

Universidad Acción Pro Educación y Cultura  
UNAPEC



Decanato de Ingeniería e Informática  
**Escuela de Ingeniería**

Tesis de Grado para Optar por el Título de:  
**Ingeniero Electrónico**

**Desarrollo de un sistema de electrocardiografía y  
presión sanguínea, portátil usando un smart-phone  
como dispositivo de diagnóstico en comunidades  
rurales dominicanas.**

**Sustentantes:**

Gilson A. Frías Pimentel	2006-0200
Pablo Mercader Alcántara	2008-0572

**Asesor:**

Prof. Luis María Pérez Méndez

**“Los conceptos expuestos en esta investigación son de la exclusiva  
responsabilidad de sus autores”**

# Resumen

La rápida proliferación de las enfermedades cardiovasculares en las últimas décadas ha implicado un incremento en los esfuerzos por establecer métodos de diagnóstico oportunos para dichas patologías. Métodos de diagnóstico tales como el electrocardiograma (ECG) y la lectura periódica de la presión arterial constituyen herramientas esenciales para el diagnóstico de diversas patologías cardiacas, pero por lo regular son realizados durante las consultas médicas.

El presente proyecto de investigación se ha centrado en el desarrollo de un dispositivo de monitoreo continuo de parámetros cardiacos (electrocardiografía, frecuencia cardiaca y presión arterial), mediante la utilización de los ya muy difundidos teléfonos inteligentes (smartphones). Factores tales como la conectividad a internet y la disponibilidad de considerables prestaciones computacionales sitúan a los teléfonos inteligentes como excelentes medios de procesamiento y transmisión de señales de interés médico.

Se ha desarrollado un prototipo funcional del monitor de parámetros cardiacos, consistente en un bloque para la captación de las señales de ECG, un bloque para la digitalización y transmisión de las bioseñales hacia el teléfono por medio de Bluetooth y la aplicación móvil por medio de la cual se pueden visualizar los trazos de ECG. De igual manera se establecen las pautas para la implementación del sistema complementario de medición de presión arterial y la transmisión de los datos por internet.

Por medio del prototipo, se ha registrado exitosamente una muestra de una señal de ECG, desplegándola en la pantalla de un Smartphone por medio de la aplicación móvil desarrollada. La utilización de dos baterías de 9 Voltios para energizar el prototipo, en conjunto con el teléfono, habilita la movilidad del mismo para tareas de monitoreo continuo.

# Dedicatoria

A mi familia, mis amistades y mi país.

Gilson A. Frías Pimentel

# Dedicatoria

Para mi madre

Pablo Mercader Alcántara

# Agradecimientos

No quisiera dejar pasar esta oportunidad sin antes agradecer a ciertas personas que de una manera u otra han contribuido en mi proceso de formación profesional y a la realización del presente trabajo de investigación.

En primer lugar quisiera agradecer a Dios por darme el don de la vida y por poner en mi camino a tantas personas valiosas. Agradezco a mi madre, Ángela Pimentel Mejía, por apoyarme incondicionalmente todo el tiempo y por inculcar en mí la importancia del estudio y la preparación. A mi hermana, Claret, porque siempre ha sido un ejemplo de perseverancia y esfuerzo para mí. De igual manera agradezco a mi abuela, Milagros Mejía; a mis tías, Doris y Andrea, y a todos mis primos y demás familiares que siempre me han apoyado durante mis años de estudio.

De igual manera, agradezco a quien ha sido mi compañero en el transcurso de esta investigación, Pablo Mercader Alcántara, por su entrega a la realización de este proyecto y por todo el optimismo que impuso sobre mí ante los no pocos obstáculos que encontramos durante el proceso de investigación. Agradezco a las buenas amistades que pude cultivar durante mis años de estudio en la Universidad Apec, entre ellas cabe destacar a Alberto Coronado, Cristian Santana, Andy Javier García, Edwin Castain, Guillermo Pontier y de manera especial a Ricardo Aybar Colomé cuya amistad incondicional y apoyo moral serán recordados y valorados.

Agradezco de manera especial al Doctor Fernando Agustín Vidal Bett por concedernos parte de su tiempo para asesorarnos desde el punto de vista médico.

En última instancia agradezco a todo el personal docente de la universidad que intervino en mi proceso de formación, y si bien la lista es muy extensa, no puedo dejar de mencionar a los profesores Emin Rivera, Fernando Manzano, José Mesa, Giordano Sosa, Rosa de Peña, Rafael Manzano, Golki Encarnación y de manera especial a nuestro asesor, el profesor Luis Pérez Méndez, y al profesor Porfirio Sánchez quienes fueron de mucha ayuda en el proceso de investigación.

Gilson A. Frías Pimentel

# Agradecimientos

Esta investigación que termina con este informe es la culminación de varios años de trabajo y de persistencia en el camino para obtener el título de ingeniero electrónico. A lo largo de estos años no siempre obtuve los resultados esperados, pero si conté con diferentes personas que me ayudaron de una forma o de otra.

Mi compañero el señor Gilson Frías me ha permitido compartir la idea de esta investigación y ha tenido tanta paciencia que demanda que yo le agradezca especialmente, gracias. Hay personas que cargan con parte de la “culpa” de que yo eligiera la electrónica sobre otras opciones, el profesor Edwin Pérez, mi amigo Julio Tomas, Ramón Jorge, Gracias a ellos.

También hubo personas que me dieron apoyo durante el largo viaje que se volvió más largo de lo que creía. He llegado a los hechos de hoy gracias a personas como el señor Joel Morla, Andy Javier, María Gallo, Fernando Franco, Pamela Mabel, Anya Alcántara, y una lista enorme de otras personas. Las personas con las que trabajo todos los días desde hace varios años el señor Ylexis Martínez, Rigoberto Marte, Meryovi de Dios, Nieves Laura, Angel Taveras, Carmelo Antonio Tangui y el señor Carlos Méndez también tienen una cuota de apoyo muchas gracias.

Gracias a todos mis profesores que seguramente podrían hacer actividades más lucrativas con su tiempo pero que en lugar de eso se tomaron la molestia de enseñar y crear. En especial gracias a los profesores Emin Rivera, Porfirio Sánchez, Gorki Encarnación, Luis María Pérez Méndez que es también nuestro asesor de tesis, Edward Báez, José Mesa, Giordano Sosa, Francisco Sánchez y Wilfrido Fiallo. También hago un agradecimiento muy especial al Doctor Fernando Agustín Vidal Bett por su apoyo y el tiempo que dedico a este proyecto. Gracias también a la Doctora Elizabeth Vidal por ponernos en contacto con el Doctor Vidal.

Por todo lo que tengo en este mundo y porque pude elegir lo que yo quería estudiar, gracias a mi madre Elsa Alcántara y gracias a mi hermano Ricardo que siempre me da animo cuando hace más falta. Y un agradecimiento a todos los personajes reales y ficticios me demuestran constantemente que las cosas que queremos y nos proponemos se pueden lograr.

