

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR  
FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA



**Desarrollo de un dispositivo confiable y de bajo costo para  
adquirir señales electro cardíacas, con capacidad de  
almacenamiento de datos y generación de registros.**

PRESENTADO POR:

**ALVARO ENRIQUE MÁRTIR RODRÍGUEZ**

PARA OPTAR AL TITULO DE:

**INGENIERO ELECTRICISTA**

CIUDAD UNIVERSITARIA, ABRIL DE 2016

**UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR**

**RECTOR INTERINO :**

**LIC. JOSÉ LUIS ARGUETA ANTILLÓN**

**SECRETARIA GENERAL :**

**DRA. ANA LETICIA ZAVALA DE AMAYA**

**FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA**

**DECANO :**

**ING. FRANCISCO ANTONIO ALARCÓN SANDOVAL**

**SECRETARIO :**

**ING. JULIO ALBERTO PORTILLO**

**ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**

**DIRECTOR :**

**ING. ARMANDO MARTÍNEZ CALDERÓN**

UNIVERSIDAD DE EL SALVADOR  
FACULTAD DE INGENIERÍA Y ARQUITECTURA  
ESCUELA DE INGENIERÍA ELÉCTRICA

Trabajo de Graduación previo a la opción al Grado de:

**INGENIERO ELECTRICISTA**

Título :

**Desarrollo de un dispositivo confiable y de bajo costo para adquirir señales electro cardíacas, con capacidad de almacenamiento de datos y generación de registros.**

Presentado por :

**ÁLVARO ENRIQUE MÁRTIR RODRÍGUEZ**

Trabajo de Graduación Aprobado por :

Docente Asesor :

**MSc. e ING. JOSÉ WILBER CALDERÓN URRUTIA**

San Salvador, Abril de 2016

Trabajo de Graduación Aprobado por:

Docente Asesor :

**MSc. e ING. JOSÉ WILBER CALDERÓN URRUTIA**

## AGRADECIMIENTOS

En estos momentos, cuando las neuronas de mi cabeza solo pulsan, donde unos gritan: “vamos tu puedes”, en donde probablemente otros ya han perdido la esperanza! Quiero volver con una respuesta muy sincera y decirles:

De no ser por la gracia de Dios, no podría realizar este trabajo de graduación; recordando que en esos momentos difíciles, cuando necesite de la ayuda inmediata de alguien, él manifestó su apoyo incondicional en múltiples bendiciones junto con su queridísima Madre a quien debo “María Auxiliadora”...!.

Manifiesto brevemente en este pedacito de papel, mis sentimientos más profundos de cariño y gratitud, a mi Madre: Ángela del Carmen Rodríguez de Mártir, una mujer a quien nunca alcanzare pagarle los tesoros que le he quitado en esta vida y que muy gentilmente ella brindo a mi persona...incluyendo los dulcitos que me regalo para aprender a dividir como a las once de la noche, allá por el tercer grado “Mamita! Muchas gracias...”

“Papa... No quiero dejarte atrás”; agradezco mucho a mi padre José Francisco Mártir Guzmán, por ser un ejemplo de hombre, de hijo, de hermano, de esposo y de padre. Gracias por esos días de sol, para ganarse el dólar que me permitía viajar en el bus diariamente; y de esas noches que juntos editábamos el trabajo y hacer de este el principal sostén de mi carrera y de nuestra familia.

Mis Hermanitos:

Mónica Beatriz, por cuidar de mí, darme alegrías y momentos de reflexión muy oportunos.

A Francisco Antonio, “Paquito”; por no dejar de quejarse de mis travesuras de niño ante mis padres, y empujar a terminar mi carrera con sus concejos.

A Daniel de Jesús, “Dany”; aunque no se notaba mucho, se desvelaba desde su cama, para hacerme compañía, me ayudaba a imprimir los trabajos... bueno me avisaba con su estilo cuando se terminaban las paginas o cuando salían sucias....

A Katya Milagro, por convertirse en mi hermanita menor y para algunos “la nieta de la niña Ángela y Don Paquito”; gracias por recordarme de nuevo que debemos “jugar como niños, para no aburrirnos de esta vida”.

Quiero seguir mi agradecimiento a una persona que guio a manera de “entrenador”, este trabajo; lo consintió desde el primer hasta el último día; y hasta se “enojó” con él porque a veces.... No salía! Lo llamare con las disculpas del caso y espero no molestarle “Sam” Muchas gracias.

Un día en la clase de electromagnetismo “Sam” pregunto: ¿Que harías si vas en el bus y ves a la mujer de tu vida? A lo que alguien contesto: “Me bajaría y la

conquistaría hasta vivir feliz a su lado”. Yo... No tuve que bajarme del bus, al contrario simplemente me subí y por empujón “divino quizá” entendí que una chica quería llevar mi bolsón o como Kevin Rivas y Oscar Surio llamaron un día: “el contrapeso que llevas en tu espalda”. Gracias Erika Marinero, por hacer de mis viajes de retorno a casa, “la compañía ideal” y ayudarme a explorar el mundo más allá de las fronteras de “Ingeniería”.

Agradezco a mis amigos, especialmente a Oscar Orlando Surio Guevara, por su apoyo incondicional, para sacarme de mis muchas situaciones de ignorancia, en este mundo cuadrículado que a su manera gentil, amigable, sincera y muy inolvidable dejó en mi mente y corazón; a Kevin Rivas, “Maestro”, de él aprendí que en este mundo encontramos siempre a personas mejores que nosotros. A Carlos “Fiurer”, por ser muy sincero en todo y sin censura, acompañarme en el momento más duro de mi carrera y ayudarme a sacar de este el mejor partido, A Javier Alemán, por apoyarme con sus ideas en este proyecto; él se convirtió en el consultor de “hago esto??? O lo otro? ”, A Rigoberto Osegueda, por darme una manita con el circuito del electrocardiograma y los ideales de terminar nuestra carrera.

A Ignacio, Walter, Christian, Tamayo, Roberto, Oswaldo, Franco, Dubon y a muchos otros compañeros incluyendo al Señor Posada y a Don Juan “Juancito”, a la señora “Secretaria” ; A “los Rusos” (Guillermo y Ever) , al Doc. Y todos mis maestros que durante la carrera me aportaron técnica, teórica, y personalmente.

A mis Jefes y “Jefa Ventura”, por apoyarme económicamente en un momento muy oportuno! También a mis alumnos por enseñarme a enseñar. A mi Comunidad “María Auxiliadora”, por hacerme volver al camino cuando me enojaba con Dios y lo cuestionaba.

A todos los que fueron pero no estuvieron y también a los que estuvieron, pero no fueron, que de una manera u otra apoyaron mi carrera, MUCHAS GRACIAS..!!

## INDICE GENERAL.

CAPÍTULO 1. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	2
1.1 Definición del problema .....	3
1.2 Objetivos:.....	4
1.2.1 Objetivo general: .....	4
1.2.2 Objetivos específicos:.....	4
1.3 Justificación .....	5
1.4 Limitaciones.....	5
1.5 Antecedentes.....	6
CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO.....	7
2.1 Generalidades anatómicas del musculo cardíaco. ....	8
2.1.2. Miocardio ventricular. ....	9
2.2. Génesis de la actividad eléctrica del corazón.....	12
2.2.1. Señal eléctrica del corazón.....	15
2.2.2. Representación vectorial. ....	18
2.3 El electrocardiograma. ....	20
2.3.1. Intervalos y segmentos del electrocardiograma.....	21
2.4. Formas estándares de medición en el electrocardiograma. ....	23
2.4.1. Derivaciones bipolares. ....	24
2.4.2. Derivaciones monopolares. ....	26
2.5 Posicionamiento adecuado de los electrodos. ....	28
CAPÍTULO 3. DISEÑO METODOLÓGICO DEL PROYECTO. ....	33
3.1 Principios técnicos. ....	34
3.1.1 Etapa de pre-amplificación. ....	34
3.1.2 Etapa de amplificación, filtrado y adaptación.....	36
3.1.3 Circuito de adecuación de la señal.....	37
3.1.4. Microcomputadora.....	38
3.1.5 Touchscreen display.....	40
3.1.6 Shiel SD. ....	41
3.1.7 RTC (Real Time Clock). ....	42
3.1.8 Thermal printer arduino. ....	43
3.2 Experimentación. ....	45
3.2.1 Análisis de redes e interpretación del circuito de prueba. ....	45
3.2.2 Descripción, condiciones y resultados de la experimentación. ....	49
3.3 Desarrollo del dispositivo. ....	53
3.3.1 Interfaz de usuario.....	55
3.3.2 Sistema de adaptación.....	55
3.3.3 Sistema de digitalización. ....	57
3.3.4 Sistema de Almacenamiento.....	58
3.3.5 Sistema de Impresión. ....	59

3.4 Programación del sistema.....	59
3.5 Costo del proyecto .....	62
CAPÍTULO 4. RESULTADOS DEL PROYECTO.....	63
CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	69
5.1 Conclusiones.....	70
5.2 Recomendaciones.....	71
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	72
ANEXOS.....	73
Anexo A: Código desarrollado para almacenamiento.....	73
Anexo B: Código desarrollado para impresión .....	75
Anexo C: Código desarrollado para lectura de los datos almacenados.....	77

## INDICE DE IMAGENES

Imagen 1 El Corazón Humano.....	8
Imagen 2 Tejido Muscular y Fibras del miocardio .....	10
Imagen 3 Distribución física del Corazón.....	11
Imagen 4 Distribución de red eléctrica del Corazón.....	13
Imagen 5 Superposición de ondas que originan la señal electrocardiograma.....	15
Imagen 6 Característica general del Electrocardiograma.....	17
Imagen 7. Representación del campo eléctrico generado por el corazón y detectado por dos electrodos posicionados en el pecho; estos electrodos originan un vector M.....	18
Imagen 8 Descomposición del vector M en la dirección de a1 y a2 .....	19
Imagen 9 Intervalos y Segmentos del EKG.....	22
Imagen 10 Notación cardiológica utilizada, para determinar el vector cardiaco de los pacientes .....	24
Imagen 11 Obtención de AVR(a), AVL(b) y AVF(c); vectores espaciados 30° que describen la dirección del vector cardiaco(d) .....	25
Imagen 12 Posición de los electrodos precordiales y Direcciones de los vectores obtenidos por los electrodos.....	26
Imagen 13 Electrodo superficiales.....	28
Imagen 14 Posición adecuada de los electrodos superficiales.....	28
Imagen 15 Amplificador de Instrumentacion INA321 .....	34
Imagen 16 OPA4340, Arreglo de cuatro Operacionales.....	36
Imagen 17 Circuito Implementado para la obtención de la señal eléctrica del corazón....	38
Imagen 18 Placa Arduino Mega.....	38
Imagen 19 Aspecto Físico de la Touchscreen Display.....	40
Imagen 20 Escudo SD, para Arduino.....	41
Imagen 21 Protocolo de comunicación SPI.....	42
Imagen 22 Real Time Clock, para Arduino.....	43
Imagen 23 Impresora Térmica.....	44
Imagen 24 Arquitectura Interna INA321.....	45
Imagen 25 Red de realimentación, para el INA321, en esta aplicación.....	46
Imagen 26 Etapa de realimentación. Dependiente de la frecuencia de la señal.....	47
Imagen 27 Etapa de filtrado.....	48
Imagen 28 Buffer o seguidor.....	48
Imagen 29 Etapa de Referencia, fijación de voltaje de referencia a 2.5V.....	49
Imagen 30 Circuito Implementado en las instalaciones de la EIE-UES.....	50
Imagen 31 Señales obtenidas por los osciloscopios de la EIE-UES .....	50
Imagen 32 Señal Obtenida con muestras desde el monitor serial del entorno de desarrollo de Arduino.....	51
Imagen 33 Diagrama General del Proyecto.....	54
Imagen 34 Distribución de Elementos y Esquemático diseñado con el Software Eagle...	56
Imagen 35 Diagrama de Flujo del algoritmo desarrollado.....	61
Imagen 36 Prototipo terminado.....	65

## INDICE DE TABLAS.

Tabla 1 Características del Amplificador de Instrumentación INA321 .....	35
Tabla 2 Características del OPA4340 .....	37
Tabla 3 Características de Arduino Mega. ....	39
Tabla 4 Pines del Hardware SPI. ....	42
Tabla 5 Condiciones de experimentación .....	49
Tabla 6 Listado de componentes del circuito. ....	56
Tabla 7 Bits del registro CLKPS programables para fijar el prescaler .....	57

## INDICE DE GRAFICOS.

Grafico 1 Resultados en la dirección de la derivación bipolar I .....	67
Grafico 2 Resultados en la derivación bipolar II .....	67
Grafico 3 Resultados en la dirección de la derivación bipolar III .....	68

## INTRODUCCIÓN

En el mundo, miles de personas mueren a diario por enfermedades directamente relacionadas con el corazón. Nuestro país padece de igual situación. Aunque muchas de estas enfermedades pueden ser tratadas a tiempo, para evitar fatalidades, nuestro sistema de salud no cuenta con el número de herramientas suficientes para apoyar en el momento oportuno las labores de diagnóstico y monitoreo de sus pacientes

El presente trabajo de graduación, aporta un prototipo diseñado y construido favoreciendo el diagnóstico de posibles enfermedades del corazón, que derivan del mal funcionamiento del tejido conductor, tomando en cuenta aspectos como: salud del paciente, seguridad, economía y confiabilidad de los gráficos; resultado de la observación eléctrica del musculo cardiaco, durante un tiempo determinado.

El prototipo desarrollado, cumple con el objeto de almacenar los datos obtenidos en un registro electrónico, y adicionalmente lo imprime en papel térmico.

Para su desarrollo, se tomaron en cuenta aspectos tales como: la teoría que rodea el comportamiento eléctrico del corazón, los dispositivos utilizados para la realización de estudios, las características de los aparatos disponibles comercialmente y principalmente toda aquella información que abono al diseño del dispositivo presentado al final de este trabajo.

Finalmente se muestran, los resultados obtenidos directamente del prototipo y que contienen las características necesarias, para el diagnóstico de patologías relacionadas con el tejido eléctrico del corazón.

---

## **Capítulo 1. Planteamiento del Problema.**

---

## 1.1 Definición del problema

Hasta la fecha, las enfermedades cardíacas representan la sexta<sup>1</sup> causa de muerte en El Salvador, con el 21% del total de muertes. Según datos del Ministerio de Salud Pública, los hospitales y algunas clínicas poseen dispositivos, para la toma de exámenes electrocardiogramas, pero el gran remanente que en su mayoría son las unidades de salud, especialmente ubicadas en los municipios rurales, carecen de dispositivos para diagnosticar y monitorear la evolución de las condición cardíaca en los pacientes, cuyo número se han incrementado en los últimos años<sup>2</sup>.

Por otro lado, el poder adquisitivo que obliga a vivir con la enfermedad, a simple olvido; hacen que se vuelva un problema que concluye lamentablemente con la muerte del paciente.

En base a lo anteriormente descrito, se diseñó un dispositivo económico y confiable que ayudara a monitorear, controlar y diagnosticar, las arritmias del corazón.

---

<sup>1</sup> <https://www.salud.gob.sv/novedades/noticias/noticias-ciudadanas/157-septiembre-2011/1039--25-09-2011-minsal-participa-en-la-ii-jornada-del-dia-del-corazon.html>

<sup>2</sup> [http://www.paho.org/els/index.php?option=com\\_content&view=article&id=928:augmentan-casos-de-enfermedades-cronicas-no-transmisibles&Itemid=291](http://www.paho.org/els/index.php?option=com_content&view=article&id=928:augmentan-casos-de-enfermedades-cronicas-no-transmisibles&Itemid=291)

## **1.2 Objetivos:**

### **1.2.1 Objetivo general:**

- Implementar un electrocardiógrafo confiable y de bajo coste, para generar registros de la actividad eléctrica del corazón.

### **1.2.2 Objetivos específicos:**

- Adecuar los circuitos analógicos y digitales necesarios, para el tratamiento de la señal bioeléctrica que genera el corazón.
- Desarrollar los algoritmos necesarios, que permitan el procesado, almacenamiento y principalmente la impresión de registros con características similares a los obtenidos por dispositivos comerciales
- Diseñar una interfaz de uso intuitivo, para la realización de electrocardiogramas.

### **1.3 Justificación**

Tomando que el hardware y el software de libre distribución ofrecen acceso a tecnologías confiables, el desarrollo de este prototipo brindará una solución robusta y económica a la realización de electrocardiogramas. Ofreciendo al médico una herramienta económicamente atractiva e innovadora para realizar diagnósticos, y abriendo la posibilidad que sea adquirido por pacientes de diversos estratos económicos.

### **1.4 Limitaciones**

El desarrollo de este dispositivo, permite obtener un registro eléctrico del corazón; éste contiene la información en forma de un gráfico de línea, que describe las condiciones en las que el corazón realiza su trabajo en el sistema circulatorio.

Además este prototipo permite un diagnóstico rápido, a bajo costo y que justifique o no la aplicación de un examen más sofisticado a pacientes.

El dispositivo, no comprende la obtención de potenciales monopoles para describir el comportamiento transversal del corazón, y no se recomienda en pacientes con cuadros médicos cardiacos no favorables, ni aquellos que utilizan dispositivos electrónicos, o algún otro mecanismo para la generación del pulso cardiaco.

