);
UARTL_write_Text("2: PRESION NI");
UARTL_write(13);
UARTL_write(10);
UARTL_write(13);
delay_ms(500);

inicio:
if (portc.f4==0){
Lcd_Cmd(LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,"ADQUIRIENDO ECG");
Delay_ms(2000);
//UARTL_write_Text("ADQUIRIENDO ECG");
//UARTL_write(13);
}
}

```

```

goto ecg;
if (portc.f5==0){
Lcd_Cmd(LCD_CLEAR); // Clear display
Lcd_Cmd(LCD_CURSOR_OFF); // cursor off
//Lcd_Cmd(LCD_CLEAR);
Lcd_Out(1,1,"ADQUIRIENDO PNI");
Delay_ms(2000);
//UARTL_write_Text("ADQUIRIENDO PNI");
//UARTL_write(13);
pres1();
}
goto inicio;

ecg:{
while(1){
tx_ecg = ADC_Read(0) >> 2; // Read 10-bit ADC from AN0 and discard 2 LS bits
UARTL_write(tx_ecg); // Send ADC reading as byte
delay_ms(1);
}
goto ecg;
}
}

```

Elaborado por: Darío Cañaveral y Fernando Itas



## Anexo 2. Manual de funcionamiento dispositivo electrónico

A continuación se detalla el funcionamiento del dispositivo electrónico diseñado y construido.

Figura 97 Módulo electrónico construido



Imagen: Fernando Itas

1. Reset: Regresa al menú principal para elegir una opción.
2. Botón de ECG: Activa la función de adquisición de señales electrocardiográficas.
3. Botón de Presión Arterial: Activa la adquisición de datos de la presión arterial.
4. Display que visualiza los datos de presión arterial (diastólica y sistólica) y transmisión de datos ECG
5. Switch de encendido y apagado del módulo electrónico.
6. Conector de banda del esfigmomanómetro.
7. Cables para electrodos usados para la adquisición de señales electrocardiográficas.

Para realizar la adquisición de señales electrocardiográficas se debe colocar de electrodos como indica la figura


Figura 98 Ubicación electrodos



Imagen: Darío Cañaverl

Se conectan los cables para electrodos de la siguiente manera

- Cable negro parte derecha del pecho
- Cable rojo parte izquierda del pecho
- Cable blanco pie izquierdo

Se activa el dispositivo con el switch de encendido .



Brevemente en la pantalla del LCD se despliega el menú  para elegir la opción ECG o Presión Arterial.

Figura 99 Despliegue de opciones ECG y PRESIÓN NI



Imagen: Fernando Itas

Se elige la opción de adquisición de señales electrocardiográficas con el botón de ECG .


**Nota:** para la colocación de los electrodos, la superficie de la piel debe estar lo más limpia posible.

Seguidamente en la pantalla del LCD se desplegará el mensaje de la siguiente figura, esto indica que los datos están siendo registrados y a su vez enviados inalámbricamente

Figura 100 Mensaje indicador de Tx datos ECG



Imagen: Fernando Itas

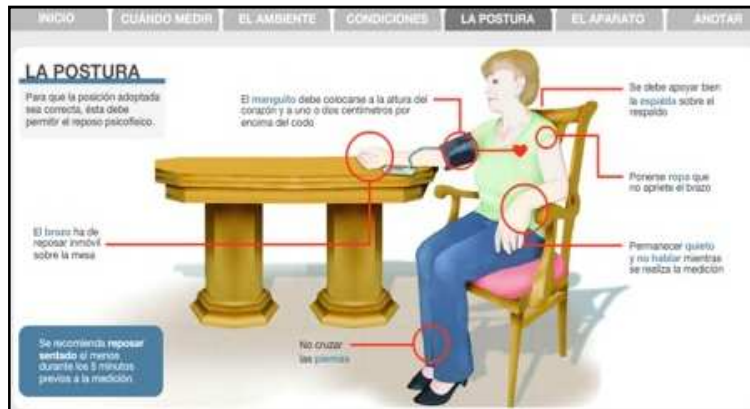
Para la medición de la presión arterial se debe resetear la función que se está ejecutando, para lo cual el usuario debe presionar el botón  para elegir nuevamente la opción.