Pablo Mercader Alcántara

# Índice/Tabla de Contenido

## Contenido

Resumen.....	iii
Dedicatoria.....	iv
Agradecimientos .....	vi
Índice/Tabla de Contenido.....	viii
Lista de Tablas .....	x
Lista de Figuras.....	xi
Introducción .....	<u>11</u>
Capítulo 1: El corazón y los equipos de diagnóstico de afecciones cardíacas .....	<u>12</u>
1.1 Fisiología del corazón y los vasos sanguíneos.....	<u>12</u>
1.2 La actividad eléctrica del corazón.....	<u>13</u>
1.3 Los parámetros asociados con el diagnóstico de afecciones cardíacas.....	<u>16</u>
1.3.1 El Electrocardiograma (ECG) y su importancia en la deducción del ritmo cardíaco .....	<u>17</u>
1.3.2 La presión arterial .....	<u>20</u>
1.4 Equipos de diagnóstico de afecciones cardíacas.....	<u>21</u>
1.4.1 El electrocardiógrafo.....	<u>21</u>
1.4.2 El esfigmomanómetro .....	<u>24</u>
Capítulo 2: Desarrollo del sistema de diagnóstico de parámetros cardíacos .....	<u>33</u>
2.1 Descripción general del sistema de diagnóstico propuesto.....	<u>33</u>
2.2 Captación y adecuación de las bioseñales.....	<u>34</u>
2.2.1 Captación de la señal de ECG.....	<u>34</u>
2.2.2 Captación de la señal de presión arterial.....	<u>38</u>
2.3 Procesamiento digital de las bioseñales y transmisión de los datos hacia el teléfono .....	<u>39</u>
2.4 Desarrollo de la aplicación móvil .....	<u>42</u>
2.4.1 Funciones de la aplicación .....	<u>42</u>
2.4.2 Flujo de la aplicación .....	<u>44</u>
2.4.3 Limitaciones del teléfono móvil .....	<u>45</u>
2.5 Transmisión de la información médica por internet .....	<u>46</u>
2.5.1 La aplicación Web .....	<u>47</u>
2.5.2 La base de datos .....	<u>48</u>

Capítulo 3: Pruebas y validaciones .....	<u>50</u>
3.1 Comparación entre mediciones hechas con dispositivos comerciales y con el prototipo desarrollado. .....	<u>50</u>
Conclusión .....	<u>51</u>
Recomendaciones .....	<u>52</u>
Bibliografía .....	<u>53</u>
Anexos .....	<u>55</u>
Apéndice A: Figuras e ilustraciones .....	<u>55</u>
Apéndice B: Tablas.....	<u>76</u>
Apéndice C: Códigos de programas.....	<u>77</u>
Glosario.....	<u>80</u>

# Lista de Tablas

*Tabla 1: Velocidades normales de descarga de potenciales de acción en tejidos autorritmicos del corazón. \_\_\_\_\_ 77*

# Lista de Figuras

<i>Figura 1.1: La estructura del corazón y el camino del flujo sanguíneo.</i>	56
<i>Figura 1.2: Potencial de acción en una célula cardíaca.</i>	57
<i>Figura 1.3: El momento dipolar en una porción de musculo polarizado.</i>	57
<i>Figura 1.4: Las tres derivaciones bipolares (I, II y III).</i>	58
<i>Figura 1.5: Las distintas derivaciones unipolares aumentadas.</i>	59
<i>Figura 1.6: Muestra de un trazo de ECG típico tomado en la derivación II (Pierna izquierda-Brazo derecho).</i>	60
<i>Figura 1.7: Condiciones representativas del corazón detectables por medio del electrocardiograma.</i>	61
<i>Figura 1.8: El comportamiento que sigue la presión arterial durante el ciclo cardíaco.</i>	62
<i>Figura 1.9: Diagrama de bloques de un monitor de ECG típico.</i>	62
<i>Figura 1.10: Registro de la presión en un brazal.</i>	63
<i>Figura 1.11: Sistema de medición de presión arterial oscilométrico.</i>	63
<i>Figura 2.1: Elementos que conforman el Sistema Ambulatorio de Parámetros Cardíacos (SAPC).</i>	64
<i>Figura 2.2: Circuito captador de ECG.</i>	65
<i>Figura 2.3: Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth pasa bajas de 1 KHz.</i>	65
<i>Figura 2.4: Diagrama de circuito impreso del captador de ECG.</i>	66
<i>Figura 2.5: Prototipo del captador de ECG.</i>	67
<i>Figura 2.6: Circuito captador de señales de presión arterial.</i>	68
<i>Figura 2.7: Respuesta en frecuencia de los filtros Butterworth pasa altas de 0.04 Hz y pasa bajas de 0.04 Hz.</i>	69
<i>Figura 2.8: La señal de ECG capturada en el osciloscopio.</i>	70
<i>Figura 2.9: Espectros de frecuencias de la señal de ECG filtrada y sin filtrar.</i>	71
<i>Figura 2.10: El circuito de digitalización y transmisión de las bioseñales.</i>	72
<i>Figura 2.11: Diagrama de circuito impreso del circuito de digitalización y transmisión de las bioseñales.</i>	73
<i>Figura 2.12: Captura de pantalla de la aplicación móvil.</i>	73
<i>Figura 2.13: El prototipo del sistema de monitoreo de parámetros cardíacos registrando la señal de ECG y desplegándola en la aplicación móvil.</i>	74
<i>Figura 2.14: Estructura de la base de datos del servicio web</i>	75
<i>Figura 3.1: Trazos de la señal de ECG obtenida por medio del prototipo y por el desfibrilador LIFEPAK 9.</i>	76

# Introducción

En la República Dominicana, existe una centralización en los recursos de infraestructura médica que tiende a marginar a las zonas rurales. Los grandes centros de atención primaria se encuentran ubicados en las principales ciudades del país. Ante la ausencia de los centros hospitalarios necesarios en las zonas rurales se dificulta la tarea de brindar diagnósticos oportunos a enfermedades cardiovasculares en dichas localidades.

Para abordar la problemática planteada, se hace necesaria la implementación de técnicas de diagnóstico efectivas que permitan la evaluación a distancia de la condición de salud de los pobladores de dichas localidades marginadas. El presente trabajo de investigación busca el desarrollo de un dispositivo de medición de parámetros cardíacos que sirva como medio de diagnóstico para las zonas rurales, utilizando teléfonos inteligentes para la transmisión de la información médica por internet.

El proceso de desarrollo del equipo de monitoreo incluirá una descripción detallada de los bloques funcionales que lo constituyen acompañado con pruebas y simulaciones sobre los componentes que lo conforman. Finalmente, se realizará un proceso de comparación de los resultados obtenidos con el prototipo funcional desarrollado en contraste con los resultados proporcionados por un equipo comercialmente disponible.

Dado el escaso tiempo disponible para la ejecución de la investigación, se ha contemplado únicamente la implementación práctica de la etapa de captación y procesamiento de la señal de electrocardiografía, puntualizando los lineamientos teóricos para una futura implementación de la etapa de registro de presión arterial.

# Capítulo 1: El corazón y los equipos de diagnóstico de afecciones cardíacas

## *1.1 Fisiología del corazón y los vasos sanguíneos.*

El sistema cardiovascular es el encargado de transportar la sangre por todo el cuerpo y está compuesto por la sangre, los vasos sanguíneos, el corazón y el sistema linfático. La sangre está compuesta por células suspendidas en plasma y tiene tres funciones fundamentales: transportación (por ejemplo oxígeno, dióxido de carbono, nutrientes, desechos, hormonas); regulación (por ejemplo PH, temperatura, presión osmótica); y protección (contra moléculas extrañas y enfermedades, así como en la coagulación para evitar la pérdida excesiva de sangre). (Iaizzo, 2009)

El sistema cardiovascular es un sistema de lazo cerrado, en el que la sangre es bombeada fuera del corazón a través de un conjunto de vasos sanguíneos (arterias) y entonces retorna al corazón en otro grupo de vasos sanguíneos (venas). (Iaizzo, 2009)

El corazón es un órgano muscular hueco que mide aproximadamente el tamaño del puño cerrado del individuo que lo contiene y es el encargado de bombear la sangre a través del cuerpo. Mide entre 12 y 13 cm de alto y entre 7 y 8 cm de largo y pesa poco menos de 0.75 lb. Está ubicado entre los dos pulmones en el centro del pecho, apoyándose principalmente hacia el lado izquierdo del cuerpo. (Bronzino, 2000)

La estructura del corazón y el camino que sigue la sangre dentro del mismo se muestran en la Figura 1.1. La sangre venosa (con exceso de dióxido de carbono y pobre en oxígeno) proveniente del cuerpo retorna a la aurícula derecha por medio de las venas cavas superior e inferior. La sangre es luego transferida al ventrículo derecho por medio de la válvula tricúspide y desde aquí pasa a los pulmones por medio de la válvula pulmonar y de la arteria pulmonar. En los pulmones, la sangre es oxigenada y se elimina el exceso de dióxido de carbono en la misma. La sangre ya oxigenada pasa a la aurícula izquierda por medio de las venas pulmonares. A través de la válvula mitral, la sangre oxigenada pasa al ventrículo izquierdo, el cual la bombea por medio de la válvula aortica y la arteria aorta hacia el resto del cuerpo. (Iaizzo, 2009)