## **1.5 Antecedentes.**

El diseño e implementación en el mercado de dispositivos electrocardiógrafos a nivel nacional se ve desplazado por la competencia de dispositivos de marcas reconocidas en el área médica a nivel internacional. Y esto se debe a que prácticamente nadie en El Salvador se encuentra desarrollando estos instrumentos.

Para objetos de investigación, se cuenta con pequeños dispositivos que tiene la capacidad de presentar en tiempo real el comportamiento eléctrico del corazón, estos dispositivos están al alcance de investigadores y desarrolladores en el área.

Hasta la fecha, se han desarrollado dispositivos en fase de prototipo, como el proyecto “Diseño de un dispositivo electrocardiógrafo portátil para el monitoreo del ritmo cardíaco” por Mártir Rodríguez, Álvaro Enrique, Agosto de 2014, Universidad de El Salvador, y otras investigaciones a nivel de trabajo de graduación como la “Sistema de adquisición de señales biomédicas para laboratorios de bioinstrumentación” por Jiménez Cortéz, Numa Pompilio, 1993, Universidad de EL Salvador, que han tomado la idea de implementar dispositivos y potenciar el fortalecimiento en el área biomédica de la Universidad de El Salvador y de nuestro país en general.

---

## **Capítulo 2. Marco Teórico.**

---

## 2.1 Generalidades anatómicas del musculo cardíaco.

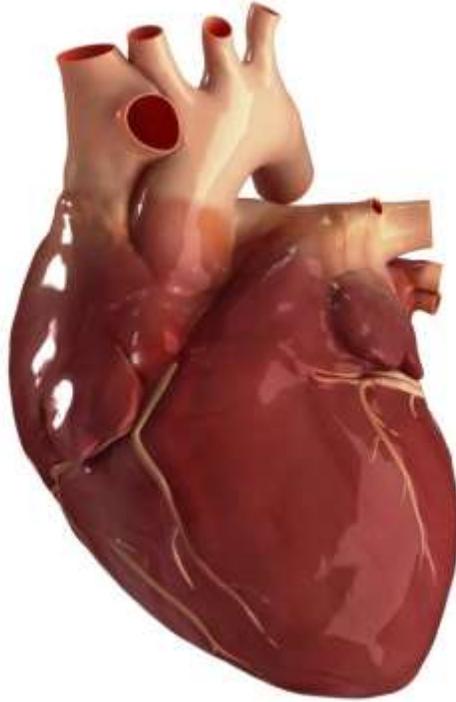


Imagen 1 El Corazón Humano  
Recuperado de: [www.ojocientifico.com](http://www.ojocientifico.com)

En el cuerpo humano se generan una amplia variedad de señales eléctricas, provocadas por la actividad química que tiene lugar en los nervios y músculos que lo conforman. El corazón, por ejemplo, produce un patrón característico de variaciones de voltaje. El registro y análisis de estos eventos bioeléctricos son importantes desde el punto de vista de la práctica clínica y de la investigación. Los potenciales se generan a nivel celular, es decir, cada una de las células es un diminuto generador de voltaje.

El corazón considerado el órgano central del sistema circulatorio, se encuentra situado a la izquierda del tórax, entre los dos pulmones reposando sobre el diafragma. La masa muscular cardiaca, contráctil, se llama **miocardio** y está protegido por las membranas pericárdica y endocárdica. En su interior pueden

distinguirse dos cavidades superiores llamadas aurículas y dos inferiores llamadas ventrículos<sup>3</sup>.

La sangre venosa llena las cavidades cardíacas derechas y la arterial izquierda, separadas entre sí por un septo interauricular y el interventricular, la comunicación de cada una con su correspondiente ventrículo se produce por el orificio atrioventricular, que en el lado derecho presenta la válvula tricúspide y en el izquierdo la válvula bicúspide o mitral.

El corazón, a manera de una bomba aspirante-impelente, impulsa la sangre que recibe por las venas a través de las arterias, y su funcionamiento se debe a la existencia de un sistema de conducción formado por el nodo de Keith-Flack, cercano a la desembocadura de las cavas, en la aurícula derecha, y el nodo de Tawara, situado en la proximidad de la válvula tricúspide, donde se origina el fascículo de His, que recorre el tabique interventricular, dividiéndose en una rama para cada ventrículo. Este sistema de conducción aporta los estímulos necesarios para el funcionamiento del músculo cardíaco.

El corazón está compuesto por diferentes tipos de tejidos (tejidos en los nodos SA y AV, en el atrio, Purkinje y tejidos ventriculares). Cada una de estas células tiene diferencias anatómicas en su composición, cada una de ellas exhibe respuestas diferentes ante impulsos eléctricos, y el potencial que en ellas predomina.

### **2.1.2. Miocardio ventricular.**

Tejido muscular del corazón, Está compuesto por millones de células individuales que miden alrededor de 15x15x150 micrómetros de longitud<sup>4</sup>, las células individuales son relativamente largas y delgadas. Generalmente corren paralelas unas de otras interconectándose, están rodeadas de una membrana plasmática que

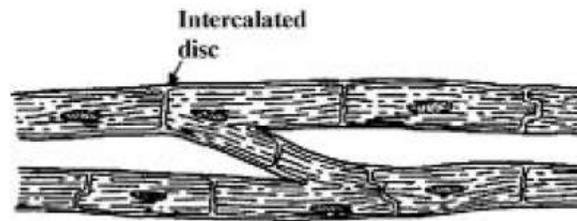
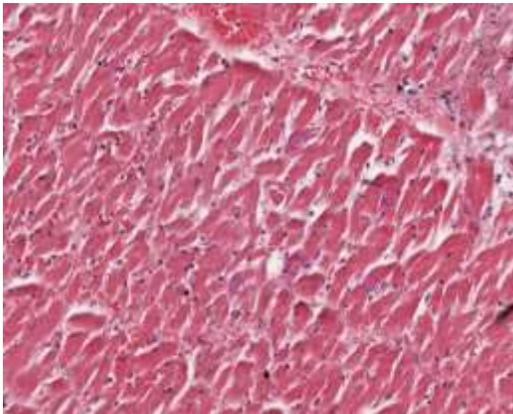
---

<sup>3</sup> Grupo Editorial OCEANO, "Enciclopedia General para la Enseñanza", Primera Edición, p.306

<sup>4</sup>John G. Webster, "Medical Instrumentation Applications and Desing", Cuarta Edición, p. 153

funciona como contacto entre las células adyacentes, creando una densa estructura muy parecida a discos intermembrana.

Cada fibra contiene muchas células que constituyen la “maquinaria contráctil<sup>5</sup>”, del corazón que ayudan a la propagación de la señal cardiaca alrededor del corazón.



*Imagen 2 Tejido Muscular y Fibras del miocardio*

Recuperado de: [www.2.bp.blogspot.com/fibra\\_del\\_miocardio/](http://www.2.bp.blogspot.com/fibra_del_miocardio/)

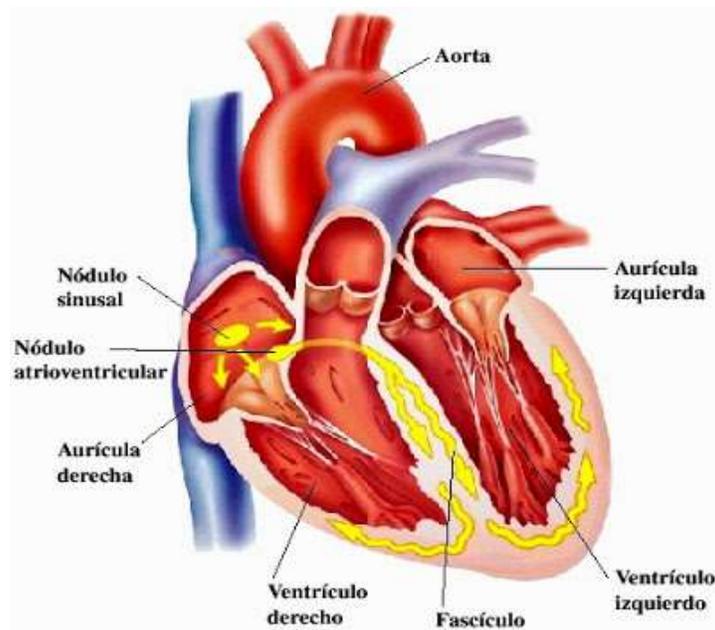
El nodo sino auricular o nodo sinusal produce potenciales de acción con una frecuencia del orden de 0.85Hz (70 latidos por minuto)<sup>6</sup>, que se propagan a las aurículas provocando su contracción. Estos potenciales también se propagan hacia los ventrículos a través de las vías internodales hasta alcanzar el nodo aurículo-ventricular (A-V) donde las aurículas se contraen para que la sangre que todavía permanece en ellas pase a los ventrículos, proceso llamado sístole auricular. Como etapa final, se provoca la contracción ventricular cuando el potencial de acción se transmite al Haz de Hiss, sístole ventricular, dividiéndose en sus dos ramas que discurren por las paredes del septum y por las fibras de Purkinje conectadas a estos y a las fibras musculares del miocardio.

---

<sup>5</sup> "Miocardio." Microsoft® Student 2008 [DVD]. Microsoft Corporation, 2007.

<sup>6</sup>John G. Webster, “Medical Instrumentation Applications and Desing”, Cuarta Edición, p. 147

Se considera el miocardio como un sincitio funcional. O sea, que el miocardio se estudia como si fuese una sola célula con varios núcleos en lugar de células individuales separados por membranas como lo que realmente es. Además se considera también que la propagación de los potenciales en sentido longitudinal será más rápida que la de sentido transversal. La propagación de este potencial se da al mismo tiempo en diferentes puntos del corazón, formando una interface entre las zonas con potencial de acción y las que están en reposo llamada superficie isócrona. La despolarización se realiza en forma muy rápida, luego el potencial permanece constante (zona denominada meseta) y luego el potencial desciende hasta el reposo. La repolarización tiene lugar cuando ya todo el músculo se haya contraído. Ahora el potencial de acción del corazón puede considerarse que se desplaza de manera similar al de una fibra



*Imagen 3 Distribución física del Corazón.*

Recuperado de: [www.backyardbrains.cl](http://www.backyardbrains.cl)

## **2.2. Génesis de la actividad eléctrica del corazón.**

El músculo cardíaco tiene 2 privilegios no compartidos por otras células excitables: su automatismo, que es su capacidad para engendrar latidos por sí mismo, y la organización estricta y fija que asumen los procesos de activación y desactivación miocárdica.

Cada territorio del corazón inicia su trabajo mecánico mediante un proceso previo de excitación, que tiene como base fundamental un movimiento de iones a través de la membrana celular. Este proceso sigue un curso regular, con un trayecto siempre igual, y experimenta incidencias para que el mecanismo de cierre y apertura de los aparatos valvulares se realice adecuadamente.

Semejante armonía existe porque en el miocardio hay, en realidad, no una, sino dos estructuras fundamentalmente distintas y, si se quiere, dotadas de profundas diferencias histológicas: las fibras musculares sincitiales que asumen el trabajo mecánico y el sistema muscular específico, integrado por acúmulos (nódulos) y haces que, siendo mínimos en volumen, están asociados al inicio y a la conducción de la excitación, por ser asiento de una de las propiedades fundamentales del miocardio: el automatismo.

Se tiene en el miocardio células musculares destinadas a realizar un trabajo mecánico, y células automáticas que inician, encauzan y dirigen dicho trabajo.

Por este sistema decursa la excitación miocárdica por los territorios de ambas aurículas y ventrículos. Nacida la excitación en la porción inicial de este sistema, justamente en la aurícula derecha, comienza su recorrido auricular, por el tabique interventricular y las paredes ventriculares, las que son invadidas por medio de una fina malla o red de fibras que termina confundándose con las células sincitiales.

Dicho recorrido se verifica en fracciones de segundo, y a su paso origina fenómenos cuyos caracteres morfológicos son muy distintos entre sí, permitiéndolo reconocer, identificar y separar la excitación auricular de la ventricular. Existe en ese trayecto una pequeña pausa, al nivel del nódulo auriculoventricular (AV), que es necesaria para el normal vaciamiento de las aurículas.

La frecuencia de los latidos del corazón está controlada por el sistema nervioso vegetativo de modo que el sistema simpático la acelera y el parasimpático la retarda. Previo a la excitación, la célula ventricular está cargada típicamente a un potencial de aproximadamente -80 milivoltios. La fase de despolarización se da a una velocidad muy elevada de aproximadamente unos 150 V/s, esta fase es seguida por otra que constituye una rápida repolarización que tiende a mantener despolarizada la región alaplana aproximadamente de 200 a 300 ms. Para finalizar se da una repolarización que restaura el potencial en las membranas a su nivel inicial para luego realizar una y otra vez este fenómeno<sup>7</sup>.

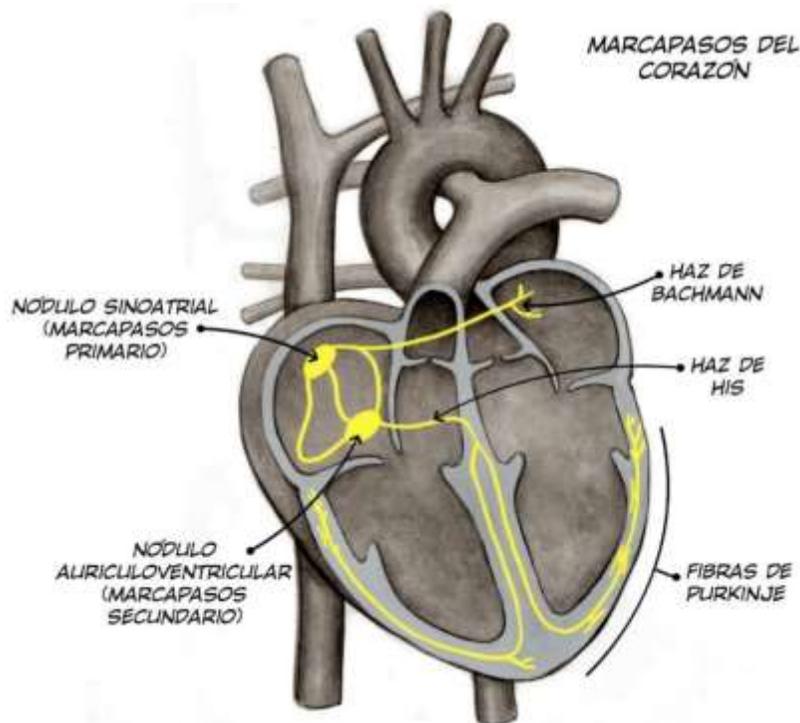


Imagen 4 Distribución de red eléctrica del Corazón.

<sup>7</sup> Franco parte 1, "Nociones Generales de Fisiología" pp. 3-4

Cuando el corazón está funcionando correctamente, es el Nodo SA el responsable de iniciar el impulso. Pero bajo alguna anomalía en el funcionamiento, otras partes del corazón pueden iniciar una excitación rítmica intrínseca. Estas partes son: El Nodo Aurículo-ventricular y las Fibras de Purkinje.

Las fibras del Nodo A-V, descargan a un ritmo de 40 a 60 veces por minuto cuando no son estimuladas por fuentes externas y las fibras de Purkinje descargan a una velocidad entre 15 y 40 veces por minuto. Estas frecuencias están en contraste con la frecuencia natural del nodo sinusal de 70 a 80 veces por minuto. Por consiguiente este nodo domina a las otras partes del corazón por tener una frecuencia mayor. Siendo el encargado de iniciar el impulso.

Ocasionalmente algunas partes del corazón desarrollan un ritmo de descarga mayor al del nodo sinusal, esto puede ocurrir por un mal funcionamiento en el nodo A-V o en las fibras de Purkinje. En cualquiera de los dos casos el marcapasos natural del corazón se traslada desde el nodo sinusal al lugar correspondiente. Este nuevo marcapasos se pasa a llamar marcapasos "ectópico".

Esto genera una secuencia de contracciones anormales en las diferentes partes del corazón, provocando un debilitamiento en el bombeo de la sangre. Otra de las causas de la traslación del marcapasos es el bloqueo de la transmisión del impulso cardíaco desde el nodo sinusal a otras partes del corazón.

### 2.2.1. Señal eléctrica del corazón.

La propagación de la polarización y despolarización, da origen a una serie de ondas eléctricas medibles, por curvaturas o trazados hacia arriba o hacia abajo dependiendo la diferencia de potencial sobre una línea de referencia. Estas curvas son producto de los potenciales de acción que se producen durante la estimulación cardíaca y se repiten de un latido a otro, salvo alteraciones. Estas tienen diferentes características y medicamente se estudian para diagnosticar anomalías en base a un comportamiento normal del corazón.