Para la toma de la presión arterial los doctores recomiendan que el paciente tome una postura adecuada, y otros consejos más que se mencionan a continuación:


- Los pacientes deben abstenerse de fumar o tomar cafeína o alimentos durante los 30 minutos antes de la medición.
- La medición debe comenzar después de 5 minutos de descanso.
- Los pacientes deben estar sentados cómodamente con los brazos desnudos y apoyar, al nivel del corazón. Los pies deben estar en el suelo.
- Bajo ciertas condiciones, la presión arterial debe medirse en posición supina y de pie también.

- Los pacientes deben estar relajados y no hablar. El manguito de tamaño correcto se debe utilizar para una medición precisa. Vejiga del manguito debe rodear al menos el 80% del brazo.
- Las mediciones se efectuarán con un instrumento recientemente calibrado y validado.
- Tanto la presión sistólica como diastólica, así como el brazo que se utilizó, se deben registrar. La aparición del primer sonido define la presión arterial sistólica y la desaparición del sonido define la presión arterial diastólica.
- Dos o más lecturas separadas por 2 minutos deben ser promediados. Si las lecturas varían por 5 mm de Hg o más, se deben hacer lecturas adicionales. Los médicos deben explicar a sus pacientes el significado de las mediciones de presión arterial y recomendar medidas periódicas. La frecuencia dependerá del nivel de la presión de la sangre y los factores de riesgo cardiovascular relacionados. (Garza Plata, 2011)

Figura 101 Postura para la medición de presión arterial



Fuente: (Escuela del paciente renal, 2012)

Una vez que el usuario tenga una buena postura, que el brazalete haya sido colocado correctamente en el brazo, se procede a la medición de la presión arterial. Muy similar al caso del ECG primero en la pantalla del LCD se despliega el menú, luego se procede a presionar el botón  correspondiente a la presión arterial, inmediatamente el brazalete comienza a inflarse hasta cierto tiempo para poder registrar la presión sistólica simultáneamente el brazalete comienza a desinflarse hasta medir la presión diastólica, ambos valores son visualizados en la pantalla del

LCD y enviados de igual manera inalámbricamente. Se muestra un ejemplo de una medición en la siguiente figura.


Figura 102 Presión SYS y DIA visualizados en el LCD



Imagen: Fernando Itas

**Nota:** Durante la medición de la presión arterial la persona debe mantenerse inmóvil para no provocar errores en el registro de la presión, si se requiere realizar una nueva medición esperar por lo menos 3 minutos.

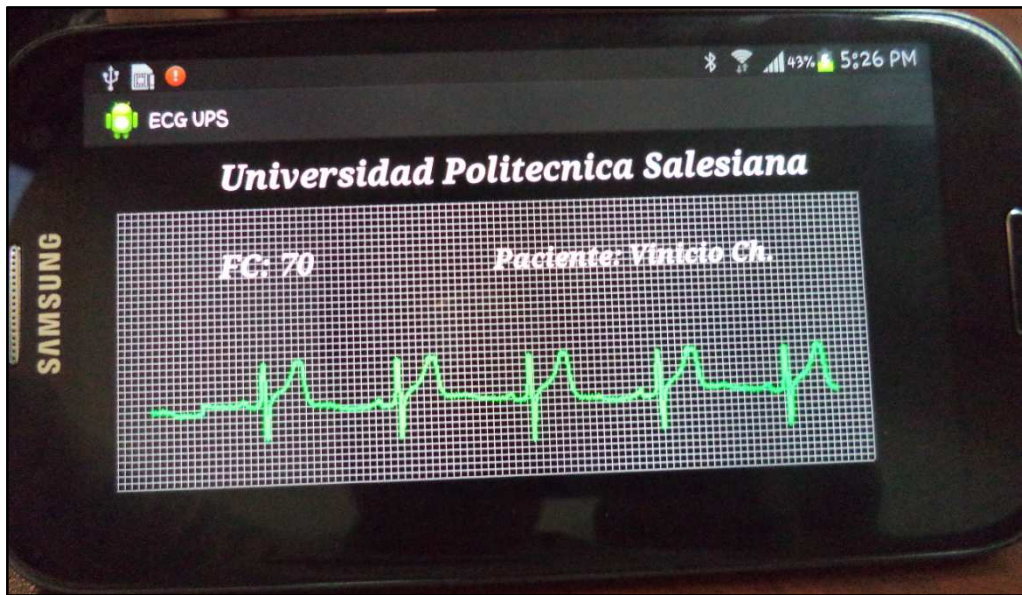
Es importante recalcar que no se podrán realizar las dos opciones al mismo tiempo tanto la adquisición de señales electrocardiográficas, como la medición de presión arterial, una a la vez.