El proceso de contracción de los ventrículos, y la consecuente expulsión de sangre por medio de las arterias pulmonar y aorta, se conoce como sístole. Las válvulas cardiacas están diseñadas para facilitar el flujo de sangre en una sola dirección y, debido a esto, durante el proceso de sístole en el ciclo cardiaco las válvulas mitral y tricúspide se encuentran cerradas para evitar el reflujo de la sangre hacia las aurículas. El proceso de relajación y relleno de los ventrículos es conocido como diástole. Durante la diástole, son las válvulas aortica y pulmonar las que permanecen cerradas debido a que las presiones en las arterias aorta y pulmonar son superiores a las presiones dentro de las cavidades ventriculares. (Iaizzo, 2009)

El tejido cardiaco está dividido en tres capas distintas: el endotelio, que es la capa interior del corazón, es un tipo único de tejido epitelial que se encuentra en todo el sistema circulatorio; el miocardio, la capa media, que está compuesto por el musculo cardiaco y el epicardio que es la capa exterior que cubre el corazón. (Sherwood, 2007)

## ***1.2 La actividad eléctrica del corazón***

La contracción de las células del musculo cardíaco para la consecuente eyección de sangre es activada por potenciales de acción que se encuentran variando a través de las membranas de las células del musculo. El corazón se contrae, o late, rítmicamente como resultado de los potenciales de acción que este genera por sí mismo, una propiedad denominada autorritmicidad. (Sherwood, 2007)

Un potencial de acción puede definirse como un impulso eléctrico caracterizado por un cambio en el potencial de la membrana celular. “En un potencial de acción, el voltaje a través de la membrana (celular) se invierte, el interior se vuelve positivo en relación al exterior; luego vuelve rápidamente a la situación inicial y se restaura el potencial de reposo.” (Kolb & Q. Whishaw, 2009)

Existen dos tipos especializados de células de musculo cardiaco:

- 1) Células contráctiles, las cuales constituyen el 99% de las células del musculo cardiaco, realizan el trabajo mecánico de bombeo de la sangre. Dichas células normalmente no inician sus propios potenciales de acción. (Sherwood, 2007)

- 2) El pequeño pero extremadamente importante número restante de células cardiacas, las células auto-rítmicas, no se contraen sino que están especializadas en iniciar y conducir los potenciales de acción responsables de la contracción de las células contráctiles. (Sherwood, 2007)

En contraste con las células nerviosas y del músculo esquelético, en donde la membrana celular permanece en un potencial de reposo constante al menos que la célula sea estimulada, las células cardiacas auto-rítmicas no poseen un potencial de reposo. En su lugar, estas muestran la actividad de marcapasos; esto es, sus potenciales de membrana lentamente se despolarizan entre potenciales de acción hasta que un umbral es alcanzado, momento en el cual la membrana se activa o tiene un potencial de acción. Dichas células auto-rítmicas cíclicamente inician potenciales de acción que luego se propagan a lo largo del corazón para desencadenar el latido rítmico sin ninguna estimulación nerviosa. (Sherwood, 2007)

La membrana celular controla la permeabilidad a un número de iones, entre los que se encuentran sodio, potasio, calcio, y cloro. Dichos iones pasan a través de la membrana por medio de canales de iones específicos que pueden abrir (ser activados) y cerrar (ser inactivados). La apertura o cierre de dichos canales puede ocurrir en respuesta a cambios de voltaje (canales activados por voltaje) o a través de la activación de receptores (canales activados por receptores). (D. Clifford, Azuaje, & McSharry, 2006)

La variación de la conductancia de la membrana celular debido al flujo de iones a través de la misma, genera cambios en los potenciales transmembrana a lo largo del tiempo (potenciales de acción). El tiempo en el cual transcurre dicho potencial a medida que el mismo se despolariza y repolariza se muestra en la Figura 1.2, con 5 fases demarcadas. Cuando las células cardiacas son despolarizadas a un umbral de voltaje de alrededor de  $-70$  mV, existe una rápida despolarización (fase 0 de la gráfica que muestra un rápido ascenso en el potencial de acción) que es causada por un incremento transitorio en la conductancia de los canales de sodio. La fase 1 muestra una repolarización inicial causada por la apertura de los canales de potasio. Durante la fase 2 hay un balance aproximado entre la corriente de entrada y salida de calcio y la corriente de salida de potasio, causando una meseta en el potencial de acción y un retraso en la repolarización. Este movimiento de entrada de calcio se establece a través de canales de calcio de larga duración que abren cuando el potencial de membrana se despolariza a alrededor de  $-40$  mV. La repolarización (fase 3) es un proceso complejo en el cual intervienen varios mecanismos. La conductancia de

potasio se incrementa, tendiendo a repolarizar la célula por medio de una corriente de salida de potasio. En adición, existe un decrecimiento dependiente al tiempo en la conductividad de calcio que también contribuye a la repolarización celular. La fase 4, la condición de reposo, está caracterizada por la apertura de los canales de potasio y el potencial transmembrana negativo. (D. Clifford , Azuaje, & McSharry, 2006)

“Las células cardiacas especializadas no contráctiles capaces de autoritmicidad se encuentran en los siguientes lugares específicos:

- 1) El nódulo sinoauricular (nodo SA), una pequeña región especializada en la pared de la aurícula derecha cerca de la apertura de la vena cava superior.
- 2) El nódulo auriculoventricular (nodo AV), un pequeño manojito de células cardiacas musculares especializadas localizado en la base de la aurícula derecha cerca del septum, justo encima de la unión de la aurícula y los ventrículos.
- 3) El haz de His (haz atrioventricular), un tracto de células especializadas que se origina en el nódulo AV y entra en el septum interventricular. Aquí, este se divide para formar las ramas derecha e izquierda que viajan hacia abajo del septum, curvan alrededor de la punta de las cámaras ventriculares, y viajan de regreso hacia las aurículas a lo largo de las paredes exteriores.
- 4) Fibras de Purkinje, pequeñas fibras terminales que se extienden desde el haz de His y difunden a lo largo del miocardio ventricular al igual que pequeñas ramas en la rama de un árbol.” (Sherwood, 2007)

Dichas células autorríticas poseen distintas velocidades de despolarización y, en consecuencia, generan potenciales de acción también a distintas velocidades, como se puede observar en la Tabla 1.1. Las células cardíacas con la mayor velocidad de generación de potenciales de acción son las células del nódulo SA por lo que este controla la velocidad global del corazón y se conoce como el marcapasos del corazón. En algunas situaciones patológicas cuando falla el nódulo SA el nódulo AV pasa a tomar el control de la velocidad del corazón, controlándolo a una velocidad inferior a la normal. (Sherwood, 2007)

### ***1.3 Los parámetros asociados con el diagnóstico de afecciones cardiacas.***

Diversos parámetros asociados con el sistema cardiovascular pueden proporcionar información importante sobre el desempeño del mismo y pueden evidenciar la existencia de situaciones patológicas que lo afecten. Algunos de los parámetros más importantes se describen brevemente a continuación:

- Ritmo cardíaco: está determinado por el número de latidos por unidad de tiempo, expresado típicamente como latidos por minuto (lpm). Puede ser medido al encontrar el pulso en cualquier lugar del cuerpo donde la pulsación de una arteria sea transmitida a la superficie del cuerpo. Un método más preciso para la medición del ritmo cardíaco involucra la utilización de un electrocardiógrafo. (News Medical, 2012)
- Volumen sistólico: es el volumen de sangre bombeado por cada latido. El volumen promedio en reposo de un individuo saludable es de 70 mL por latido. (Sherwood, 2007)
- Salida cardíaca: se define como el volumen de sangre bombeada por cada ventrículo por minuto. La salida cardíaca se calcula multiplicando el ritmo cardíaco por el volumen sistólico. (Sherwood, 2007)
- Presión arterial: “La presión arterial está definida como la presión que la sangre circulante ejerce en las paredes de las arterias, venas, y las cámaras del corazón.” (Moisio, 2010)
- Flujo sanguíneo: La razón de flujo de sangre a través de un vaso sanguíneo se define como el volumen que pasa por el mismo por unidad de tiempo. (Sherwood, 2007)

La medición del ritmo cardíaco y de la presión arterial por métodos no invasivos constituye uno de los principales métodos de diagnóstico de afecciones cardiacas, tanto en los centros de salud como a nivel ambulatorio. Por tal razón, la presente investigación se ha centrado en el desarrollo de un dispositivo que permita el registro, procesamiento y comunicación de dichos parámetros a distancia, y de manera continua.