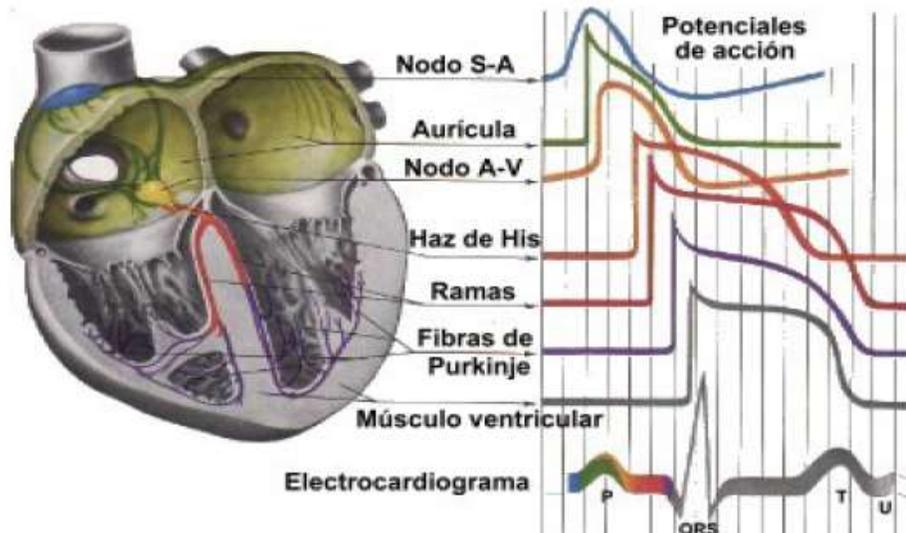


Imagen 5 Superposición de ondas que originan la señal electrocardiograma.

Las ondas superpuestas medibles, forman una señal muy útil denominada Electrocardiograma ECG o EKG (del Aleman)<sup>8</sup>. Normalmente se conocen los siguientes segmentos de ondas llamadas P, Q, R, S, T y U<sup>9</sup> (únicamente para

<sup>8</sup> ©2015 [historiadelamedicina.org](http://www.historiadelamedicina.org), "Historia de la Medicina", recuperado de: <http://www.historiadelamedicina.org>

<sup>9</sup> John G. Webster, "Medical Instrumentation Applications and Desing", Cuarta Edición, p. 151

establecer un orden se toman las esas letras del alfabeto), estos segmentos van unidos entre sí por una línea isoeléctrica.

La **Onda P** es la onda de referencia y marca el inicio del ciclo cardíaco. Representa la despolarización de las aurículas. Está compuesta por la superposición de la actividad eléctrica de ambas aurículas.

Su parte inicial corresponde a la despolarización de la Aurícula Derecha y su parte final a la de la Aurícula Izquierda.

La duración de la **Onda P** es menor de 0,10s y un voltaje máximo de 0,25 mV. Suele ser positiva en las derivaciones que miden el nivel de potencial desde la parte superior hacia la parte inferior (verticalmente hablando), del corazón.

**En el segmento P-R** no se presenta actividad eléctrica cardíaca por el pequeño número de células involucradas en el proceso de repolarización auricular y comienzo de despolarización ventricular.

**El complejo QRS**, está formado por un conjunto de ondas que representan la despolarización de los ventrículos o sístole ventricular. Su duración oscila entre 0.06s y 0.10s. Toma varias morfologías en dependencia de la derivación está compuesto por los siguientes segmentos de onda:

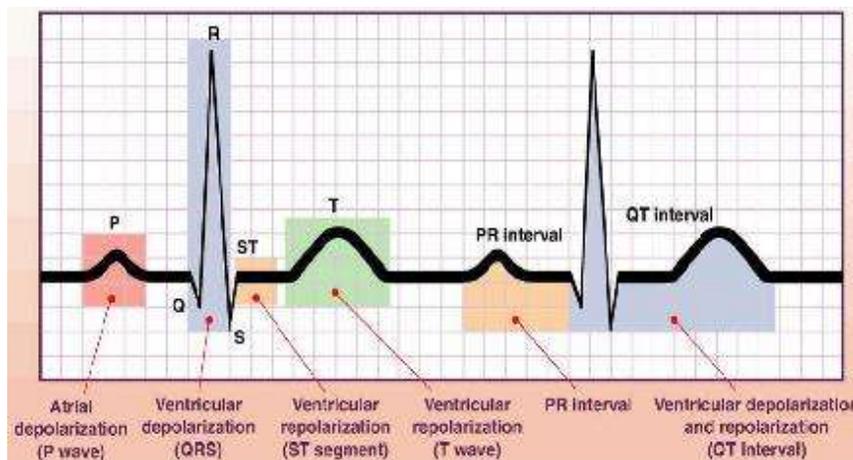
- **Onda Q:** es la primera onda del complejo QRS, su característica de voltaje es negativa.
- **Onda R:** Es la primera onda positiva del complejo QRS, puede estar precedida de una onda negativa (onda Q) o no. Si en el complejo QRS hubiese otra onda positiva se le denomina R'.
- **Onda S:** Es la onda negativa que aparece después de la onda R.
- **Onda QS:** Cuando un complejo es completamente negativo, sin presencia de onda positiva, se le denomina QS. Suele ser un signo de necrosis.
- **Ondas R' y S':** Cuando hay más de una onda R o más de una onda S, se les denomina R' y S'.

**La onda T**, debido a la repolarización ventricular. Generalmente es de menor amplitud que el QRS que le precede. La Onda T normal es asimétrica, con la porción ascendente más lenta que la descendente.

Todo el ECG está formado por una línea horizontal llamada línea base que corresponde a las fases isoeléctricas, que son aquellas donde no se presenta ninguna actividad eléctrica cardiaca.

**La onda U** habitualmente positiva, de escaso voltaje, que aparece sobre todo en derivaciones precordiales y que sigue inmediatamente a la Onda T. Se desconoce su origen, podría significar la repolarización de los músculos papilares en la mayoría de los casos es a la que menos se le presta atención médica.

El espectro de señal se extiende desde 0.01Hz hasta los 150Hz. Y la amplitud típica en QRS es de 1mV.

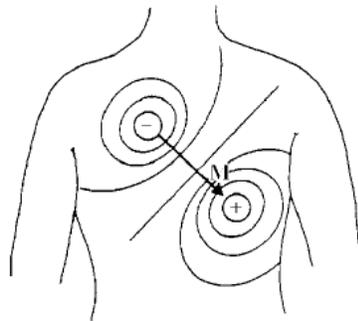


*Imagen 6 Característica general del Electrocardiograma.*

Recuperado de: [www.electrocardiografia.es/](http://www.electrocardiografia.es/)

### 2.2.2. Representación vectorial.

La característica eléctrica del corazón puede ser aproximada vectorialmente. Entonces necesitamos conocer el lugar adecuado para medir esas señales, para obtener un diagrama de amplitudes en función del tiempo, en una dirección dada.



*Imagen 7. Representación del campo eléctrico generado por el corazón y detectado por dos electrodos posicionados en el pecho; estos electrodos originan un vector  $M$*

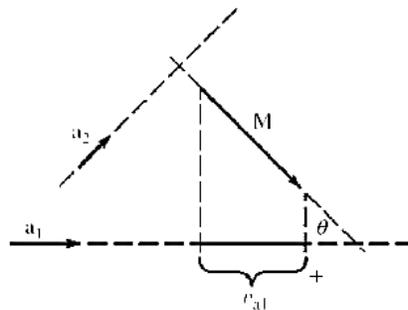
John G. Webster, "Medical Instrumentation Applications and Design", Cuarta Edición, p. 243

Los electrocardiógrafos se basan en un modelo simple, para medir el comportamiento generado por un campo eléctrico; este comportamiento se obtiene con dos electrodos colocados equidistantes del corazón; si se traza una línea imaginaria de electrodo a electrodo se tiene un vector que denominaremos **M** o **vector cardiaco**.

El vector cardiaco  $V_{a_1}$ , está conformado por una magnitud **M** en la dirección de  $a_1$  en algebra vectorial se puede denotar como el producto:

$$V_{a_1} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{a}_1 \quad \text{ó} \quad V_{a_1} = |\mathbf{M}| \cdot \cos(\theta)$$

Donde  $V_{a_1}$ , es considerado el voltaje escalar, visto desde la dirección de un vector  $a_1$  y perpendicular a un nuevo vector denominado  $a_2$ .



*Imagen 8 Descomposición del vector M en la dirección de  $a_1$  y  $a_2$*

Como la componente de  $M$ , en la dirección de  $a_2$  es completamente cero, se considera únicamente el estudio de la componente en la dirección de  $a_1$ , cuya medición se puede obtener simplemente con dos electrodos, colocados en la dirección de  $M$ . Clínicamente son utilizados mas electrodos para describir por completo la característica eléctrica del corazón, obteniéndose registros desde un plano transversal y registros de un plano frontal.

## 2.3 El electrocardiograma.

Uno de los instrumentos diagnósticos no recientes, pero aún vigentes en cardiología, es el electrocardiograma. La toma del estudio es relativamente sencilla, e incluso, es una función que habitualmente delega el cardiólogo a los estudiantes o a las enfermeras. Un electrocardiograma (ECG o EKG) es un procedimiento sencillo y rápido que registra la actividad eléctrica del corazón. Se utiliza para medir el ritmo y la regularidad de los latidos, así como el tamaño y posición de las aurículas y ventrículos, cualquier daño al corazón y los efectos que sobre él tienen los medicamentos.

Para la realización de un ECG es necesario<sup>10</sup>:

**Electrodos:** que son los conductores que ponen en comunicación los polos de un electrolito con el circuito.

A través de los electrodos situados en el tórax, brazos y piernas se puede obtener después de amplificarlos, un registro de estas descargas eléctricas (que están transmitidas por los tejidos corporales desde el corazón hasta la piel) este registro se conoce con el nombre de ECG.

**Electrocardiógrafo:** consta de un galvanómetro, un sistema de amplificación y otro de registro en papel milimetrado.

La aguja del galvanómetro sólo se desplaza hacia arriba y hacia abajo. Cuando la corriente eléctrica que está registrando un electrodo va en la misma dirección, lo que se registra en el ECG es una onda positiva; si lo que está registrando el electrodo es una corriente eléctrica que se aleja de él, lo que se obtendrá en el registro es una onda negativa, por el trazado que origina la aguja del galvanómetro al desplazarse hacia abajo.

La mayoría de los electrocardiógrafos actuales tienen un alto grado de automatización, presentando en general buena calidad de registro. Lo más habitual

---

<sup>10</sup> *Fernanda Magdaleno Mateos "Electrocardiograma"* <http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56>

es que la calibración del aparato se haga a 10mm=1mv y la velocidad del papel a 25 mm/seg.; así como la inscripción más corriente se hace por chorro de tinta.

**El papel del registro:** es milimetrado de forma que dos barras gruesas equivalen a un tiempo de 0,20 seg. Estando este periodo a su vez, dividido en períodos más cortos de 0,04 seg.

Para obtener un trazado electrocardiográfico adecuado es necesario registrar al menos 5 segundos por derivación y una tira larga entre 30 y 60 segundos en la D2, pues es la derivación donde la onda P y el complejo QRS puede ser bien observado.

### 2.3.1. Intervalos y segmentos del electrocardiograma.

Es de suma importancia médica, conocer sobre los segmentos e intervalos del electrocardiograma; antes de empezar, deben aclararse los conceptos de intervalo y de segmento electrocardiográfico. Aunque parecen lo mismo, no lo son<sup>11</sup>.

- **Segmento electrocardiográfico:** La línea (normalmente isoeléctrica) que une una onda con otra sin incluir ninguna de ellas.
- **Intervalo electrocardiográfico:** La porción del EKG que incluye un segmento y una o más ondas.

**Segmento PR:** Línea que une el final de la Onda P con el inicio del QRS.

**Intervalo PR:** Comienza desde el inicio de la Onda P hasta el inicio del QRS, incluyendo la Onda P.

**Intervalo RR:** La distancia entre dos ondas R sucesivas. En el Ritmo Sinusal, este intervalo debe ser constante. El intervalo RR se mide desde el inicio de una onda R hasta el inicio de la siguiente y su longitud dependerá de la Frecuencia Cardíaca.

---

<sup>11</sup> My Ekg, "Intervalos y segmentos del electrocardiograma" [www.my-ekg.com/generalidades-ekg/](http://www.my-ekg.com/generalidades-ekg/)

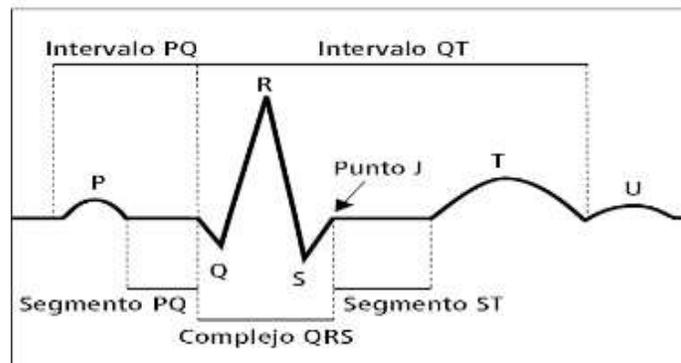
En Electrocardiogramas con Ritmo Regular se puede calcular con sólo conocer el valor de la Frecuencia Cardiaca.

**Intervalo PR:** Representa la despolarización auricular y el retraso fisiológico que sufre el estímulo a su paso por el nodo aurículo-ventricular (AV). Se mide desde el inicio de la onda P hasta el inicio de la onda Q o de la onda R. Su valor normal es entre 0.12 s y 0.20 s. En casos como en los Síndromes de Pre-excitación el intervalo PR puede estar acortado y decimos que la conducción AV está acelerada.

**Intervalo QRS:** Mide el tiempo total de despolarización ventricular. Se mide desde el comienzo de la onda Q o de la Onda R hasta el final de la onda S (o R' si está es la última onda). Su valor normal es entre 0.06s y 0.10s.

**Intervalo QT:** El intervalo QT representa la sístole eléctrica ventricular, o sea, el conjunto de la despolarización y la repolarización de los ventrículos.

**Segmento ST:** Representa un periodo de inactividad entre la despolarización y el inicio de la repolarización ventricular. Normalmente es isoelectrico, y va desde el final del QRS hasta el inicio de la onda T.



*Imagen 9 Intervalos y Segmentos del EKG.*

Recuperado de: [www.dalcame.com](http://www.dalcame.com)

## 2.4. Formas estándares de medición en el electrocardiograma.

El ECG es útil para detectar problemas cardiacos, como defectos del miocardio, agrandamiento del corazón, defectos congénitos, enfermedades de válvula cardíaca, arritmias, taquicardia o bradicardia (frecuencia cardíaca demasiado rápida o demasiado lenta), enfermedades de la arteria coronaria, cambios en la cantidad de electrolitos (químicos en la sangre), etc.

El electrocardiograma consta de 12 derivaciones<sup>12</sup>, que son el resultado de la exploración indirecta del corazón desde distintos planos, tal como si una persona observara una montaña desde su base, sus laderas y su cima. De ese modo obtendría distintas panorámicas del accidente geográfico observado, pero la montaña no cambiaría; lo que cambia es el punto de vista del explorador, al situarse en lugares diferentes.

Las primeras derivaciones, que datan de principios del siglo XX aunque en realidad no fue entonces, sino mucho antes cuando se exploró la potencialidad del corazón como generador eléctrico fueron descritas por Einthoven, y desde entonces se les llama, genéricamente, derivaciones estándares o clásicas. En lo fundamental se basan en una concepción de bipolaridad (polo positivo menos polo negativo), y debido a ese hecho se les llama también derivaciones bipolares.

Con posterioridad, surgieron las derivaciones unipolares de miembros, nacidas de los potenciales proyectados sobre ambos brazos y la pierna izquierda.

Por cuestiones del idioma en que primero fueron estudiadas, se les conoce con los nombres de VR, VL y VF. Por último, aparecieron las 6 derivaciones precordiales, también unipolares, que completan la exploración del corazón desde los planos

---

<sup>12</sup> Franco\_2, "Las derivaciones del electrocardiograma", p. 2

anteriores, laterales y posteriores, y cuya utilidad en el diagnóstico “topográfico” es decisiva.

#### 2.4.1. Derivaciones bipolares.

La característica frontal, puede obtenerse con solo tres electrodos estas son llamadas derivaciones y se ubican en el brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA) y pierna izquierda (LL). Partiendo de lo anterior se toman tres lecturas:

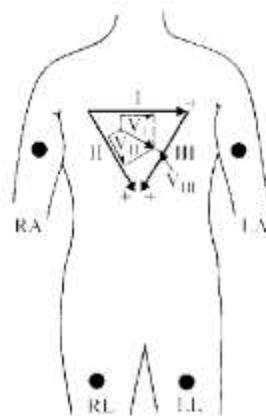
$$I = LA \text{ a } RA$$

$$II = LL \text{ a } RA$$

$$III = LL \text{ a } LA$$

Este arreglo de electrodos forma un triángulo, cuyos lados son determinados por vectores; este arreglo es conocido como triángulo de Einthoven<sup>13</sup>, cada lado del triángulo representa un escalar que puede ser a su vez representado por fuentes de voltaje; al aplicarse la ley de voltajes de Kirchhoff se obtiene la siguiente relación:

$$I - II - III = 0$$



*Imagen 10 Notación cardiológica utilizada, para determinar el vector cardíaco de los pacientes*

<sup>13</sup> John G. Webster, “Medical Instrumentation Applications and Desing”, Cuarta Edición, p. 245

Las componentes de un vector cardiaco en particular, pueden determinarse a partir de la proyección de tal vector a lo largo de la dirección de los vectores que componen el triángulo.