Para apagar el equipo se baja el switch .

Los datos de electrocardiografía también pueden ser receptados por un dispositivo móvil, por ejemplo en la siguiente figura se muestra una señal electrocardiográfica receptada en un celular mediante una aplicación en android. [52]



Figura 103 Señal ECG receptada en un celular con una aplicación en android



Fuente: (Changoluisa P., 2011)

El proyecto forma parte de un grupo de trabajos de Telemedicina y Bioingeniería que se buscan ser implementados en el ámbito clínico.

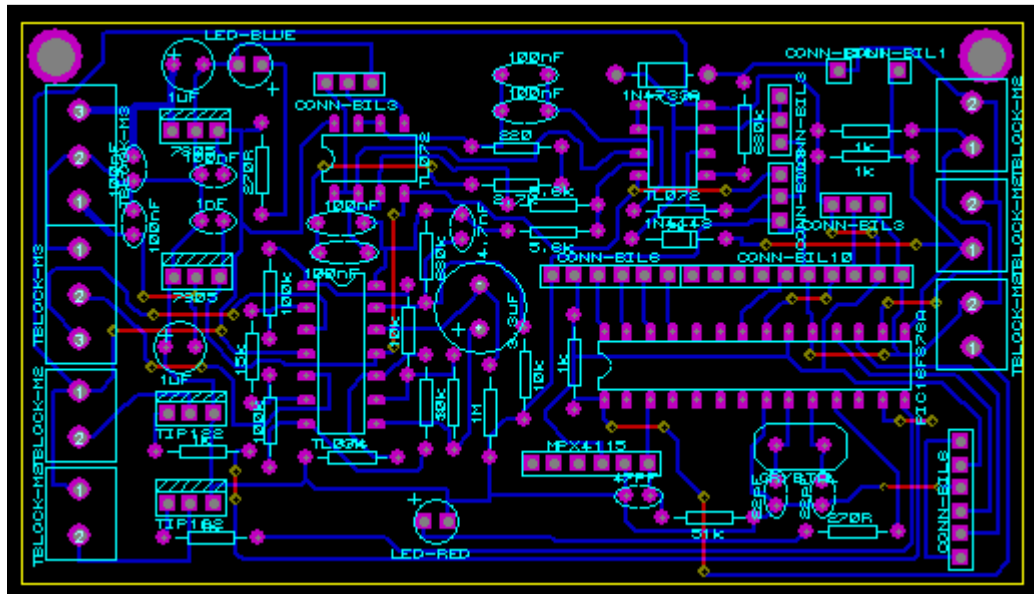
Figura 104 Portal del sistema de teleconsulta y telediagnóstico



Fuente: (Bustamante Vaca & Paillacho Haro, 2013)

### Anexo 3. Placa del circuito diseñado para ECG y Presión Arterial

Figura 105 Placa electrónica



Elaborado por: Darío Cañaverl y Fernando Itas