### 1.3.1 El Electrocardiograma (ECG) y su importancia en la deducción del ritmo cardíaco

Durante la conducción de los potenciales de acción en el músculo cardíaco, algunas células se encuentran despolarizadas mientras otras no lo están. Estas diferencias de polarización producen el equivalente a un dipolo eléctrico, como el mostrado en la Figura 1.3. El momento del dipolo está dado por

$$\vec{p} = q_+ \vec{d}$$

donde  $\vec{d}$  es un vector que apunta desde  $q_-$  a  $q_+$ , y  $q_+$  es la magnitud de las cargas separadas por la distancia,  $d$ . (Feher, 2012)

El potencial eléctrico asociado con el dipolo, que es la suma de los potenciales de cada carga, está dado por

$$V = \frac{\vec{p} \cos \theta}{4\pi\epsilon_0 r^2}$$

donde  $p$  es el momento del dipolo,  $\epsilon_0$  es la constante de permitividad del espacio libre,  $\theta$  es el ángulo formado entre el punto de observación en donde se calcula el potencial y el plano que contiene las cargas y  $r$  es la distancia al punto de observación. (Feher, 2012)

El dipolo del corazón produce un potencial eléctrico en el tórax que es proyectado en la piel. El registro gráfico de dicho potencial en la superficie corporal como una función del tiempo produce el electrocardiograma o ECG. (Alternativamente, la abreviación EKG es también utilizada, de la antigua palabra griega “kardia” en lugar de la palabra latina “cardia” de “corazón”.) (Sherwood, 2007)

La actividad eléctrica del corazón ha sido medida por más de cien años, pero la estructura actual del ECG fue desarrollada por el científico holandés Willem Einthoven a principios del siglo veinte, razón por la cual fue galardonado con el Premio Nobel en Medicina y Fisiología en el año 1924. (Feher, 2012)

“Einthoven imaginó que el estado eléctrico del corazón en cualquier momento podría ser representado por un único vector, representando el momento del dipolo eléctrico, localizado en el centro del tórax. Electrodo unido al brazo derecho (RA), brazo izquierdo (LA), y pierna izquierda (LL) idealmente miden voltajes en los ápices de un triángulo equilátero que tiene al corazón en el centro. Las diferencias de voltaje entre los diferentes electrodos pueden ser medidas en tres combinaciones:

Brazo izquierdo – Brazo derecho = LEAD I (Derivación I)

Pierna izquierda – Brazo derecho = LEAD II (Derivación II)

Pierna izquierda – Brazo izquierdo = LEAD III (Derivación III)” (Feher, 2012)

Dichas derivaciones, conocidas como derivaciones bipolares, se muestran en la Figura 1.4. Cada derivación proporciona la diferencia de potencial entre dos lugares. Al considerar el triángulo de Einthoven como un circuito cerrado, se puede aplicar la Ley de Kirchhoff del voltaje para relacionar las tres derivaciones de la siguiente manera

$$I+III=II$$

Las derivaciones bipolares miden la diferencia de potencial entre dos puntos específicos del cuerpo. Otro tipo de derivaciones, las unipolares, miden el voltaje en un electrodo con respecto a un electrodo de referencia, el cual consiste en la interconexión de los electrodos de otras derivaciones. La idea detrás de las derivaciones unipolares consiste en la medición del voltaje de un único electrodo con respecto a un electrodo central que tiene el potencial correspondiente al centro del corazón. Las derivaciones unipolares pueden ser de dos tipos (Khandpur, 2003)

- Derivaciones unipolares aumentadas: en las mismas, dos de los electrodos que conforman las derivaciones bipolares son conectados entre sí y el potencial entre la unión de estos y el tercer electrodo es registrado.
- Derivaciones unipolares precordiales: en las mismas se registran los potenciales producidos por el corazón en seis puntos específicos del pecho.

La Figura 1.5 muestra la ubicación así como la interconexión característica para cada una de las derivaciones unipolares.

Los voltajes registrados en las distintas derivaciones representan la proyección del dipolo eléctrico del corazón en las mismas. Como resultado del registro de dichas variaciones de voltaje en el tiempo, se obtiene el electrocardiograma típico que se observa en la Figura 1.6. (Feher, 2012)

Un ECG normal posee tres formas de ondas características (como se muestra en la Figura 1.6): la onda P que representa la despolarización de las aurículas, el complejo QRS que representa la despolarización de los ventrículos, y la onda T que representa la repolarización ventricular. El proceso de repolarización de las aurículas ocurre al mismo tiempo en que los ventrículos se despolarizan, razón por la cual la repolarización auricular se ve enmascarada por el complejo QRS. (Sherwood, 2007)

Durante los segmentos PR, ST y TP, no existe un flujo neto de corriente en el musculo cardíaco, por lo que el ECG permanece en la línea base. El segmento PR representa el retraso de propagación que sufren los potenciales de acción en el nódulo AV con el objetivo de garantizar que las aurículas se contraigan totalmente antes de que ocurra la despolarización ventricular. El segmento ST representa el periodo en el cual los ventrículos están totalmente despolarizados. El intervalo TP se produce cuando el musculo cardíaco se encuentra completamente repolarizado y en reposo. (Sherwood, 2007)

La evaluación del patrón característico del ECG puede dar información útil acerca del estado del corazón puesto que las actividades eléctrica y mecánica del mismo están íntimamente vinculadas. Las principales anomalías que pueden encontrarse a través del electrocardiograma son: anormalidades en frecuencia cardíaca, anormalidades en ritmo y miopatías cardiacas. (Sherwood, 2007)

Las anormalidades en frecuencia se caracterizan por un ritmo cardiaco superior a los 100 latidos por minuto (taquicardia) o por un ritmo cardiaco inferior a 60 latidos por minuto (bradicardia). El ritmo cardiaco puede determinarse por el espaciamiento entre dos complejos QRS consecutivos en un papel calibrado de ECG. (Sherwood, 2007)

- Las anormalidades en ritmo se refieren a desviaciones en el espaciamiento regular de las ondas características del ECG. Cualquier variación del ritmo normal y la secuencia de excitación del corazón es conocido como una arritmia. Algunas desviaciones de ritmo detectables en un ECG son: aleteo auricular (caracterizado por una secuencia rápida y regular de despolarización de las aurículas), fibrilación auricular (caracterizado por despolarizaciones rápidas e irregulares no coordinadas de las aurículas), fibrilación ventricular (caracterizado por contracciones caóticas y no coordinadas de los ventrículos) y bloqueo cardíaco (surge por defectos en el sistema de conducción cardíaco y en el mismo existe un ritmo regular en las aurículas, pero los ventrículos dejan de ser estimulados ocasionalmente por lo que no se contraen siguiendo la contracción auricular. (Sherwood, 2007)
- Las miopatías cardíacas son patologías centradas en el daño al músculo cardíaco. Algunos ejemplos de miopatías cardíacas son la isquemia miocárdica (la entrega ineficiente de sangre oxigenada al tejido cardíaco) y el infarto agudo al miocardio (comúnmente conocido como ataque cardíaco) en donde existe necrosis, o muerte, de las células del músculo cardíaco por el bloqueo de algún vaso sanguíneo que supla dicha región. (Sherwood, 2007)

La Figura 1.7 muestra los trazos característicos de ECG para algunas de las condiciones cardíacas recién mencionadas.