Otras tres mediciones adicionales pueden ser tomadas con estos tres electrodos; para su obtención se toman como referencia las otras dos señales restantes a la que se toma, de ahí se obtienen los registros AVL, AVR Y AVF; que son señales amplificadas de cada uno de los electrodos.

En total se obtienen seis señales, que dan origen a seis vectores espaciados a 30° iguales. Estos seis vectores hacen posible la lectura del vector cardiaco en un paciente.

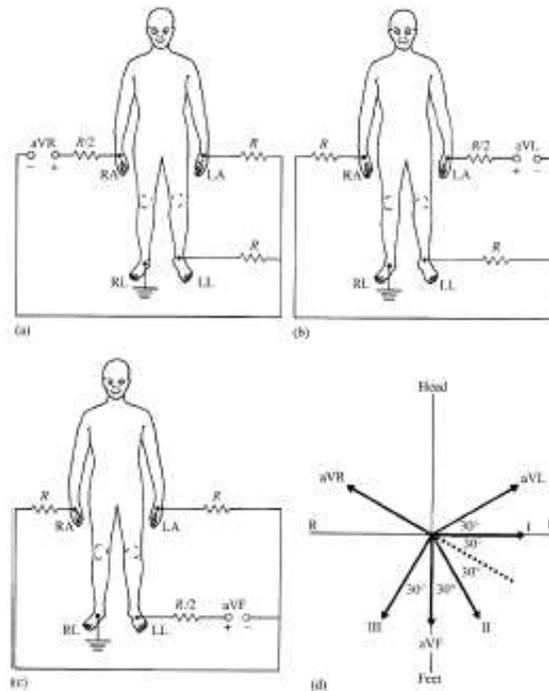


Imagen 11 Obtención de AVR(a), AVL(b) y AVF(c); vectores espaciados 30° que describen la dirección del vector cardiaco(d)

### 2.4.2. Derivaciones monopolares.

Cuando los doctores quieren ver el corazón desde el punto de vista transversal, hacen uso de electrodos precordiales. Estas son 6, y deben su nombre a la posición o sitio donde colocamos el electrodo explorador, y van desde V1 hasta V6<sup>14</sup>. Son las derivaciones empleadas para precisar con exactitud las perturbaciones miocárdicas del lado izquierdo y del lado derecho y distinguir las lesiones de la pared anterior y de la pared posterior.

Estas 6 derivaciones permiten el registro de potenciales que escapaban a las 6 derivaciones anteriormente citadas; abarcan el tórax, partiendo de su lado derecho y llegan hasta la línea axilar media, o sea, rodean el corazón a manera de un semicírculo

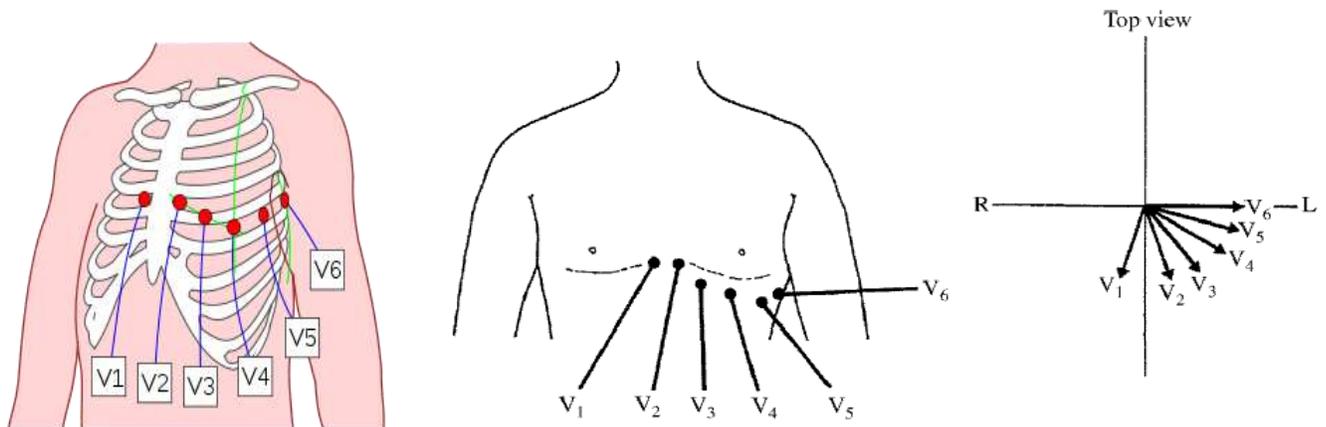


Imagen 12 Posición de los electrodos precordiales y Direcciones de los vectores obtenidos por los electrodos.

<sup>14</sup> Franco, "las derivaciones del electrocardiograma" p.16

Las 3 derivaciones estándares tienen inconvenientes y limitaciones de gran importancia, sobre las precordiales tales como los siguientes:

1. Están integradas en un plano frontal y son útiles para recoger sólo los potenciales proyectados en este plano. A su registro escapan todas las fuerzas emergentes de la activación muscular cuya dirección y sentido sea otro, por ejemplo, hacia delante y atrás.
2. Por el hecho de simbolizar la diferencia de potenciales entre 2 puntos distintos, la resultante no representa más que una resta de fuerzas, y es por tanto una mixtura.
3. Tienen un valor muy limitado para diagnosticar, diferencialmente, el lado izquierdo del derecho en las hipertrofias ventriculares y en los bloqueos de rama.

Su importancia, sin embargo, es fundamental en lo concerniente a precisar:

1. El ritmo cardíaco.
2. La posición del corazón.
3. Las medidas de las ondas, espacios y segmentos, sobre todo en II.
4. El diagnóstico positivo y diferencial de las arritmias.
5. La frecuencia cardíaca.

Tienen un valor relativo para el diagnóstico del infarto miocárdico, ya que pueden presentar signos de tejido muerto en personas sanas. Es importante conocer que las derivaciones estándares están íntimamente relacionadas, guardando una proporción entre sí, de modo que el voltaje de los fenómenos que se recogen en I, II y III tienen una relación matemática<sup>15</sup>.

---

<sup>15</sup> Denominada "Triangulo de Einthoven".

## 2.5 Posicionamiento adecuado de los electrodos.

Los electrodos utilizados por el dispositivo, sirven para captar la señal electrica y llevarla hasta el amplificador de instrumentacion; las caracteristicas de estos debe ser: proporcionar un nivel de aislamiento correctoa al paciente y una resistencia muy baja, para evitar la atenuacion de la señal.



*Imagen 13 Electrodo superficiales.*

Estos electrodos, deben ser posicionados en la direccion de propagacion de la onda electrica del corazon, ésta usualmente se encuentra a 60 grados<sup>16</sup> en sentido horario desde una referencia horizontal al nivel del corazon.



*Imagen 14 Posición adecuada de los electrodos superficiales.*

---

<sup>16</sup> “puntos de referencia para la colocación de electrodos”, <http://www.ratser.com/>

## 2.6 Especificaciones y requisitos de los electrocardiógrafos.

Los electrocardiogramas son ampliamente utilizados, para diagnosticar, es necesario tomar en cuenta una serie de recomendaciones muy rígidas a la hora de su diseño e implementación.

La Administración de Alimentos y Medicamentos de los Estados Unidos (FDA por sus siglas en inglés), hace mención de una serie de requisitos y normas para el diseño y fabricación de estos dispositivos<sup>17</sup>:

1. **Circuitos de Protección:** Incluye dispositivos de protección para que en caso de altas tensiones, que pueden aparecer en la entrada del dispositivo y que bajo estas condiciones no lo dañen.
2. **Selector de Electrodo:** Cada electrodo conectado al paciente y está unido al cable selector del electrocardiógrafo. La función de este bloque es para determinar cuáles electrodos son necesarios para una ventaja particular y para conectarlos al resto del circuito. Es esta parte del electrocardiograma se hacen conexiones para el terminal central. Este bloque puede ser controlado por el operador o por el microordenador del electrocardiógrafo cuando esta opere en modo automático. Selecciona uno o más clientes potenciales a ser registrados. En modo automático, cada una de las 12 derivaciones estándar se registra para una duración corta, como de 10 segundos.
3. **Señal de Calibración:** Una señal de calibración de 1 mV se introduce momentáneamente en el electrocardiograma para cada canal que se registra.

---

<sup>17</sup> John G. Webster, "Medical Instrumentation Applications and Design", Cuarta Edición, p. 249

4. **Preamplificador:** La etapa de preamplificador de entrada lleva a cabo la amplificación inicial de la ECG. Esta etapa debería tener muy alta impedancia de entrada y una proporción de modo de rechazo común de alta (CMRR). Una etapa de preamplificador típica es el amplificador diferencial que consta de tres amplificadores operacionales. Un interruptor de control de ganancia se incluye a menudo como una parte de esta etapa.
  
5. **Circuito Aislador:** La circuitería de este bloque contiene una barrera para el paso de corriente desde la línea de potencia (50 o 60 Hz). Por ejemplo, si el paciente entró en contacto con una línea de 120 V, esta barrera evitaría corrientes peligrosas fluya desde el paciente a través del amplificador al microordenador.
  
6. **Circuito de referencia (pierna derecha):** Este circuito proporciona un punto de referencia en el paciente, que normalmente se encuentra en potencial de tierra. Esta conexión se realiza normalmente a un electrodo en la pierna derecha del paciente.
  
7. **Circuito Amplificador:** En este bloque el circuito amplifica a un nivel en el que se puede grabar adecuadamente la señal de la memoria del sistema. Su entrada debe ser de corriente alterna acoplada de manera que compensa las tensiones amplificadas por el preamplificador. Estos voltajes dc, cuando se amplifican por esta etapa, pueden hacer que se sature. Esta etapa también realiza el filtrado de paso de banda del electrocardiograma para dar las características de frecuencia. También a menudo tiene un control de desplazamiento de cero que se utiliza para posicionar la señal a almacenar. Este control ajusta el nivel de corriente continua de la señal de salida.

8. **Memoria del Sistema:** Muchos electrocardiógrafos modernos almacenan electrocardiogramas en la memoria, así como para imprimirlos. La señal se digitaliza primero por un convertidor de analógico digital (ADC) y, a continuación muestras de cada cable se almacenan en la memoria. La información del paciente ingresado a través del teclado también se almacena. El microordenador controla esta actividad de almacenamiento.
  
9. **Microcomputadora:** El microordenador controla el funcionamiento global del electrocardiógrafo. Este puede seleccionar varios modos de operación mediante la invocación de un programa en particular. Por ejemplo, él o ella puede pedir a la microcomputadora para generar el electrocardiograma de 12 derivaciones estándar seleccionando tres simultáneos 10 s segmentos del plano frontal seis derivaciones seguido de tres 10 s segmentos de las seis derivaciones del plano transversal. El microordenador en algunas máquinas también puede realizar un análisis preliminar del electrocardiograma para determinar la frecuencia cardíaca, reconocer algunos tipos de arritmia, calcular los ejes de diversas características directamente y determinar los intervalos entre estas características. Un teclado y una pantalla alfanumérica permiten al operador para comunicarse con el microordenador.
  
10. **Impresora:** Este bloque proporciona una copia impresa del ECG registrado señal. También imprime la identificación del paciente, información clínica introducida por el operador, y los resultados del análisis automático del electrocardiógrafo. Aunque se emplearon grabadoras de tipo osciloscopio analógicas para esta función en el pasado, la electrocardiografía moderna hace uso de las técnicas de grabación térmicos o electrostáticos en la que la única parte móvil es el papel que se transporta bajo el cabezal de impresión

Electrocardiogramas digitalizados también se pueden almacenar en la memoria permanente, tales como la memoria flash o disco, basada ópticamente tales como CD o DVD.

---

## **Capítulo 3. Diseño Metodológico del Proyecto.**

---

### 3.1 Principios técnicos.

Basados en la teoría relacionada con el corazón que comprende los tópicos tales como: Introducción al funcionamiento del Corazón, variables físicas medibles en el corazón, El electrocardiograma, metodología empleada para la obtención de la señal eléctrica del corazón; así como también toda aquella información relacionada con los circuitos de adaptación de la señal que serían analizados para su posterior implementación y experimentación.

Las bases técnicas del dispositivo a desarrollar, se presentan en los siguientes párrafos.

#### 3.1.1 Etapa de pre-amplificación.

Está diseñada con un amplificador de instrumentación proporcionado por la Burr-Brown Products de la Texas Instruments. El INA321 de la serie INAXX.

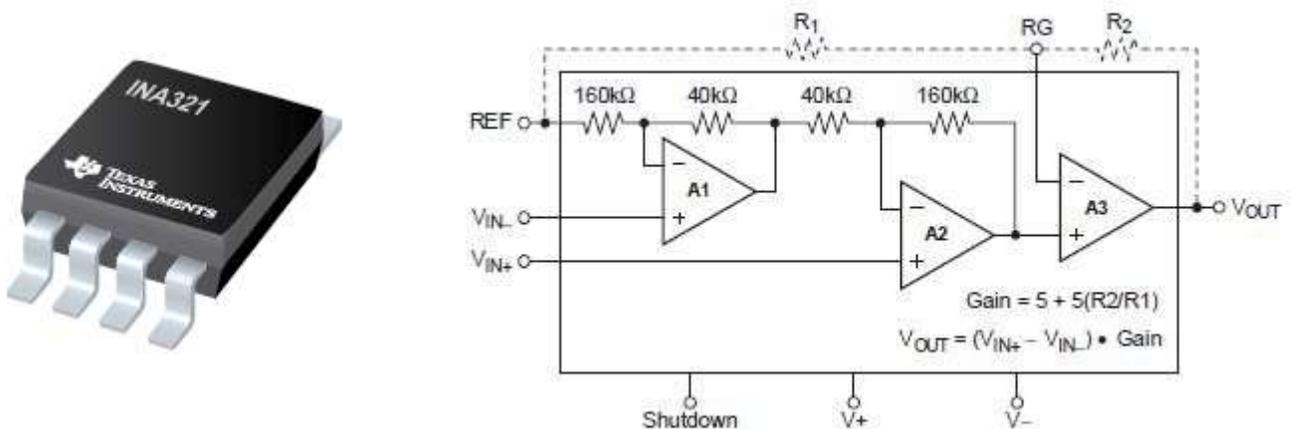


Imagen 15 Amplificador de Instrumentación INA321

Son amplificadores con salida rail to rail o riel a riel, cuyas etapas están diseñadas con tecnología CMOS para obtener un amplio rango de barrido entre la señal y mayor seguridad en cuanto a la inyección de corrientes peligrosas al paciente;

también es conocido por su baja inmunidad al ruido y bajo costo de potencia de amplificación para señales diferenciales, consumiendo solamente 40uA.

Cuando está en modo apagado, su consumo de energía se reduce hasta 1uA o menos.

Configurado internamente para obtener una ganancia de 5V/V y un ancho de Banda de 500 Khz, puede también configurarse con una red resistiva externa para aumentar su ganancia.

Tabla 1 Características del Amplificador de Instrumentación INA321

<i>Características</i>		<i>Aplicaciones</i>
<i>Bajo consume de Corriente:</i>	40uA/canal	Aplicaciones Fisiológicas: ECG, EEG, EMG.
<i>Shut Down:</i>	< 1uA	Puentes, RTD, Thermistor.
<i>Exactitud de en ganancia:</i>	G = 5, 0.02%,2ppm/°C	Acondicionamiento de señales para convertidores analógico/digital
<i>Ganancia configurada con resistores externos.</i>		Mediciones de Campo.
<i>Rango de ganancia:</i>	5~1000 V/V.	Sistemas de Comunicación.
<i>Bajo voltaje de desbalance ( OFFSET VOLTAGE):</i>	±200µV	Equipos de Prueba.
<i>Alto CMRR:</i>	94Db	Instrumentación Automotriz.
<i>Corriente de polarización:</i>	10pA	Sensores para Aplicaciones Industriales.
<i>Ancho de Banda:</i>	500kHz, G = 5V/V	

Salida riel a riel:	$(V+) - 0.02V$	
Rango de temperatura de operación:	-55°C to +125°C	

### Presentaciones disponibles en el mercado:

- SINGLE VERSION IN MSOP-8 PACKAGE
- DUAL VERSION IN TSSOP-14 PACKAGE

### 3.1.2 Etapa de amplificación, filtrado y adaptación.

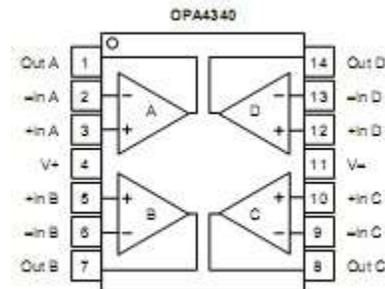


Imagen 16 OPA4340, Arreglo de cuatro Operacionales.

Junto al amplificador diferencial, se utilizan amplificadores operacionales convencionales, para filtrar la señal, acondicionar realimentación, fijar voltajes de referencia y acondicionar la salida de la señal. Para tal aplicación se utilizaron 4 amplificadores operacionales en un solo encapsulado. El OPA4340, contiene 4 operacionales. Sus características y aplicaciones son presentadas a continuación:

Tabla 2 Características del OPA4340

<i>Características</i>		<i>Aplicaciones</i>
<i>Entradas y salidas riel a riel.</i>	~	Convertidores Analógico/Digital
<i>Ancho de banda</i>	5.5MHz.	Adquisición de Datos.
<i>Slew Rate:</i>	6V/us	Procesos de control.
<i>Baja corriente consumida en inactividad:</i>	750uA/canal.	Procesamiento de audio.
<i>Paquetes de dos y cuatro operacionales.</i>	~	Comunicación.
~	~	Filtros Activos.
~	~	Equipo de Prueba.

### 3.1.3 Circuito de adecuación de la señal.

Con los dispositivos presentados anteriormente, se arma el circuito de prueba para la etapa de experimentación y diseño final. El diagrama del circuito es presentado a continuación, tomado directamente de la plataforma e-Health Sensor Platform diseñado por Cooking Hacks; cabe mencionar que esta comunidad de software y hardware libre, dispone de aplicaciones para desarrolladores y entusiastas:

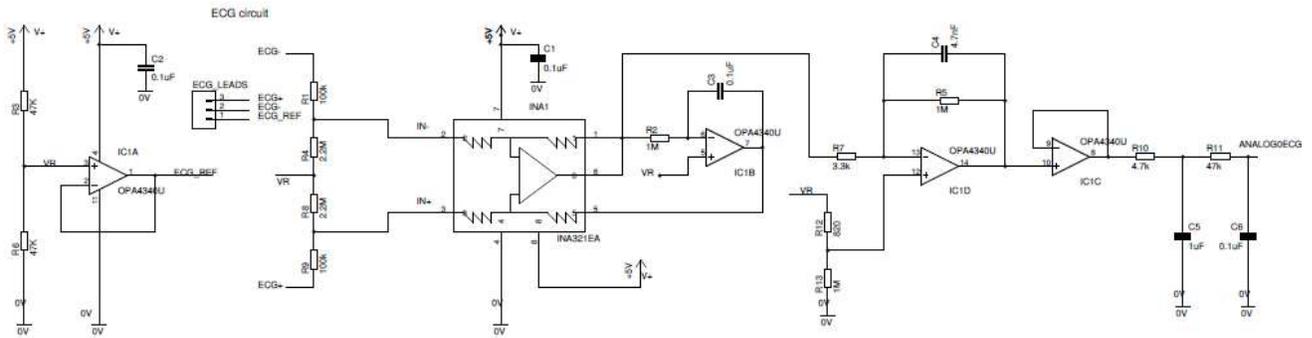


Imagen 17 Circuito Implementado para la obtención de la señal eléctrica del corazón.

### 3.1.4. Microcomputadora.

Esta etapa está diseñada a partir de la placa de desarrollo **Arduino Mega**; basado en el microcontrolador ATmega2560. Contiene 54 pines digitales que pueden utilizarse como entradas o salidas, de las cuales 15 pueden utilizarse como salidas PWM, 16 entradas analógicas, cuatro UARTs, oscilador de 16 MHz conexión USB y conexión para alimentador externo, pines de conexión directo ICSP y botón de reset. Otra de las características es la implementación de módulos a través de protocolos especializados de comunicación, como: serie, SPI, I2C y UARTs. Es posible la implementación de mas protocolos con placas especializadas o escudos como comercialmente se les llama a placas dedicadas.



Imagen 18 Placa Arduino Mega.

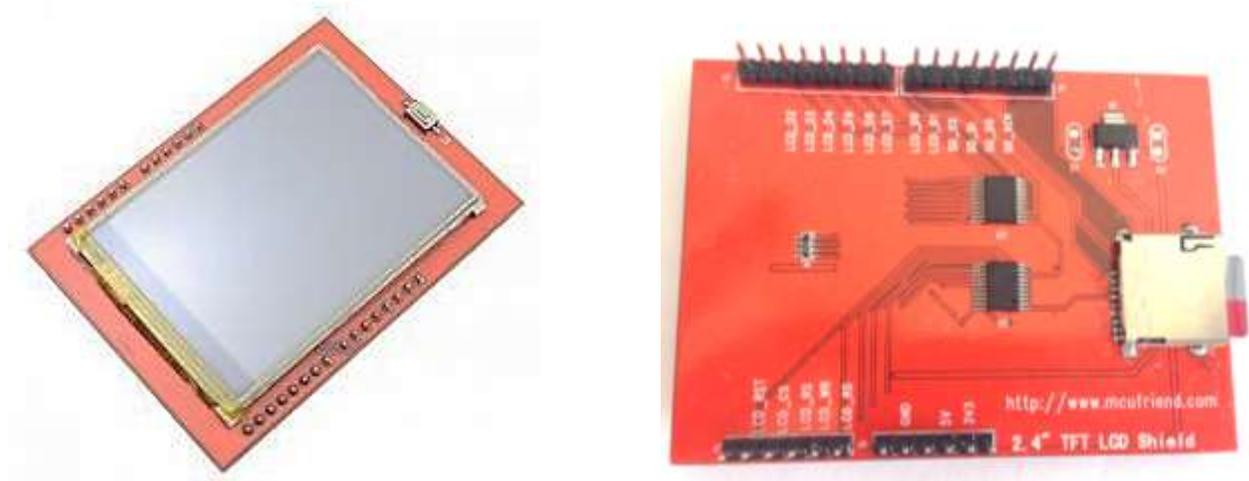
## Características técnicas de arduino mega.

Tabla 3 Características de Arduino Mega.

Microcontrolador	ATmega2560
Voltaje de Operación	5V
Voltaje de entrada recomendado	7-12V
Voltaje límite de entrada	6-20V
Pines Digitales I/O	54 (of which 15 provide PWM output)
Pines analógicos	16
Corriente de DC por Pin I/O Pin	20 mA
Corriente de DC por pin de 3.3V	50 mA
Memoria Flash	256 KB of which 8 KB used by bootloader
SRAM	8 KB
EEPROM	4 KB
Velocidad de Reloj	16 MHz
Largo	101.52 mm
Ancho	53.3 mm
Peso	37 g

### 3.1.5 Touchscreen display.

Este elemento es utilizado para un doble propósito, el primero presentar al usuario las opciones necesarias para el desarrollo del examen, y el segundo utilizar su capacidad táctil, para ingresar los datos necesarios para la realización del examen.



*Imagen 19 Aspecto Físico de la Touchscreen Display.*

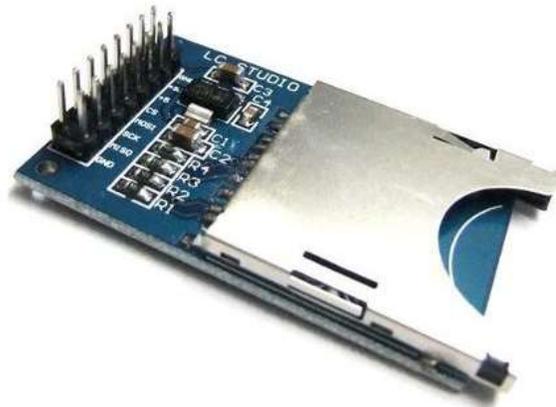
Es una pantalla táctil de 240x320 píxeles, cada píxel es controlado individualmente y con la capacidad de imprimir 262, 000 colores diferentes. Posee también una red resistiva táctil para su uso compartido con la pantalla.

Sus principales características son:

- Pantalla TFT LCD de 2.8 pulgadas (diagonal).
- Resolución de 240 x 320 píxeles.
- Color 18-bit (262000).
- Interfaz digital controlada por 8 bit (8 líneas de arduino).
- Usa los pines analógicos de 0 a 3, significa que puede usar 4 y 5 para aplicaciones

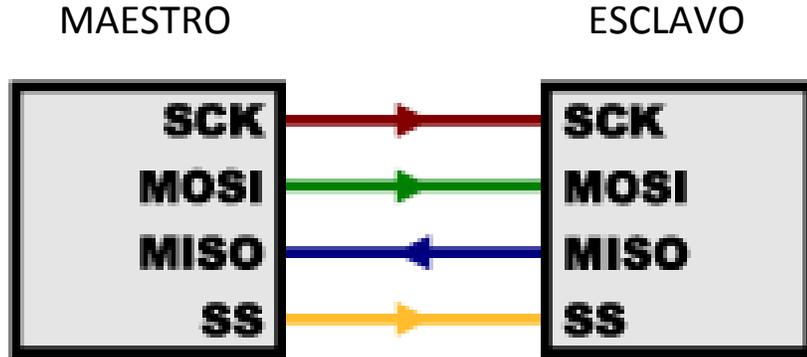
- Puede desarrollar proyectos usando Arduino UNO y MEGA.
- Compatibilidad a 5 voltios, puede usarse 3.3 V o 5 V para la lógica de control.
- Regulador a 3.3V @ 300mA.
- Control del brillo.
- Cuatro líneas de control resistivo para la touchscreen.

### 3.1.6 Shiel SD.



*Imagen 20 Escudo SD, para Arduino.*

El Escudo SD, cumple la función de almacenamiento del sistema. La comunicación se hace utilizando el protocolo SPI, que es un estándar de comunicación serial con cuatro líneas de datos; estas son: Línea de entrada de datos, línea de salida de datos, línea de señal de reloj y línea de selección esclavo. El perfil básico de comunicación entre maestro esclavo es el siguiente:



*Imagen 21 Protocolo de comunicación SPI.*

En el caso de Arduino Mega, se utilizan los pines que por defecto están dedicados a este protocolo, estos se resumen en la siguiente tabla:

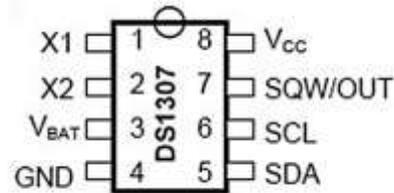
*Tabla 4 Pines del Hardware SPI.*

Pin Arduino Mega	Hardware SPI
50	MISO
51	MOSI
52	CLK
53	SS

### 3.1.7 RTC (Real Time Clock).

El dispositivo RTC para Arduino, es un circuito electrónico capaz de generar los valores de fecha y hora en tiempo real, basado en el circuito integrado DS1307; el modulo utiliza un tipo especial de comunicación por dos hilos denominado “I cuadrado C” cuyas velocidades de transferencia oscilan hasta los 3.4 Mbps. I2C no sólo se utiliza en los tableros individuales, sino también para conectar componentes

que están vinculados a través de cable. La sencillez y la flexibilidad son características clave que hacen que este protocolo de comunicación sea atractivo para muchas aplicaciones.



*Imagen 22 Real Time Clock, para Arduino.*

Entre las características más interesantes se destacan:

- Sólo dos líneas de comunicación.
- No se requieren requisitos de velocidad de transmisión estricta como por ejemplo con el RS232.
- El maestro genera un reloj de bus existen relaciones simple maestro / esclavo entre todos los componentes.
- Cada dispositivo conectado al bus posee una dirección. Proporcionando detección de arbitraje y de la colisión.

### **3.1.8 Thermal printer arduino.**

Es una pequeña impresora, desarrollada para sistemas embebidos; ideal para su implementación con microcontroladores, cuyos niveles TTL son de 3.3 V a 5.0 V. en la salida serie, para la impresión de texto, imágenes en mapas de Bits, códigos de barras y códigos QR!, entre otras aplicaciones.

Necesita un voltaje de alimentación de 5 a 9 voltios, y proveer de 1.5 amperios o más durante la operación de impresión. La comunicación utiliza el estándar RS232

adaptado para arduino, es decir que no se puede usar con los niveles de voltaje convencionales de 10 V. ni conectar directamente a una PC.

La impresión se realiza en papel térmico y utilizando puntos muy finos de aproximadamente 1/8 mm, únicamente permite imprimir imágenes y caracteres monocromáticos; tiene una resolución de 384 puntos o pixeles por línea.



*Imagen 23 Impresora Térmica.*

## 3.2 Experimentación.

Se desarrolló un prototipo experimental, cuyo objetivo es el de obtener y adecuar a variables medibles, la señal eléctrica del corazón. El dispositivo fue implementado en los laboratorios de la escuela de Ingeniería Eléctrica de la Universidad de El Salvador; siguiendo el modelo desarrollado por Cooking Hacks y descrito en los aspectos teóricos de este capítulo.

### 3.2.1 Análisis de redes e interpretación del circuito de prueba.

Durante la etapa experimental se desarrolla el análisis de redes eléctricas correspondiente para tratar de indagar el uso de los diferentes circuitos acoplados y entender el uso para una posterior aplicación, mejoramiento y diseño experimental.

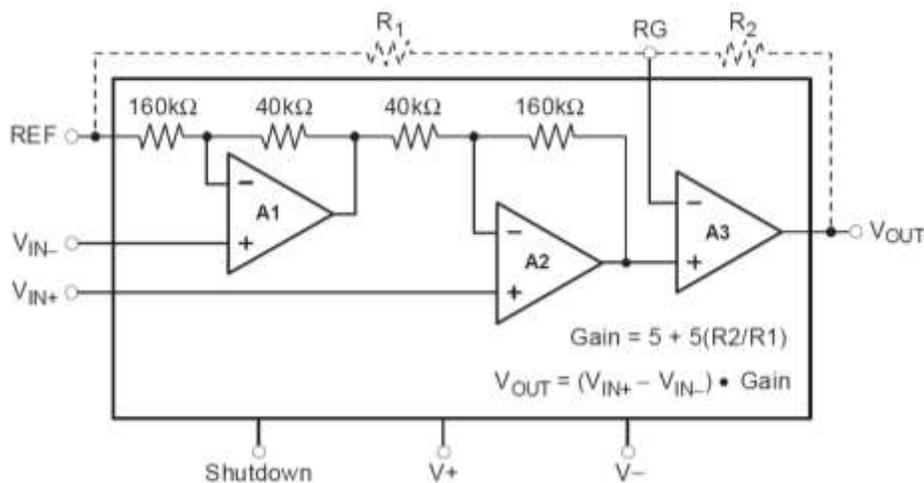


Imagen 24 Arquitectura Interna INA321.

La red corresponde a un amplificador de instrumentación, cuya ganancia de voltaje esta fijada por las resistencias  $R1$  y  $R2$ ; por defecto la red brinda una ganancia de  $5V/V$  (cuando el valor de la magnitud de  $\frac{R1}{R2}$  de la ecuación de ganancia, sea igual a

ceros). Al analizar la primera etapa del circuito para la adquisición de la señal eléctrica se encuentra la siguiente topología:

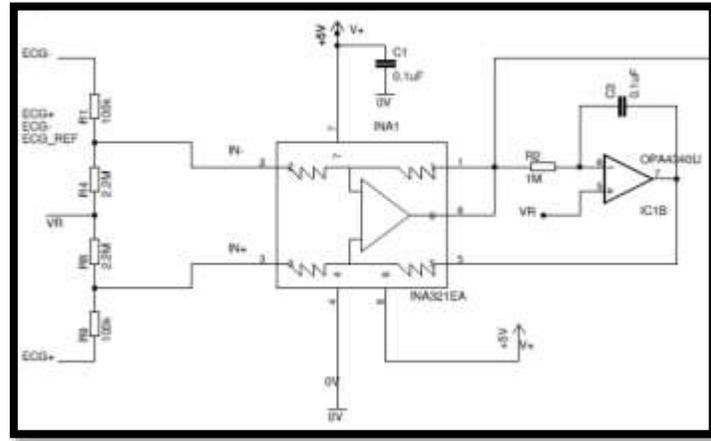


Imagen 25 Red de realimentación, para el INA321, en esta aplicación.

En este punto se observa que la resistencia  $R2$  se comporta como un corto circuito, y el valor de la resistencia  $R1$ , está dado por una red que corresponde a un filtro pasa bajos que tiene frecuencia de corte en 1.59 Hz. En el análisis de este segmento del circuito, la señal ha sido incrementada prácticamente en un valor de 5 V/V. teniendo la capacidad de incrementar mucho más este valor, se fija en ese valor; para aprovechar las características de respuesta en frecuencia que la red y en particular el INA321 ofrecen.

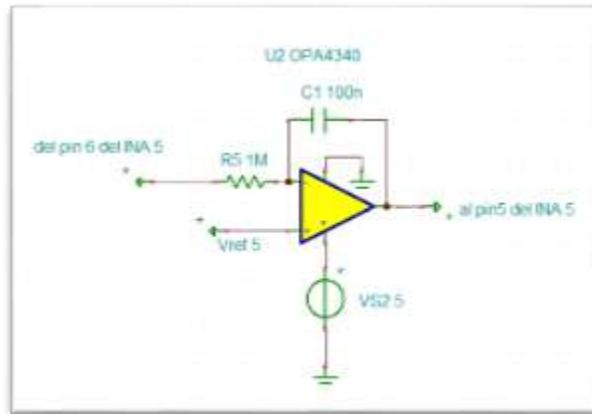
Por tanto el arreglo externo (filtro pasa bajos), dados por el operacional, el capacitor de  $0.1 \mu F$  y la resistencia de  $1 M\Omega$ , son utilizados como una red de realimentación<sup>18</sup> negativa que ayuda a mejorar aspectos tales como:

1. Hacer que el valor de la ganancia pierda sensibilidad a las variaciones de los valores de los componentes del circuito, como los causados por los cambios de temperatura.

<sup>18</sup> Adel S. Saedra & Smith, "Circuitos Microelectrónicos", 5 Edición, p.792

2. Hacer que la salida sea proporcional a la entrada (en otras palabras, hacer la ganancia constante, independientemente del nivel de la señal).
3. Hacer mínima la contribución de la salida de señales eléctricas no deseadas, generadas por los propios componentes del circuito o por interferencia externa.