### **1.3.2 La presión arterial**

La presión arterial es la fuerza ejercida por la sangre sobre la superficie de los vasos sanguíneos y depende del volumen de sangre contenido en los vasos y la distensibilidad arterial de los mismos (que tan fácilmente pueden extenderse o contraerse). (Sherwood, 2007)

Debido a los procesos de contracción y relajación ventricular, la presión arterial no permanece constante dentro de los vasos sanguíneos. “Durante la sístole ventricular, un volumen de sangre entra a las arterias desde los ventrículos, mientras que sólo cerca de una tercera parte de la sangre que deja las arterias entra a las arteriolas (pequeñas ramificaciones de las arterias). Durante la diástole, no existe entrada de sangre en las arterias, aunque la sangre continua saliendo, impulsada por retroceso elástico. La máxima presión ejercida en las arterias cuando la sangre es

inyectada en las mismas durante la sístole, la presión sistólica, promedia 120 mm Hg (milímetros de mercurio). La mínima presión dentro de las arterias cuando la sangre es drenada hacia el resto de los vasos durante la diástole, la presión diastólica, promedia 80 mm Hg. A pesar de que la presión ventricular cae a 0 mm Hg durante la diástole, la presión arterial no cae a 0 mm Hg, debido a que la siguiente contracción cardiaca ocurre y rellena las arterias antes de que toda la sangre sea drenada de las mismas.” (Sherwood, 2007)

La presión arterial media se define como la presión promedio que conduce la sangre a los diferentes tejidos durante el ciclo cardíaco. En vista de que la mayor parte del tiempo del ciclo cardiaco es invertido en el proceso de diástole, la presión arterial media se acerca más al valor de la presión diastólica. El valor típico de la presión arterial media (con una presión sistólica de 120 mm Hg y una presión diastólica de 80 mm Hg) es de alrededor de 93 mm Hg. (Sherwood, 2007)

La Figura 1.8 muestra el comportamiento y los valores característicos normales que sigue la presión arterial durante el ciclo cardíaco.

Los rangos aceptables en adultos saludables para las presiones arteriales son de entre 120 a 90 mm Hg, en el caso de la presión sistólica, y entre 80 y 60 mm Hg para la presión diastólica. Presiones arteriales por encima de 130/80 mm Hg son consideradas altas (hipertensión). La hipertensión incrementa el riesgo de desarrollar enfermedades del corazón y de los riñones, endurecimiento de las arterias y daño al ojo. La presión arterial baja (hipotensión) conlleva una reducción en el flujo sanguíneo por lo que no hay un suministro eficaz de oxígeno y nutrientes a los diversos órganos, lo que puede concluir en daños temporales o permanentes de los mismos. La hipotensión está definida primordialmente por síntomas de bajo flujo sanguíneo y no por un número específico de presión arterial. (Cunha, 2012)

## ***1.4 Equipos de diagnóstico de afecciones cardíacas.***

### **1.4.1 El electrocardiógrafo**

El electrocardiógrafo es el equipo responsable de recolectar las bioseñales asociadas con el ECG. Los electrocardiógrafos modernos no solo poseen las funcionalidades básicas relacionadas con la adquisición, acondicionamiento y despliegue de las señales, sino que también permiten el almacenamiento de las mismas, el diagnóstico automatizado de condiciones patológicas y la transmisión de datos.

Un diagrama con los bloques funcionales fundamentales de un electrocardiógrafo se muestran en la Figura 1.9. A continuación se describen cada uno de dichos bloques funcionales, detallando sus funciones principales.

- Electrodo: Son los elementos encargados de la recolección de la señal de ECG desde el paciente para transmitirla con el mínimo de pérdidas hacia el equipo de adquisición. Los mismos pueden ser electrodos de superficie, los cuales son no invasivos y utilizan un gel conductor para reducir la impedancia piel-electrodo; y electrodos implantados, los cuales se insertan debajo de la piel y presentan una muy baja impedancia. (D. Clifford , Azuaje, & McSharry, 2006)
- Preamplificación: En esta etapa se lleva a cabo la amplificación inicial de la señal de ECG. Características propias de dicha etapa son una elevada razón de rechazo al modo común (CMRR) y una elevada impedancia de entrada. (Anandanatarajan, 2011)

“La razón de rechazo al modo común (CMRR) del op-amp (amplificador operacional) es la razón de la ganancia de modo común a la ganancia de modo diferencial” (Analog Devices, 2005). En otras palabras, la CMRR expresa una medida (en decibelios) de que tanto un amplificador diferencial amplifica una señal diferencial mientras atenúa una señal común (el mismo potencial en las entradas del amplificador).

La etapa de preamplificación debe de contener una etapa de aislamiento cuando el equipo se encuentre alimentado por fuentes de poder de potencias considerables, esto para garantizar la seguridad de los pacientes que estén en contacto con el equipo. Algunos métodos de aislamiento consisten en la utilización de transformadores de aislamiento y aisladores ópticos. (D. Clifford , Azuaje, & McSharry, 2006)

- Filtrado (Filtro pasa altas): El espectro de la señal de ECG está comprendido en el rango de 0 Hz (DC) hasta 1 KHz. Luego de la etapa de preamplificación, se hace necesario la inclusión de un filtro pasa altas con una frecuencia de corte de 0.1 Hz, esto para evitar un nivel de offset de DC producido por diferencias de potencial de media celda en los electrodos. A pesar de que existe pérdida de información en el espectro rechazado por el filtro (0Hz a 0.1Hz), el filtrado resulta necesario pues el nivel de offset de DC producido

en los electrodos podría conllevar a la saturación del amplificador de la etapa subsecuente. (D. Clifford , Azuaje, & McSharry, 2006)

- Amplificación secundaria: La etapa de amplificación final incrementa el nivel de la señal y consecuentemente la razón de señal a ruido (SNR) de la misma, adecuándola para una posterior digitalización. (D. Clifford , Azuaje, & McSharry, 2006)
- Filtrado (Filtro pasa bajas): Un filtro pasa bajas es situado a la salida de la etapa de amplificación secundaria, con una frecuencia de corte de 1 KHz. El filtro no solo restringe la señal dentro del rango aceptable del ECG sino que también previene la ocurrencia de aliasing en la etapa de conversión análogo digital (A/D). (D. Clifford , Azuaje, & McSharry, 2006)
- Conversión análogo-digital (A/D): La señal de ECG continua, ya amplificada y filtrada, es discretizada y digitalizada por un conversor análogo-digital (ADC). La digitalización de la señal facilita el almacenamiento, procesamiento y transmisión de la misma.
- Microcomputador: Es el elemento encargado de controlar y supervisar los distintos bloques funcionales. Gracias a la utilización de software, pueden realizarse cálculos complejos para la búsqueda de arritmia, ritmo cardiaco, etc., en la señal procesada. (Anandanatarajan, 2011)

Adicionalmente a los elementos presentados en el diagrama, se debe de tener algún medio para el despliegue de las señales (impresora, pantalla, etc.) con el fin de que las mismas puedan ser evaluadas por el personal médico competente.

Los electrocardiógrafos pueden clasificarse de acuerdo con su construcción y principios de funcionamiento, como se enumeran a continuación (Anandanatarajan, 2011):

- 1) Equipos de un solo canal: en dichos equipos solo existe un único canal de amplificación y registro, por lo que solo pueden procesar una única derivación a la vez. Estos equipos usualmente constan de un selector de derivaciones, cuya finalidad es la de permitir la selección de la derivación que se necesita amplificar.

- 2) Equipos multicanales: estos poseen varios canales de amplificación y registro, lo que permite el registro de varias derivaciones simultáneamente y reduce el tiempo necesario para completar el registro de un grupo de derivaciones.
- 3) Electrocardiógrafos vectoriales: Los electrocardiogramas vectoriales son gráficos de tanto la magnitud como la orientación espacial del vector cardíaco.