Aspectos que también pueden comprobarse con la característica de respuesta en frecuencia y CMRR vrs Frecuencia, dados por las hojas de datos del dispositivo.



*Imagen 26 Etapa de realimentación. Dependiente de la frecuencia de la señal*

La segunda etapa, la conforma un filtro pasa banda con frecuencias de corte de 0.033Hz y 10 Hz, su función es atenuar señales ajenas a la señal cardiaca del corazón, como este filtro es de primer orden, el diseño permite eliminar la frecuencia de la red de 60Hz.

La ganancia a bajas frecuencias de esta etapa está fijada por las dos resistencias y tiene un valor de 303 V/V.

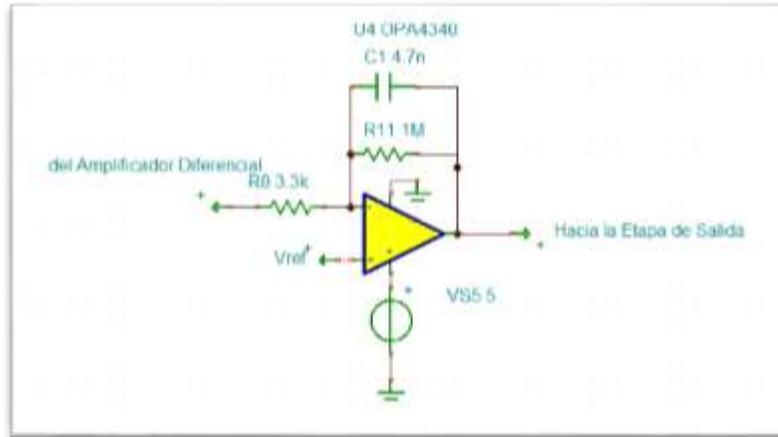


Imagen 27 Etapa de filtrado.

La tercera, está conformada por una configuración Buffer o seguidor de voltaje. Esta etapa es responsable de aislar la señal del sistema de adquisición al sistema de registro. Esta etapa también proporciona una impedancia de entrada pequeña convertidor analógico digital del sistema de control.

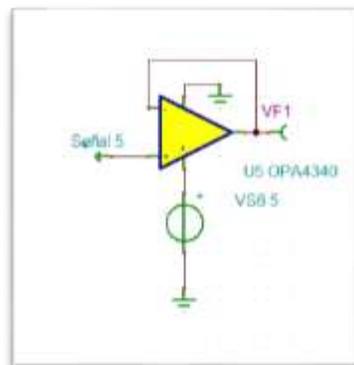


Imagen 28 Buffer o seguidor.

La última etapa, es una etapa de referencia; fija el circuito entero a 2.5 voltios. El objetivo de esta etapa es tener una señal de referencia entre 0 y 5 voltios, e impedir el recorte de esta a señales que saturan el sistema, permite obtener el barrido completo de la señal del corazón.

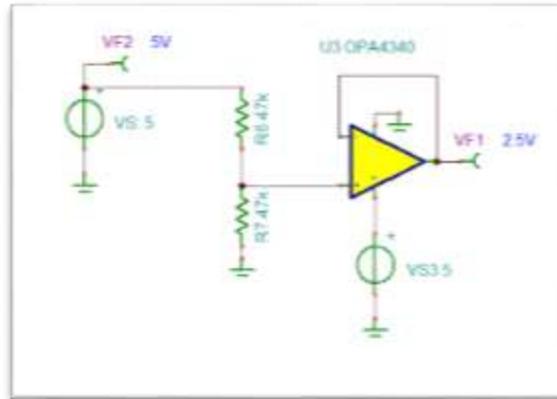


Imagen 29 Etapa de Referencia, fijación de voltaje de referencia a 2.5V.

Luego de adaptar la señal, es filtrada y amplificada en un valor de 303.03 V/V, para ser adaptada por medio de un seguidor de voltaje como se explicó anteriormente, las adaptaciones se hacen por medio de amplificadores integrados. La señal en el punto de salida ha sido amplificada en un valor teórico de **1, 515.15 V/V**, para ser entregada al convertidor analógico digital del microcontrolador.

### 3.2.2 Descripción, condiciones y resultados de la experimentación.

Posterior a la implementación en breadboard del circuito, se realizaron las mediciones correspondientes con osciloscopios. Propiedad de la EIE-UES.

El objetivo era obtener una señal bipolar que vectorialmente se ubique a sesenta grados de una línea horizontal imaginaria a la altura del corazón, las mediciones se realizaron, bajo las condiciones siguientes:

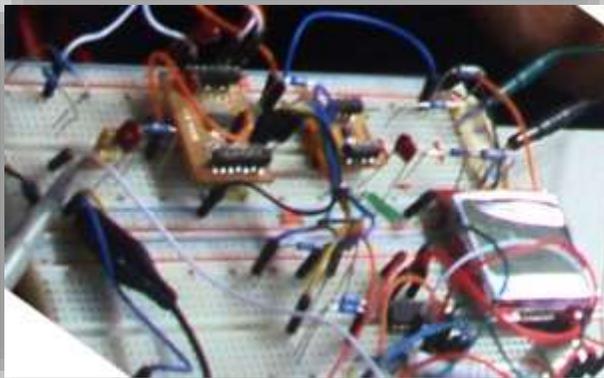
Tabla 5 Condiciones de experimentación

<b>Voltaje de Alimentación del Circuito</b>	<b>5.0 V</b>
<b>Temperatura Ambiente</b>	31 °C
<b>Posicion del paciente de prueba</b>	Sentado.

### Otras observaciones:

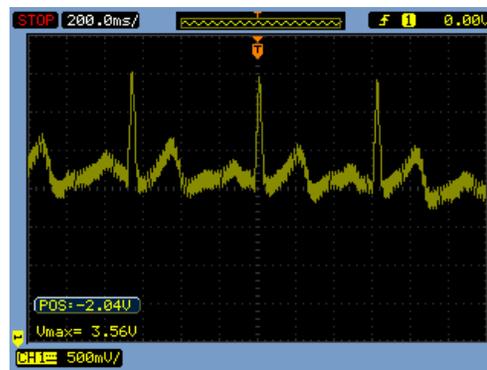
Durante la prueba experimental, el paciente mostraba un poco de nerviosismo, condicion que contribuye a la adición de ruido al sistema, además de la conexión directa de la referencia de tierra del sistema, con la referencia de la red eléctrica de la EIE-UES. Los electrodos fueron posicionados en el orden siguiente:

- Electrodo positivo del sistema: a la izquierda del abdomen.
- Electrodo Negativo del Sistema: a la derecha sobre el pectoral mayor.
- Electrodo de referencia: a una distancia equidistante de los electrodos anteriores, físicamente esta distancia se ubica a la altura del corazón.



*Imagen 30 Circuito Implementado en las instalaciones de la EIE-UES*

Las imágenes anteriores muestran el prototipo implementado en laboratorio y los resultados visuales, de los cuales, partirá el futuro dispositivo a desarrollar.



*Imagen 31 Señales obtenidas por los osciloscopios de la EIE-UES*

De las primeras experiencias, se obtienen los registros, en donde claramente se identifican las ondas teóricas de la señal eléctrica del corazón, las diferencias entre las señales descritas en la imagen anterior; están relacionadas con la posición de los electrodos de medición.

Con el objetivo único de limpiar la señal de la interferencia eléctrica y física presente. Durante esta etapa, se adicionaron capacitores de  $0.1\mu F$ . Se utilizó la interfaz serie de Arduino para obtener muestras instantáneas, este experimento permitió medir la velocidad de muestreo y envió de datos a la placa obteniéndose un promedio de 150 muestras por segundo.

La imagen muestra los datos, digitalizados a valores en la escala de 0 a 1023 bits correspondientes al convertidor A/D de Arduino. También es notable la presencia de la señal de la red de 60Hz, aunque atenuada por el filtro, puede distinguirse una mejor característica de la señal eléctrica del corazón. Las señales mostradas viajan entorno a una referencia de 2.5 voltios, que para la escala de la hoja de cálculo, se deja una referencia de 511.

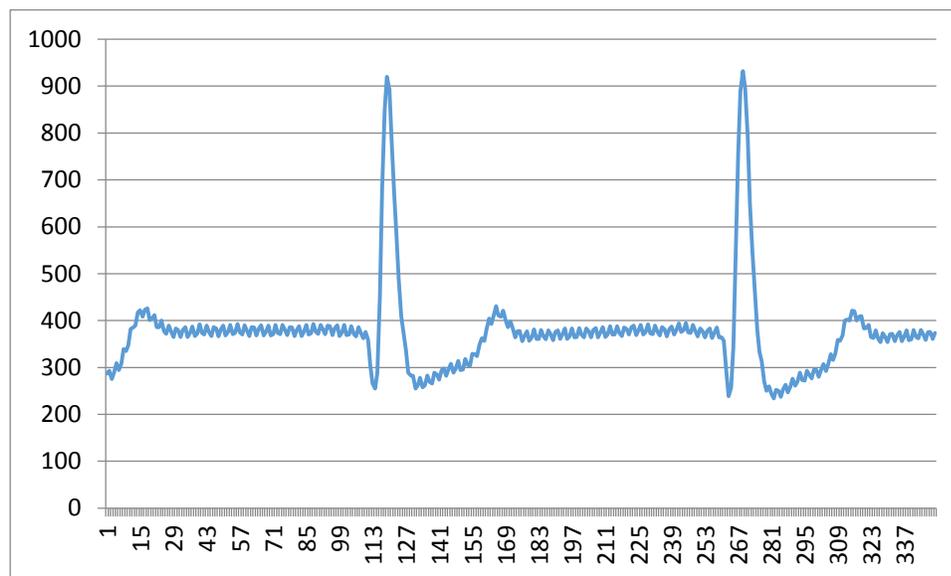


Imagen 32 Señal Obtenida con muestras desde el monitor serial del entorno de desarrollo de Arduino

Las partes adicionales del proyecto no se muestran en la fase de experimentación, debido a que representan una complejidad menor y que su papel más protagónico lo toman durante la etapa de desarrollo del dispositivo y a la programación involucrada junto con la placa de desarrollo Arduino Mega.

### **3.3 Desarrollo del dispositivo.**

De las características de los electrocardiógrafos, citadas anteriormente; se rescatan aquellas de vital importancia y posibilidad de implementación, en el momento de la puesta en marcha del prototipo.

El proceso investigativo y la delimitación del proyecto, han determinado las bases para la implementación de un dispositivo electrocardiógrafo que recoja características similares o muy cercanas a los dispositivos disponibles en el mercado.

De las características estándares de los dispositivos, se seleccionan las más importantes y posibles de implementación que son las siguientes:

1. Circuito de referencia.
2. Circuito Pre amplificación.
3. Amplificación.
4. Sistema de Control.
5. Memoria del Sistema.
6. Sistema de datos de tiempo (fecha y hora).
7. Sistema de Impresión.

El circuito de referencia, pre amplificación y amplificación; están contenidos en una misma placa, además de los dispositivos de filtrado analógico, que están contenidos en la misma. Arduino Mega, hace las veces de sistema de control, la memoria del sistema y el sistema de datos de tiempo, lo conforman los escudos, SD shield y RTC; un sistema de impresión por medio de la Impresora Térmica.

Además el sistema, se diseña con una interfaz de usuario para el proceso de obtención de las señales y/o datos necesarios del paciente.

A partir de esto, el proyecto y su construcción por bloques físicos se representan mediante el siguiente diagrama:

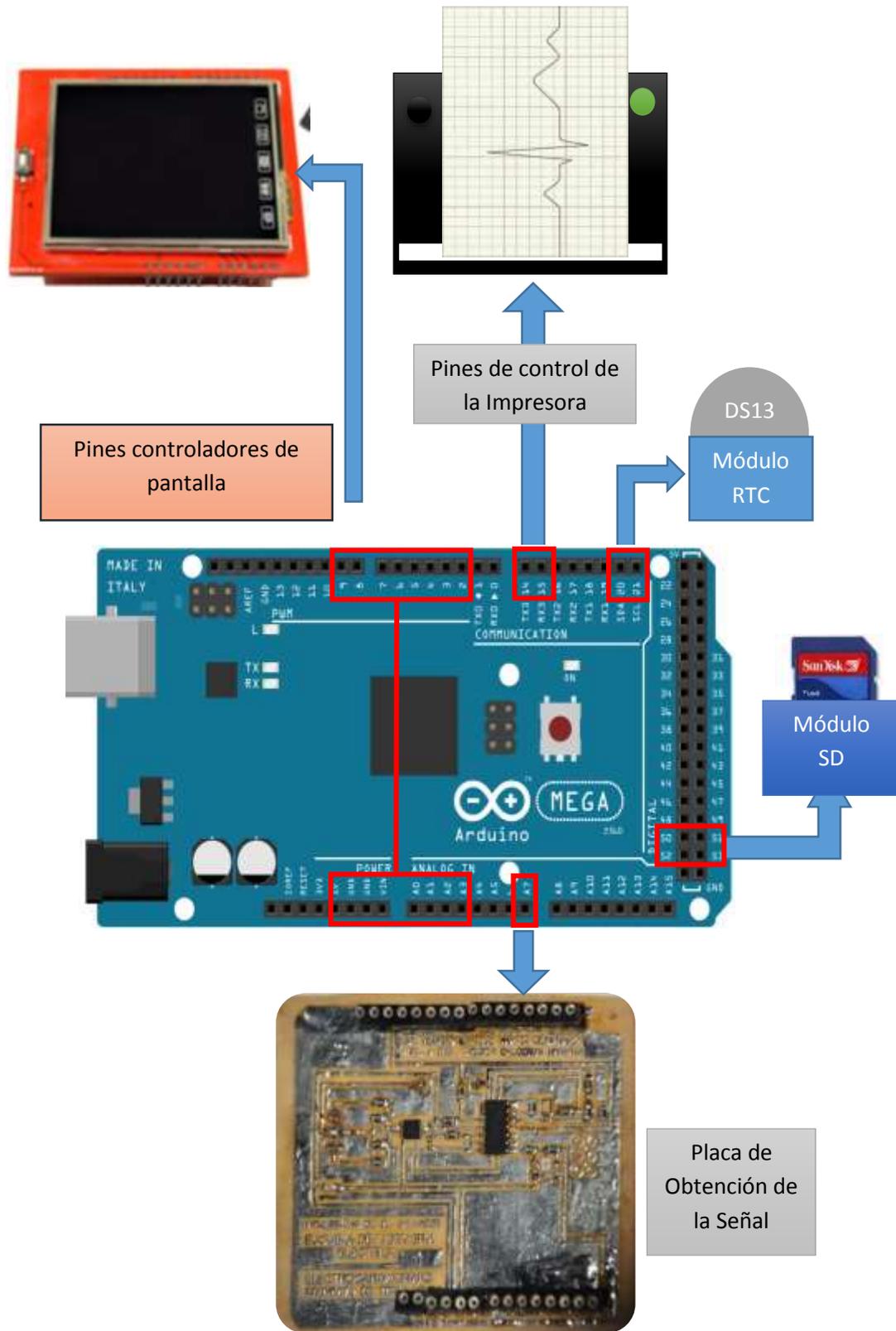


Imagen 33 Diagrama general del Proyecto.

### **3.3.1 Interfaz de usuario.**

Este bloque fue desarrollado durante todo el tiempo, de creación del dispositivo; consiste en generar un entorno, capaz de guiar al aplicador, durante el proceso de obtención de datos del paciente. La pantalla, es programada a partir de las funciones contenidas en las librerías: Adafruit\_GFX.h, SWTFT.h y TouchScreen.h, de Arduino, que corresponden a gráficos, condiciones generales de la pantalla y control de la pantalla táctil respectivamente.

Con características muy intuitivas, la interfaz de usuario inicia con una pantalla de bienvenida y describe la condición a seguir para el desarrollo del examen, posterior a esta etapa, la interfaz recibe un parámetro bandera, como condición de inicio de la captura de datos generales del paciente, estos datos son: Nombre y Apellido, Edad, Sexo y la fecha y hora del examen (estos últimos datos son extraídos de la RTC).

El paso siguiente consiste en posicionar el cuerpo del paciente en un estado adecuado y ubicar los electrodos en los lugares teóricos correspondientes; una vez ubicados se procede con la toma de datos directamente del corazón, estos datos son almacenados en la memoria del sistema (la SD shield). Al terminar la operación, la interfaz indica del retiro de los electrodos y la preparación para la impresión del examen, que puede considerarse el último paso del examen.

### **3.3.2 Sistema de adaptación**

Es la base del procedimiento experimental la parte más importante para la adaptación de la señal. Luego de obtener las señales directamente de los electrodos superficiales, pasan a través de una red resistiva que se encarga de brindar una impedancia de entrada elevada al sistema, la impedancia de entrada garantiza que se obtenga una porción de la señal más grande de la que se pierde físicamente

durante su viaje en distancia a través del tejido corporal, se realiza la adaptación que está a cargo del INA321, y su amplificación y filtrado a partir de un paquete de amplificadores operacionales integrados en el OPA4340.

La circuitería adicional se implementó con elementos de montaje superficial y los esquemáticos fueron realizados por medio de software Eagle.

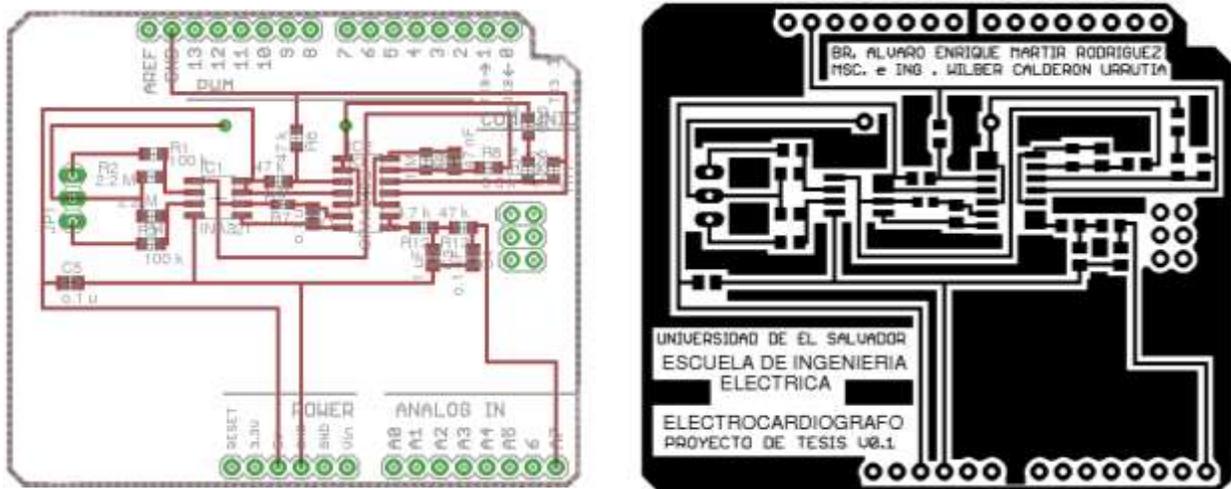


Imagen 34 Distribución de Elementos y Esquemático diseñado con el Software Eagle.

La lista de materiales para el sistema es la siguiente:

Tabla 6 Listado de componentes del circuito.

ITEM	DESCRIPCION	CANTIDAD
1	INA321, Amplificador de Instrumentación	1
2	OPA4340, Paquete de cuatro operacionales.	1
3	Resistencias de 100kΩ	2
4	Resistencias de 2.2MΩ	2
5	Resistencias de 47kΩ	3

6	Resistencias de 1MΩ	3
7	Resistencias de 3.3kΩ	1
8	Resistencias de 820Ω	1
9	Resistencias de 4.7kΩ	1
10	Capacitores de 0.1uF	4
11	Capacitores de 4.7nF	1
12	Capacitor de 1uF	1

### 3.3.3 Sistema de digitalización.

La conversión está a cargo del A/D interno que posee el Arduino Mega. Este es un convertidor de 10 Bits y utiliza el sistema de escalera para la conversión de los valores analógicos. El tiempo de conversión utiliza, 16 ciclos de reloj. Por defecto el reloj para el convertidor trabaja a una frecuencia 128 veces menor que el reloj de 16 MHz de arduino. La frecuencia relativa de conversión puede alterarse por medio de software, por medio del registro **CLKPS** de ocho bits, de los cuales tres alteran su estado para fijar el valor del divisor o como es llamado “prescaler”, la siguiente tabla describe mejor su comportamiento:

*Tabla 7 Bits del registro CLKPS programables para fijar el prescaler*

CLKPS3	CLKPS2	CLKPS1	CLKPS0	Clock Division Factor
0	0	0	1	2
0	0	1	0	4

0	0	1	1	8
0	1	0	0	16
0	1	0	1	32
0	1	1	0	64
0	1	1	1	128
1	0	0	0	256
1	0	0	1	Reservado
1	0	1	0	Reservado
1	0	1	1	Reservado
1	1	0	0	Reservado
1	1	0	1	Reservado
1	1	1	0	Reservado
1	1	1	1	Reservado

Para el proyecto se utilizó un factor de división de 16, para realizar unas 62, 500 conversiones por segundo. A esta velocidad el sistema es mucho más que veloz para muestrear una señal de baja frecuencia.

### 3.3.4 Sistema de Almacenamiento.

El sistema de Almacenamiento, representa un obstáculo muy grande en el proceso de muestreo, pues se invierte una gran cantidad de tiempo en el almacenamiento de las muestras.

Partiendo de datos experimentales, se tiene un tiempo aproximado de conversión y almacenamiento de muestras que está dado por la siguiente formula:

$$t_{am} = t_c + t_{adec} + t_{aSD}$$

**Donde:**

*t<sub>am</sub>*:Tiempo de almacenamiento de muestra.

*t<sub>c</sub>*:Tiempo de conversion.

*t<sub>adec</sub>*:Tiempo de adecuacion y aritmetica.

*t<sub>aSD</sub>*:Tiempo de almacenamiento en SD.

Se determinó un tiempo de almacenamiento de muestra de 2.5 mS, con este tiempo es posible almacenar un total de 400 muestras por segundo, necesarias para representar un segundo en cinco centímetros de longitud de impresión.

### **3.3.5 Sistema de Impresión.**

Después de una cantidad innumerable de pruebas, para la impresión del registro en papel de la señal, se propone la idea de imprimir líneas que representarán el comportamiento eléctrico del corazón.

De las características de la impresora se tiene que en un milímetro se imprimen 8 px. Es decir que para representar un segundo en cinco centímetros es necesario 400 px; que corresponden con las 400 muestras a almacenar en el sistema.

La rutina de impresión del gráfico, se deriva de una rutina para imprimir imágenes en mapas de bits. Así que la función “printBitmap()”de la librería original “Thermal\_printer”, fue modificada de tal manera que se imprimieran líneas de cierta longitud, para formar el trazo.

La longitud del trazo dependerá del valor de dos muestras, consecutivas que son tomadas directamente del sistema de almacenamiento para su impresión.

### **3.4 Programación del sistema.**

Después de describir todos los elementos involucrados en el proyecto total, se desarrolla un algoritmo que tiene como objetivos:

1. Guiar al encargado, durante el proceso de realización del examen.
2. Almacenar en memoria los datos.
3. Imprimir un registro con los datos capturados.

Este algoritmo, se ha desarrollado utilizando el IDE de Arduino version 1.0.5 y lenguaje de programación Processing/Wiring muy similar a C++. El programa, posee características muy originales de diseño, de manera que se adapten eficientemente al hardware utilizado.

Cada función dentro del algoritmo general tiene un objetivo que cumplir, por tanto los nombres de éstas, están relacionadas con ese objetivo. Cada una de las funciones están comentadas y se registra una breve explicación de la estrategia para a solución del problema.

El programa sigue la sintaxis básica y generalizada para un sketch, que consiste en:

- Declaración de las librerías.
- Declaración de parámetros generales.
- Declaración de funciones del sistema.
- Declaración de función de configuración (setup()).
- Declaración de función de ejecución(loop()).

El siguiente diagrama de flujo, explica de manera general la ejecución del código desarrollado, para dar vida al proyecto actual.

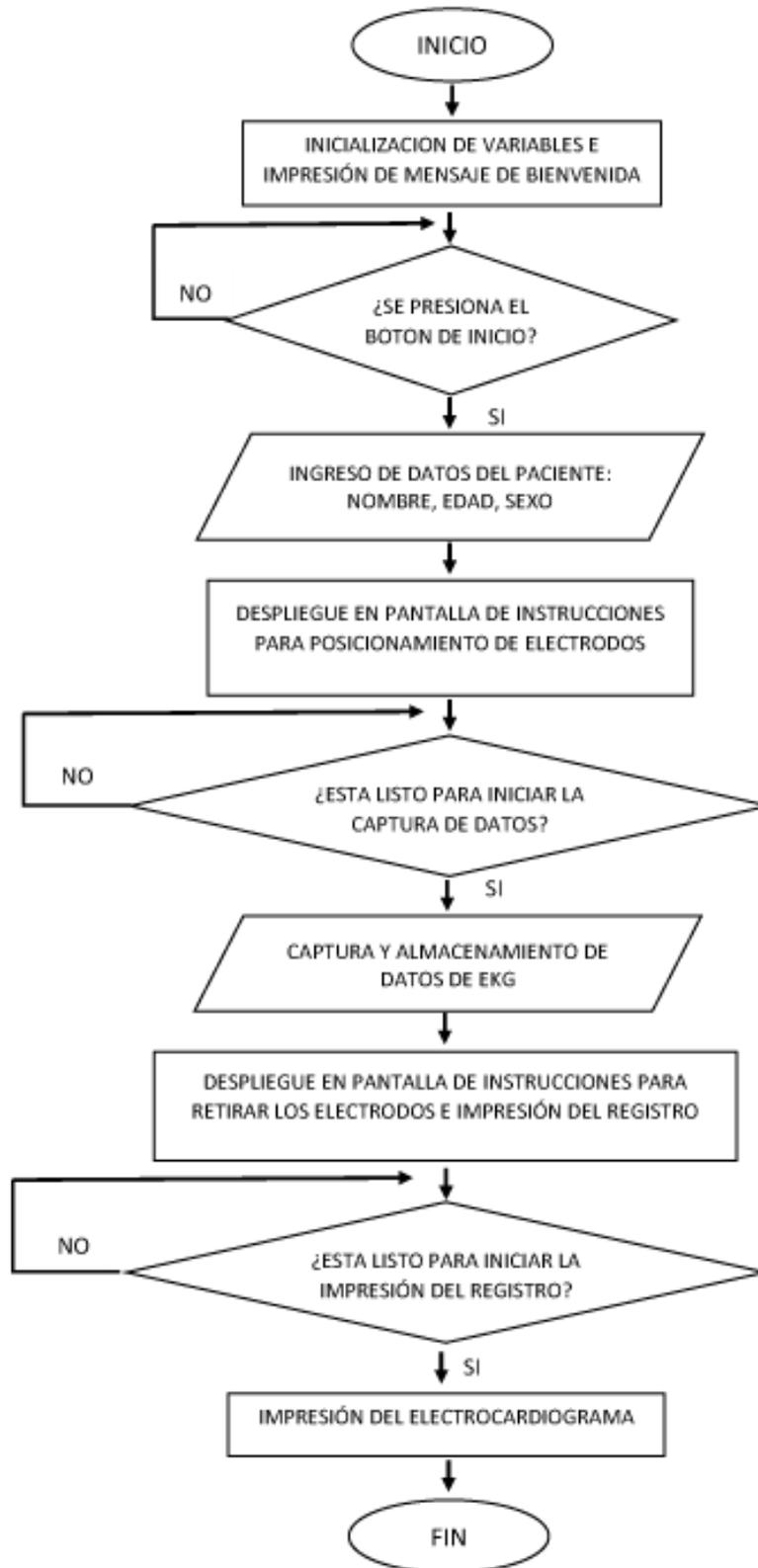


Imagen 35 Diagrama de Flujo del algoritmo desarrollado.

### 3.5 Costo del proyecto

#### PRESUPUESTO DE MATERIALES Y EQUIPO INVOLUCRADO EN EL PROYECTO

ITEM	Descripción	precio unitario	cantidad	precio total
1	Placa de desarrollo Arduino Mega	\$35.00	1	\$35.00
2	Shield SD, compatible con Arduino	\$6.00	1	\$6.00
3	RTC Shield, compatible con Arduino	\$4.00	1	\$4.00
4	Impresora Termica, compatible con arduino; mas fuente y gastos de importación	\$94.12	1	\$94.12
5	Materiales, para placa de adaptación	\$15.00	1	\$15.00
6	INA321	\$9.25	1	\$9.25
7	OPA4340	\$9.50	1	\$9.50
8	Elementos de Montaje Superficial	\$8.20	1	\$8.20
9	Caja de Acrilico	\$17.00	1	\$17.00
10	Papeleria y Utiles	\$25.00	1	\$25.00
11	Mobiliario y Equipos	\$25.00	1	\$25.00
12	Comunicación	\$40.00	1	\$40.00
13	Conectores de electrodos superficiales	\$8.50	1	\$8.50
14	Electrodos superficiales	\$13.50	1	\$13.50
15	Varios	\$50.00	1	\$50.00
<b>COSTO TOTAL DEL PROYECTO</b>				<b>\$360.07</b>

---

## **Capítulo 4. Resultados del Proyecto.**

---

Al finalizar la implementación, se tiene un dispositivo con la capacidad de obtener un registro de la señal eléctrica del corazón de un paciente, con los datos personales básicos de éste, respaldo impreso y almacenamiento en memoria del mismo.

Posee una interfaz de usuario intuitiva, los datos se ingresan a partir de una pantalla táctil, mientras que el almacenamiento se hace en una tarjeta SD, la señal eléctrica del corazón se extrae directamente de tres electrodos superficiales, dos de estos que son los electrodos que medirán la diferencia de potencial del corazón en las ubicaciones correspondientes y un tercero que sirve para fijar la referencia del sistema y el cuerpo del paciente. Al finalizar la captura de datos, estos son trazados mediante un impresor térmico, que está programado para imprimir a escala de tiempo de un segundo en cinco centímetros lineales de papel milimetrado.

El registro por paciente se hace en un archivo con extensión \*.CSV\*, para realización de estudios posteriores, si es necesario; estos registros están programados para tener una extensión de 20 centímetros que equivalen a cinco segundos de análisis. Cada archivo tiene un nombre independiente; ese nombre se genera a partir del dato de tiempo proporcionado por la RTC.

Las características del dispositivo se resumen a continuación:

- Pantalla TFT LCD-Touch de 240x320 px.
- Interfaz gráfica intuitiva.
- Capacidad de ingreso de datos de usuario.
- Capacidad de almacenamiento en memoria SD, con formato FAT16.
- Obtiene el dato de tiempo real por medio de la placa RTC.
- Velocidad de muestreo de 400 m/seg.
- Velocidad de impresión de 1 cm/seg.
- Voltaje de alimentación 5.0 V
- Consumo máximo de corriente 2 amperios.
- Voltaje de referencia para el paciente 2.5 V.



*Imagen 36 Prototipo terminado*

El dispositivo pose terminales de alimentación, programación y el terminal de acceso a la memoria; también dos botones principales que son de encendido/apagado y reset.

Los datos del paciente almacenados en memoria son:

Nombre del Paciente, con una extensión máxima de 20 caracteres.

Edad, con disposición de dos dígitos.

Sexo, se selecciona entre M (Masculino) y F(femenino).

Fecha y Hora, con formato día/mes/año y hh:mm:ss respectivamente.

El archivo almacenado puede apreciarse con el siguiente formato:

```

-----
| Nombre del Paciente | Edad | Genero | Fecha | Hora |
|-----|
|   ALVARO MARTIR   | 24 | Masculino | 1/2/2016 | 11:26:21 |
-----

```

Los datos muestreados, son almacenados posterior al símbolo “#”, que es utilizado como bandera; esto con el objetivo de reconocer en lectura los puntos de interés entre el valor de inicio y fin de los datos recolectados.