Como se mencionó con anterioridad en un apartado previo, los voltajes registrados en las distintas derivaciones representan la proyección del dipolo eléctrico del corazón en las derivaciones. Dichos voltajes registrados (el ECG convencional) solo son proyecciones escalares del vector cardíaco. Por otra parte, “la vectorcardiografía es la técnica de analizar la actividad eléctrica del corazón al obtener los ECG’s a lo largo de los tres ejes en ángulos rectos el uno al otro y mostrando dos de esos ECG’s como una presentación vectorial en un osciloscopio X-Y.” (Khandpur, 2003)

- 4) Electrocardiógrafos para pruebas de estrés: son utilizados para el diagnóstico de enfermedades de las arterias coronarias. Las pruebas de estrés muestran irregularidades en la señal de ECG que regularmente no pueden ser apreciadas cuando el paciente se encuentra en reposo.
- 5) Monitores Holter: introducidos por Norman Holter, permiten un monitoreo continuo de la señal de ECG por hasta 24 horas. La razón de la utilización de este tipo de dispositivo recae en el hecho de que las arritmias no ocurren de manera continua ya que las mismas aparecen durante episodios de estrés emocional o solo bajo ciertas condiciones.

Dado el hecho de que el presente trabajo de investigación busca el desarrollo de una aplicación portátil, de monitoreo continuo, el enfoque de diseño de un dispositivo Holter será el utilizado; dando importancia a un uso eficaz de la energía disponible y al almacenamiento o transmisión de la información relevante sobre las bioseñales.

### **1.4.2 El esfigmomanómetro**

La medición de la presión arterial puede realizarse de manera invasiva (mediante la utilización de cánulas que se conectan directamente con los vasos sanguíneos) o de manera no invasiva. (Magee & Tooley, 2011)

Dentro de las no invasivas la mayoría consisten en ejercer una contra-presión igual a la presión interior de una arteria, que quede sobre un hueso o un tejido duro, colocando un brazal sobre esta, como la arteria radial del brazo, de forma que cuando aparezca la presión sistólica o diastólica se produzca un cambio de presión que pueda ser observado.

“Un esfigmomanómetro es un dispositivo utilizado para medir la presión arterial indirectamente. Un esfigmomanómetro consiste en un manómetro de mercurio o aneroides y un brazal de presión que contiene una vejiga de goma inflable conectado a dos piezas de tubo de goma. Una tubería conecta la vejiga con el manómetro o medidor, y el segundo tubo está unido a un bulbo de presión con una válvula de liberación para inflar y desinflar el brazal. Cuando se aplica presión al bulbo, el aire entra en la vejiga e infla el brazal.” (Daniels, 2004)

“Existen varias técnicas de medición no invasiva de la presión arterial, todas las cuales funcionan mediante la oclusión del pulso en una extremidad con un brazal proximal, a continuación se detecta su aparición de nuevo distalmente, con la reducción de la presión del brazal. Los métodos de detección incluyen palpación, auscultación, pletismografía, oscilometría y oscilometría.” (Magee & Tooley, 2011)

El esfigmomanómetro es actualmente el rey de los aparatos que se usan para medir la tensión de las arterias. Pero se trata de un aparato cuya versión actual ha sido constituida a partir de diferentes aportes a través del tiempo. A continuación vamos a explorar el esfigmomanómetro y otras formas de medición de la presión sanguínea:

Palpación: Esta técnica puede ser utilizada sin incurrir al uso de un estetoscopio. En la misma se infla el brazalete en la parte superior del brazo a una presión por encima de la sistólica para luego dejar desinflar el brazalete mientras se palpa la arteria braquial. La presión sistólica será aquella medida con una columna de mercurio con la primera detección del pulso. (Magee & Tooley, 2011)

### ***Método de Contra-presión con Esfigmomanómetro.***

Los métodos no invasivos de medición de la presión son indirectos y basados principalmente en la medida de la contra-presión. Estos toman la medida de la presión en una extremidad aumentando la presión contra esta ya sea en una cámara o con algún tipo de bolsa inflable alrededor de la extremidad. Se puede emplear agua y presión hidráulica o aire y presión

neumática. Cuando se aumenta la presión se pueden notar ciertas pulsaciones en la presión de dicha cámara o bolsa. Si se sigue aumentando la presión estas pulsaciones desaparecen, la presión en la que desaparecen las pulsaciones se toma como la presión sistólica. Cuando se libera la presión vuelven a aparecer las pulsaciones hasta que se llega a cierto punto en el que las pulsaciones vuelven a desaparecer la presión a la que se encuentra la cámara o bolsa se toma como la presión diastólica.

En 1876 Etienne Jules Marey, el fisiólogo francés, uso este método para medidas no invasivas de la presión sanguínea en humanos usando una cámara llena de agua sobre una mano. En ese mismo año, Von Bash empleo sobre la arteria radial del brazo una bolsa llena de agua que estaba conecta a un manómetro de mercurio.

Luego Marey desarrollo un aparato que consistía en un cilindro, un manómetro de mercurio y un manguito. En este aparato se tomaba la presión de un dedo y se veían las leves pulsaciones que producía este en el manómetro. Potain mejoró este sistema en 1902 reemplazando el manómetro de mercurio con un indicador de presión y reemplazando el agua con aire.

A estos intentos diferentes le seguirían mejoras de Scipione Riva-Rocci (1896) en Italia, Hill y Barnard (1897) en Inglaterra, Gärtner 1899, y otros médicos y científicos que harían aportes a lo que se convertiría en el actual esfigmomanómetro. El esfigmomanómetro actual se refiere al conjunto del indicador de presión, el brazal con una bolsa de goma interior que se coloca usualmente alrededor del brazo, una bombita o manguito que se usa para inflar el brazal y una pequeña válvula para desinflarlo de forma controlada. Este aparato ha sido desde entonces el estándar para toma de presión de forma no-invasiva aunque se está empezando a reemplazar con sensores basados en silicón y aparatos automáticos de toma de presión que usan el método auscultatorio u oscilométrico.

### ***Método Auscultatorio.***

El método de Auscultatorio es en el que se emplean los ruidos de Korotkoff como referencia para tomar la presión sistólica y diastólica. El nombre de estos ruidos se debe al Dr. Nikolai Korotkoff un médico ruso que los describió en 1905 cuando trabajaba en la Academia Médica Imperial en San Petesburgo. Los ruidos de Korotkoff son ruidos que se producen cuando hay una contra-presión que dificulta la circulación.

La idea es que cuando se sobre pasa la presión interna de la arteria con una contra-presión externa se detiene la circulación del brazo completamente y se dejan de escuchar los ruidos de Korotkoff. A partir de aquí cuando se empieza a liberar el aire a presión la aparición y desaparición de los ruidos de Korotkoff se toman como los indicadores de la presión sistólica y diastólica respectivamente.

Luego de los descubrimientos del Dr. Korotkoff y de que estos fueran corroborados por los investigadores británicos Mac William y Melvin (1914) y en el Campo de Guerra Americano (1912) se dividieron los ruidos en 5 fases basados en su intensidad. Los primeros en publicar esto fueron Goodman y Howell (1911) seguidos por Grödel y Miller (1943), Korns (1926) y Luisada (1944).

La explicación de los sonidos de Korotkoff que tenemos actualmente son las provistas por McCutcheon y Rushmer en (1967) que es “Una aceleración transitoria producida por una distensión abrupta en las paredes de las arterias según un chorro de sangre surge bajo el brazal hacia la parte distal de la arteria. Esto produce el primer sonido de toque que señala la presión sistólica. El ruido continua según disminuye la presión del brazal y desaparece en la presión diastólica.” También mencionaron la existencia de “Un flujo turbulento o de eddy, que sigue el chorro inicial, y produce un sonido audible. Este factor influye poco o no tiene ningún significado en la técnica auscultatoria.”