# (marca de inicio)  
muestra 1  
muestra 2  
.  
.  
.  
muestra n  
# (marca de fin)

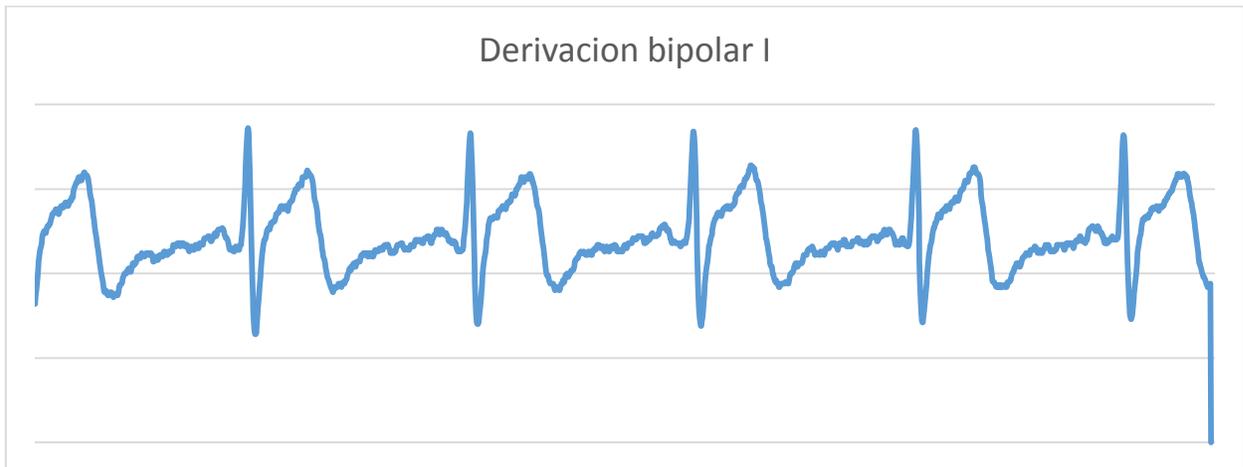
Los valores de la muestra se obtienen entre el rango de 400(1.96 V) y 900(4.40 V) en QRS; del análisis eléctrico se obtiene una ganancia aproximada de 303.3 V/V, es decir que se obtienen valores de potencial en los electrodos entre los 1.289 mV. y los 2.9mV. En QRS se están obteniendo desplazamientos de 1.61mV. Estos valores son multiplicados por un factor que se considera en el rango de los parámetros de impresión, para ello se utiliza la función de Arduino :

***map(x, ia, fa, ib, fb)***

donde:

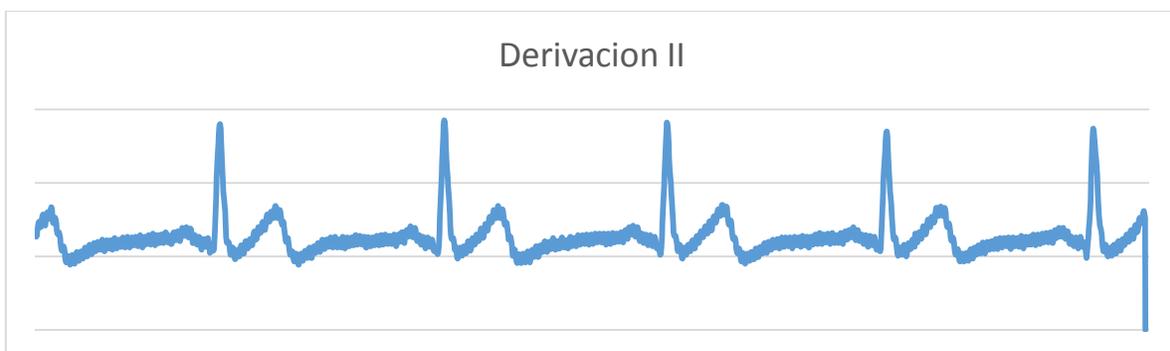
***x: variable a procesar.***  
***ia: limite inferior propio de la variable***  
***fa: limite superior propio de la variable***  
***ib: limite inferior a permitir para la nueva variable***  
***fb: limite superior a permitir para la nueva variable.***

Se mostrara la característica de las tres derivaciones bipolares, que se conocen y se han denominado: I, II y III; para obtener su resultado y observar topologicamente su comportamiento. Para ello se realiza el siguiente experimento con un triangulo equilatero (aproximadamente), en la dirección de medicion de las tres derivaciones mencionadas. Y se obtuvieron los siguientes resultados graficos:



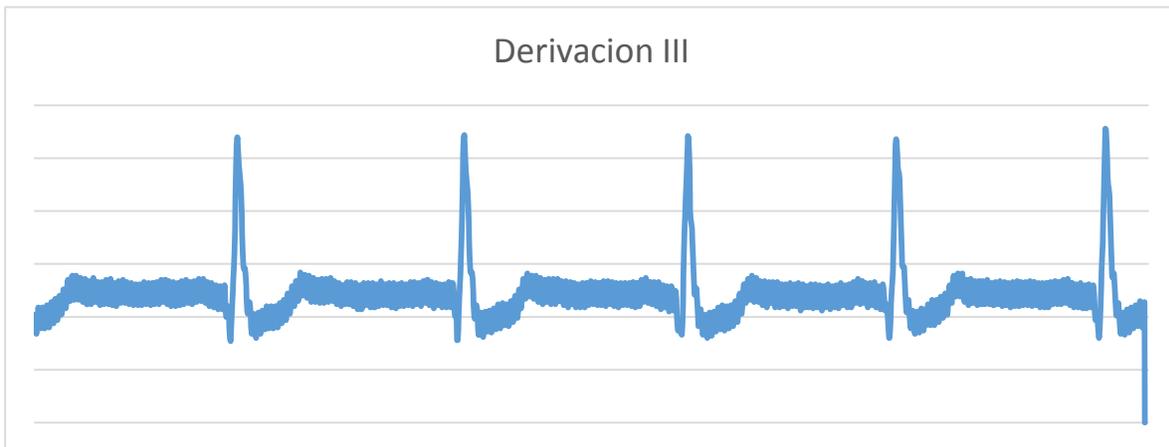
*Grafico 1 Resultados en la dirección de la derivación bipolar I*

Como resultado se tiene una onda en principio isoelectrica en tiempo, esto puede explicarse por el comportamiento del impulso graficamente hacia arriba y hacia abajo, posterior a eso puede verificarse el comportamiento de la repolarización de los ventriculos.



*Grafico 2 Resultados en la derivación bipolar II*

En la derivación II se presenta, el comportamiento eléctrico del corazón como tal, cabe mencionar que esta derivación, es la mas importante de las tres; ya que a partir de esta se pueden determinar parámetros de interes que servirán como punto de partida en el diagnóstico.



*Grafico 3 Resultados en la dirección de la derivación bipolar III*

La derivación III, posee una característica muy importante para determinar el comportamiento durante la despolarización de los ventrículos, o lo que se llama la característica Q, R, S o complejo QRS. A partir de ésta , pueden determinarse las arritmias y sus tipos, y observar el comportamiento que sobre los pacientes tiene un determinado tratamiento.

---

## **Capítulo 5. Conclusiones y Recomendaciones.**

---

## 5.1 Conclusiones.

La detección de las ondas P, complejo QRS, y onda T; son notorias en los registros obtenidos; éstas pueden ser utilizadas para diagnósticos de manera confiable (si se toma en cuenta que la obtención de la señal es bipolar) a sesenta grados, bajo la horizontal respecto al corazón. Estos resultados, como teóricamente se respaldan, pueden emplearse para determinar la posición del corazón del paciente, algunas anomalías en los ventrículos durante la etapa de despolarización, la variabilidad del ritmo cardíaco entre otras características de interés en el diagnóstico médico.

El costo total de la puesta en marcha del proyecto resulta económicamente viable, y es una alternativa para el equipamiento en centros asistenciales, y centros de salud ubicados en zonas consideradas de escasos recursos.

La elaboración de propuestas y aplicaciones, basadas en software y hardware de libre distribución, tiene costos económicamente competitivos, frente a las soluciones ofertadas por el mercado comercial; ésta ventaja tiene limitantes tales como: el enorme esfuerzo, conocimiento, grado de complejidad entre otras, que invierte el desarrollador al momento de la integración, adecuación y programación de sistemas para la solución de uno o varios problemas específicos.

## 5.2 Recomendaciones.

Para mejorar el sistema, pueden agregarse etapas sucesivas de la adecuación de la señal con el INA321 para el incremento de electrodos, y utilizar un multiplexor analógico, para hacer un barrido para una cantidad determinada de electrodos; todo esto con la mira al desarrollo de un sistema más completo. El sistema puede diseñarse, para obtener señales monopolares.

El sistema de adquisición de datos y almacenamiento, puede ser alterado para aumentar la frecuencia que actualmente se ha fijado a 400 muestras por segundo. Esto con la finalidad de rediseñar el sistema y adquirir señales de otros electrodos que de importancia justa, mejorarían la eficiencia del prototipo aquí presentado.

La etapa de filtrado analógico podría refinarse para obtener una señal más pura de la que actualmente se tiene, pueden implementarse también, filtros digitales, podemos a partir de dos ópticas diferentes referirnos a: el precio que se paga por el

Implementación de algoritmos, refinados para la impresión de los trazos de la señal obtenida, estos algoritmos pueden basarse en el utilizado para la implementación del actual proyecto de tesis.

## Referencias bibliográficas.

- Adel S. Saedra & Smith, “Circuitos Microelectrónicos”, 5 Edicion,
- Cooking hacks,  
[www.cookinghacks.com/index.php/documentation/tutorials/ehealth-v1-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical/](http://www.cookinghacks.com/index.php/documentation/tutorials/ehealth-v1-biometric-sensor-platform-arduino-raspberry-pi-medical/), 2012.
- Franco parte 1, “Nociones Generales de Fisiología”
- Franco parte 2, “Las derivaciones del electrocardiograma”
- *Fernanda Magdaleno Mateos*, “*Electrocardiograma*”  
<http://www.eccpn.aibarra.org/temario/seccion4/capitulo56>
- Grupo Editorial OCEANO, “Enciclopedia General para la Enseñanza”, Primera Edición, p.306
- John G. Webster ,MEDICAL INSTRUMENTATION, Application and Desing; Cuarta Edición, 2010.
- Jiménez Cortéz ,Numa Pompilio, “Sistema de adquisición de señales biomédicas para laboratorios de bioinstrumentación”, 1993, Universidad de EL Salvador
- Microsoft® Student 2008 [DVD]. Microsoft Corporation, 2007.
- Situacion\_del\_sistema\_de\_Salud\_en\_El\_Salvador\_Analisis\_y\_recomendaciones
- [www.salud.gob.sv/novedades/noticias/noticias-ciudadanas/157-septiembre-2011/1039--25-09-2011-minsal-participa-en-la-ii-jornada-del-dia-del-corazon.html](http://www.salud.gob.sv/novedades/noticias/noticias-ciudadanas/157-septiembre-2011/1039--25-09-2011-minsal-participa-en-la-ii-jornada-del-dia-del-corazon.html)
- [www.paho.org/els/index.php?option=com\\_content&view=article&id=928:au-mentan-casos-de-enfermedades-cronicas-no-transmisibles&Itemid=291](http://www.paho.org/els/index.php?option=com_content&view=article&id=928:au-mentan-casos-de-enfermedades-cronicas-no-transmisibles&Itemid=291)

## ANEXOS.

### Anexo A: Código desarrollado para almacenamiento

```
//funcion de captura de datos.
/*los datos ya adaptados son recibidos en el pin analogico 7
de arduino.*/

void cap_datos(){

    procesando();//imprimimos aviso de captura

    DateTime now = RTC.now();//obtenemos el dato de TIEMPO actualizado.

    //Serial.println(c_paciente);
    //Serial.println(Edad_p);
    //Serial.println(sexo);
    //Serial.print("inicializando");
    //APERTURA DE SD PARA LA ACCION.
    if (!SD.begin(53)) {
        Serial.println("inicio fallido");
        return;//si no se localiza o se inicializa bien, aqui termina todo.
    }
    Serial.println("inicio realizado!");

    // abriendo el archivo.
    expediente = SD.open("exp_p.txt", FILE_WRITE);
    // si el archivo existe se procede a escribir.
    if (expediente) {
        Serial.print("escritura");
        int u=0;

        //int s_corA=analogRead(P_in_ekg);
        //int s_corB =map(s_corA, 0, 1023, 0, 255);
        /*AQUI SE CODIFICAN LAS LINEAS BASICAS PARA APERTURA DE EXPEDIENTE
        DEL PACIENTE, LAS LINEAS SON BASTANTE SENCILLAS, PERO INTENTAN DAR UN
        ASPECTO ORDENADO DE LOS DATOS DEL PACIENTE*/

        for(int k1=0;k1<=68;k1++){expediente.print("-");}
        expediente.println(" ");
        expediente.println("| Nombre del Paciente | Edad | Genero | Fecha
| Hora |");
        expediente.print("|");

        for(int k1=0;k1<=66;k1++){expediente.print("-");}
        expediente.println("|");
        expediente.print("| ");
        expediente.print(c_paciente);
        expediente.print("| ");
        expediente.print(Edad_p);
```

```

expediente.print(" | ");
if(sexo==0){expediente.print("Masculino");}
else{expediente.print("Femenino");}
expediente.print(" | ");
expediente.print(now.day());
expediente.print("/");
expediente.print(now.month());
expediente.print("/");
expediente.print(now.year());
expediente.print("| ");
expediente.print(now.hour());
expediente.print(":");
expediente.print(now.minute());
expediente.print(":");
expediente.print(now.second());
expediente.print(" |");
expediente.println();
for(int k1=0;k1<=68;k1++){expediente.print("-");}
expediente.println();
expediente.println("#");//MARCA DE SEGURIDAD OJO...!

/*AQUI ESTAN LAS LINEAS QUE CAPTURAN Y ALMACENAN LOS DATOS DEL PACIENTE
POR MINUTO SE ESTIMAN 320 DATOS, PARA GENERAR UNOS 4cm DE IMPRESION
POR SEGUNDO*/

for(int i=0;i<2000;i++) {

    unsigned long a=0; //variable que tomara el promedio de 40 muestras.
    for(int dc=0; dc<27;dc++){
        unsigned long valor=analogRead(A7);
        int xsd=map(valor, 100, 800, 10, 300);
        a=a+xsd;
    }
    expediente.println(a/27);//almacenamiento del valor en la SD
}
expediente.println("#");

// cerrando el archivo.
    expediente.close();
    Serial.println("cerrado Ok!");
} else {
    // si no se puede abrir
    //Serial.println("error test.txt");
}

}

```



```

        grafico[paso_inicial-1] =
((pixel_inicial==1)?0x01:((pixel_inicial==2)?0x03:((pixel_inicial==3)?0x07:((pixel
_inicial==4)?0x0f:((pixel_inicial==5)?0x1f:((pixel_inicial==6)?0x3f:((pixel_inicia
l==7)?0x7f:0xff))))));
        grafico[paso_final-1] =
((pixel_final==1)?0x80:((pixel_final==2)?0xc0:((pixel_final==3)?0xe0:((pixel_final
==4)?0xf0:((pixel_final==5)?0xf8:((pixel_final==6)?0xfc:((pixel_final==7)?0xfe:0x0
0))))));

/*en este punto dibujamos puras lineas paso a paso entre los pasos inicial y
final(no los incluye).
cabe recordar que a cada paso le corresponden 8 pixeles,
por eso se pasa como parametro unicamente el valor
en hexadecimal de 0xFF o 1111111.
*/

for(int pso=1;pso<(abs(paso_final-paso_inicial));pso++){
    grafico[paso_inicial+pso-1] = 0xff;

}

/*llamamos a la funcion printpunto(w, l, grafico) de la libreria.
El parametro w indica el ancho de la impresion, para el caso 384 pixeles.
El parametro l indica el largo de la impresion, para el caso 1 pixel
El parametro grafico, sera el arreglo de 48 espacios que anteriormente se
configuro.
*/
printer.printpunto(384, 1, grafico);
}

```

## Anexo C: Código desarrollado para lectura de los datos almacenados

```
void lectura(){

    expediente = SD.open("exp_p.txt");//Apertura del archivo a leer
    int bandera=0; //definicion de Bandera que indica la marca de
    inicio de muestras a dar lectura.
    // 0--> indica que no se ha encontrado el inicio
    o el fin de las muestras.
    // 1--> indica que se ha encontrado la marca de
    lectura.

    int n_muestra[10]; // Arreglo de datos enteros, que pasaran a
    obtener el valor de la lectura actual.
    int cont1=0; // Contador, que determinara el peso decimal de
    cada valor entero en el Arreglo.
    int valor=0; // Acumulador utilizado para la sumatoria,
    despues de obtener el valor de la lectura;
    // para general el valor verdadero de la
    muestra.
    int valor_actual;
    int valor_anterior=120;

    /* Lazo While...
    utilizado para dar lectura de inicio a fin al archivo seleccionado, este
    permite que muestras
    no se ha encontrado la marca de fin de archivo, se lean cada una de sus
    lineas.
    */
    while(expediente.available()){

        int x = expediente.read(); //permite dar lectura, paso a paso al archivo;
        esta linea en particular //lee exactamente el primer caracter que contiene
        el archivo

        /*Seguimos dando lectura a cada caracter de las lineas del archivo, hasta
        que encontramos la marca de inicio de muestras
        como resultado de la captura de datos; la marca en particular sera "#" que
        tiene un codigo ASCII en decimal de "35"
        a partir de encuentro de este caracter o marca (para este codigo); se
        indica que los caracteres que se encontraran a continuacion
        seran un "fin de linea"(ASCII 13) y luego un "retorno de carro"(ASCII 10)
        que practicamente son ignorados por un lazo for, hasta
        el tercer caracter que es almacenado en la variable "", para su lectura*/

        if(x==35&&bandera==0){

            bandera=1; //bandera que indica
            que se ha encontrado la marca.
        }
    }
}
```

```

        for(int r1=0;r1<3;r1++){x = expediente.read();} //lazo que ignora los
siguientes dos caracteres y almacena el tercero para su posterior lectura.

        if(x==35&&bandera==1){bandera=0;Serial.print("He llegado al final");}

        if(bandera==1){
//Marca que indica que
a partir de aqui, debo poner atencion a los caracteres.

            if(x!=13){
//Condicional, si no
encuentro un fin de linea el caracter leido debe ser
                n_muestra[cont1]=x-48;
//Almacenado en el
arreglo n_muestra[]
                cont1++;
//INcremento el
contador de arreglo, que me servira tambien para definir el peso decimal.
            }
/*Si encuentro el fin de linea, tomo los valores del arreglo, para
pasarlos por medio de una formula al acumulador valor.
y de esta manera definir el valor de la muestra leido.
*/
            else{
                int x = expediente.read();
//realizo una lectura para ignorar
el "retorno de carro"
                for(int cc = cont1;cc>0;cc--){ valor += n_muestra[cont1-
cc]*potencia(10, cc-1);} //formula para pasar el valor de la muestra.
                mprint(valor_anterior, valor);
                valor_anterior=valor;
                Serial.println(valor);

                /*Inicializacion o borrado de todas las variables usadas para la
determinacion del vaor de la muestra, pasada a valor*/

                for(int b=0;b<10;b++){n_muestra[b]=0;}
                cont1=0;
                valor=0;
            }
        }
/*cierre del archivo leido
Cuando se ha encontrado el final de archivo; se sale del lazo While y es
necesario cerrar*/

        expediente.close();
}

```