Diferentes descubrimientos se han hecho acerca de los ruidos de Korotkoff. Se descubrió que existen componentes en diferentes frecuencias en las diferentes fases así como relaciones de la amplitud de la señal de los ruidos con la presión sanguínea media. Otro ejemplo interesante de estos descubrimientos es el de una forma de eliminar los ruidos que pueden aparecer en medidas ambulatorias en aplicaciones automatizadas que usan micrófonos para escuchar los ruidos. En estos casos se usan dos micrófonos uno antes y otro después del brazal. El ruido externo llega a los dos micrófonos al mismo tiempo pero los ruidos de Korotkoff llegan al segundo con un pequeño retraso. Con esta diferenciación se puede usar procesamiento de señales para eliminar el ruido externo y dejar solo los ruidos de Korotkoff.

### ***Método de la abrazadera, descarga vascular.***

Este método continuo no invasivo de medición de la presión sanguínea de un dedo fue inventado por Penaz basado en un brazal de dedo transparente, pletismografía fotoeléctrica, o sea un

transmisor y un detector, y una unidad de control de presión en 1973. Molhoek et al. (1984) lo probó con 21 pacientes hipertensos usando la presión intra-arterial como referencia. Obtuvieron una sub-estimación de 6 mm Hg para ambas presiones sanguíneas sistólicas y diastólicas haciendo el método más atractivo para análisis futuros. Gravenstein et al. (1985) estudió la hipoxia en los tejidos para establecer su efecto impedor de la circulación de la sangre en las yemas de los dedos en la parte distal del brazal de dedo.

Boehmer (1987) de Ohmeda Monitoring Systems introdujo un dispositivo prototipo, luego conocido como Finapress (TM), basado en el método de vaciado vascular en el cual el brazal de los dedos es presurizado a la misma presión que la arteria. La presión del brazal es controlada por ajustes electrónicos automáticos de forma que esta iguale la presión intra-arterial todo el tiempo y que pulse con la presión sanguínea arterial. Estas medidas consisten en medidas fotopletimográficas del volumen del dedo; una fuente de luz y un detector localizados dentro de un brazal transparente que detecta las alteraciones en el volumen de la sangre, por ejemplo flujo sanguíneo.

Factores que afectan la confiabilidad de Finapress y las condiciones de medidas óptimas son estudiadas por Kurki et al. (1987). Ellos midieron 50 hombres durante una intervenciones quirúrgicas usando cuatro dedos diferentes y tres tipos de brazales diferentes y estableció que, comparado con la presión sanguínea intra-arterial, la precisión más alta fue lograda con el dedo pulgar: las precisiones observadas fueron -4.8 mm Hg para la sistólica, 1.49 mm Hg para diastólica y 0.29 mm Hg para presión arterial media. Los coeficientes de correlación son 0.945, 0.884 y 0.949, respectivamente, indicando alta precisión.

### ***Método tono-métrico.***

Este es un método que puede tomar la presión de forma continua y no invasiva y consiste en un transductor en miniatura o en un arreglo de sensores rígidos que se colocan sobre una arteria que este sobre tejido duro como un hueso como ocurre con la arteria radial. Este método fue presentado por primera vez por Pressman y Newgard en 1963.

Para al medida de la presión el método tonométrico también emplea un brazal que cuando es inflado se iguala a la presión interna de la arteria permitiendo una medida precisa de la presión sanguínea. Hay que tomar en cuenta que en este método si se aumenta demasiado la presión se corta la circulación en la arteria y la medida de la presión es errónea así que presión que se aplica

a través del brazal debe ser corregida constantemente para que se mueva junto con la presión dentro de la arteria,.

Otro tipo de tonómetro se basa en la medida de los cambios de volumen en un diafragma flexible lleno de fluido. Este tipo de tonómetro consiste en una cámara flexible con dos bases de plexiglás llena de una sustancia salina y con dos electrodos de acero inoxidable en los extremos. La forma en la que opera este medidor de presión es en contacto con la piel de la persona a la que se le desea medir la presión y sobre una arteria que se encuentre sobre un tejido duro como un hueso, como es el caso de la arteria radial. Los cambios de presión de la arteria se miden cuando la impedancia a través de la cámara cambia debido a los cambios de volumen de la arteria radial. La presión en el tonómetro puede ser variada para medir

### ***Método Oscilométrico.***

El método oscilométrico también fue usado por primera vez por el señor Marey en 1876. Erlanger (1904) lo desarrolló mucho más y le agregó un brazal de Riva-Rocci alrededor del brazo superior en vez de los dedos.

Al principio se pensaba que la amplitud máxima de la oscilación indicaba la presión diastólica (Howell y Brush 1901). Fue más de medio siglo después que Posey y Geddes mostraron que este punto realmente corresponde a la presión arterial media. Ramsey (1979) y Yelderman y Ream (1979) verificaron este descubrimiento con adultos, mientras que Kimble et al. hicieron lo mismo con niños recién nacidos (1981). Al mismo tiempo Alexander et al. (1977) demostraron que el ancho del brazal debe ser al menos del 40% de la circunferencia del brazo.

Las presiones diastólica y sistólica pueden ser determinadas usando fracciones especiales de la amplitud máxima de la oscilación, también conocidas como tasas características. Entonces las fracciones especiales para la presión sistólica y diastólica son 50% y 80% respectivamente. Friesen y Lichter (1981) usaron estas tasas características para determinar la presión sanguínea diastólica y sistólica de infantes, recién nacidos y bebés en pretérmino con excelentes resultados: la fórmula lineal de regresión fue  $D = 0.94p + 3.53$  para la presión sistólica y  $D = 0.98p + 1.7$  para presión diastólica.

Geddes et al. (1982) hicieron medidas con animales (13 perros) usando el método directo invasivo como una referencia y con humanos (43 sujetos adultos) usando el métodos

auscultatorio como referencia. Las señales auscultatorias dentro del brazal fueron grabadas usando un pequeño micrófono piezo-eléctrico con un ancho de banda de 30 a 300 Hz para grabar los sonidos de Korotkoff y otro con un ancho de banda de 0.3 a 30 Hz para obtener las oscilaciones del brazal, ambos grabaron simultáneamente. Para humanos, las tasas características fueron entre 45% y 57% y entre 75% y 86% para presiones sistólicas y diastólicas, respectivamente. Para animales estos valores variaron de 43% a 73% y de 69% a 83%. Inevitablemente, estas tasas varían considerablemente y se necesitan más estudios teóricos.

Drzewiecki et al. (1994) usó un modelo matemático para estudiar la teoría de que el máximo de las oscilaciones aparece en la presión arterial media. Su modelo soportaba esta hipótesis. En adición el encontró que la tasa característica de detección era del 59% para la sistólica y 72% para la presión diastólica. Ellos también sugirieron que la tasa sistólica debería ser más baja para pacientes hipertensos y la diastólica debería ser más baja para pacientes hipotensivos.

Cristalli et al. también condujeron estudios experimentales (1992 - 1994) usando un sistema neumático. Luego, construyeron modelos matemáticos para describir la distribución de la presión y la influencia que esta tiene en las propiedades del tejido bajo el brazal. Con un modelo construido con computadoras ellos demostraron que la inflación y desinflación frecuentes del brazal pueden decrementar significativamente los valores grabados de presión sistólica y diastólica. Ursino y Cristalli (1994 y 1996) construyeron un modelo matemático de parámetros abultados que tomaba en cuenta el cumplimiento del brazal de oclusión, la transmisión de la presión del brazal a la arteria radial a través de tejido blando y los cambios en la sangre ocurriendo en la arteria radial que colapsada bajo la carga exterior. Ellos también demostraron que las variaciones en la rigidez de las paredes de las arterias pueden causar un error entre un 15% y un 20%. En contraste cambios en la presión arterial media y el cumplimiento del brazal no influenciaban tanto las medidas. Como forma de conclusión un aparato con tasas fijas para determinar las presiones sanguíneas sistólicas, media y diastólicas pueden sobrestimarlas significativamente.

Reeben y Epler (1973 y 1983) fueron los primeros en sugerir usar un sistema oscilométrico modificado, donde la presión del brazal cambia con cada latido basándose en la presión actual en la arteria. En 1996, Jagomägi et al. presentó un método oscilométrico de toma de presión continua, que era capaz de medir continuamente presión arterial media.

Dado el hecho de que el método oscilométrico es el método más utilizado para análisis automático con microcomputadores, se ha seleccionado al mismo como el método a utilizar para el desarrollo del dispositivo de medición de presión arterial propuesto. A continuación se detallan los requerimientos para el desarrollo de un esfigmomanómetro oscilométrico.

La Figura 1.10 muestra las oscilaciones presentes en un brazal que se encuentra ocluyendo una arteria. La presión en el mismo es incrementada con rapidez para luego ser reducida gradualmente. La presión,  $P_m$ , correspondiente a la mayor amplitud de las oscilaciones,  $A_m$ , es la presión arterial media. Diversas investigaciones han demostrado que las presiones sistólica ( $P_s$ ) y diastólica ( $P_d$ ) ocurren cuando las amplitudes de las oscilaciones,  $A_s$  y  $A_d$  respectivamente, son un cierto factor de  $A_m$ . (Townsend, 2001)

- $P_s$  es la presión por encima de  $P_m$  en la cual  $A_s/A_m = 0.55$
- $P_d$  es la presión por debajo de  $P_m$  en la cual  $A_d/A_m = 0.85$

Utilizando este método es posible el desarrollar un dispositivo para la medición de la presión arterial utilizando un brazal (con los correspondientes mecanismos de inflación y deflación) y un sensor de presión. El diagrama en bloques de dicho dispositivo se muestra en la Figura 1.11. (Townsend, 2001)

Los sensores de presión empleados son por lo regular del tipo piezoresistivo. Los mismos varían su resistencia en función de la fuerza aplicada sobre ellos. Valores de presión arterial por encima de los 260 mmHg son vistos raramente por lo que un sensor en el rango de 0 a 300 mmHg puede ser suficiente para el monitor de presión arterial. (Townsend, 2001)

La señal obtenida por el sensor de presión contiene dos piezas de información importantes: la presión a la que se infló el brazal y las fluctuaciones relacionadas con la actividad cardíaca. La señal de fondo correspondiente a la presión del brazal es una señal de baja frecuencia por lo que puede ser extraída utilizando un filtro pasa bajas. La señal correspondiente a las fluctuaciones, en cambio, es una señal de mayor frecuencia y puede ser extraída mediante la utilización de un filtro pasa banda. (Townsend, 2001)

En vista de que los sensores de presión ofrecen una salida diferencial y que además la impedancia de los mismos puede variar con la presión aplicada, un amplificador de instrumentación, con su elevada impedancia de entrada y razón de rechazo al modo común, resulta ser la opción apropiada para captar las señales. (Townsend, 2001)

El microprocesador encargado de procesar las señales puede necesitar correlacionar la presión en un momento dado con la amplitud de la oscilación en ese mismo instante de tiempo. Por tal razón, los conversores análogo-digitales (A/D) encargados de digitalizar ambas señales deben de operar bajo las mismas condiciones: tomando muestras a la misma velocidad e, idealmente, al mismo tiempo. (Townsend, 2001)

La señal conformada por las fluctuaciones cardiacas posee una frecuencia máxima de unos 5 Hz. Una frecuencia de muestreo de 50 a 100 Hz puede considerarse apropiada para obtener un número considerable de muestras por cada fluctuación. Una resolución de 8 bits en un conversor A/D con un rango de 0 a 5 V puede considerarse suficiente para describir las fluctuaciones con precisión. (Townsend, 2001)

Finalmente, el microprocesador se encarga de controlar los componentes neumáticos relacionados con el llenado y vaciado del brazal además de procesar la información relacionada con las señales de presión. La señal de las fluctuaciones es analizada para determinar el punto máximo, correspondiente a la presión arterial media. A continuación se pasa a determinar la presión sistólica tomándola como la presión del brazal en el instante en que se obtuvo una amplitud en las oscilaciones de un factor de 0.55 de la magnitud de la fluctuación correspondiente a la presión media. De igual manera, la presión diastólica será la presión registrada en el brazal cuando la magnitud de las oscilaciones sea igual a un factor de 0.85 de la magnitud de las oscilaciones de mayor valor. (Townsend, 2001)

## Capítulo 2: Desarrollo del sistema de diagnóstico de parámetros cardíacos

### *2.1 Descripción general del sistema de diagnóstico propuesto*

En el presente apartado se pretende ofrecer una visión general sobre la estructura del sistema de medición de electrocardiografía y presión arterial propuesto, definiendo las funciones correspondientes a cada bloque funcional. La Figura 2.1 muestra el diagrama de bloques del sistema ambulatorio de medición de parámetros cardíacos.

El corazón de todo el sistema lo constituye el captador de señales, que es el bloque de elementos encargado de sensar, amplificar, filtrar, digitalizar, procesar y transmitir las señales de electrocardiografía y presión arterial. El bloque captador debe de adquirir las señales sin distorsionarlas y haciendo un uso eficiente de la energía disponible ya que, para habilitar la movilidad del sistema, se precisa del uso de baterías.

Las señales ya digitalizadas y preprocesadas por el captador de señales pasan a ser transmitidas hacia un teléfono inteligente utilizando el estándar de comunicación inalámbrica Bluetooth. La utilización de un estándar de comunicación tan ampliamente difundido como Bluetooth le añade gran versatilidad al diseño pues gran parte de los teléfonos inteligentes comercialmente disponibles en la actualidad disponen de conexión Bluetooth.

El teléfono inteligente (Smartphone) juega varios roles importantes dentro de la estructura del sistema. En primer lugar, sirve como elemento de almacenamiento y despliegue en tiempo real de la información característica de las bioseñales (es decir los trazos de ECG, la frecuencia cardíaca, las presiones sistólicas y diastólicas). En segundo lugar, y gracias a las actuales prestaciones computacionales de los teléfonos inteligentes, el teléfono puede jugar un papel importante en el procesamiento digital de las señales. Finalmente, el teléfono sirve como un medio de interconexión entre el paciente y el personal médico distante mediante la utilización del internet.

En los apartados subsecuentes se analizará en detalle la arquitectura propia de cada bloque funcional, los criterios utilizados para la selección de los componentes que los conforman así

como los métodos de ensayo (tales como pruebas, simulaciones y mediciones) utilizados para determinar el comportamiento de los mismos.

## ***2.2 Captación y adecuación de las bioseñales***

Debido a que las señales de ECG y presión arterial poseen características muy distintas y para facilitar el proceso de ensayos y experimentaciones con los prototipos, se ha optado por el diseño de dos etapas de captación distintas, una para la señal de electrocardiografía y otra para la señal de presión arterial. El hecho de contar con este esquema de diseño en el producto final le añadiría cierto grado de versatilidad y modularidad al equipo, pues se podría incluir un único módulo de captación (o ambos) en el equipo, dependiendo de las necesidades del paciente.

### **2.2.1 Captación de la señal de ECG**

El diagrama del bloque captador de ECG se muestra en la Figura 2.2. La sección conformada por los circuitos integrados U1, U2, U3, U4 y U5A constituye una variante del circuito de captación de ECG portátil propuesto por (Thomas Kugelstadt, Texas Instruments Incorporated, 2005). Los elementos U5B y U76 conforman un filtro pasa bajas y un level shifter, respectivamente, requeridos para una correcta digitalización de la señal de interés en la etapa de conversión A/D subsecuente.

Las señales de ECG provenientes del paciente (representado en la Figura 2.2 como una fuente de corriente alterna de 1 mV pico a pico de amplitud y una frecuencia de 1 KHz) son captadas directamente por el circuito integrado U1. Dicho circuito integrado debe preamplificar las señales de ECG atenuando las señales de interferencia en modo común (principalmente las señales de las líneas de corriente alterna a 60 Hz que se acoplan capacitivamente en los cables que se conectan al paciente). El dispositivo seleccionado para tales fines es el amplificador de instrumentación INA 128, debido a que posee excelentes prestaciones técnicas tales como: un reducido nivel de tensión de offset (50  $\mu$ V máximo), una elevada razón de rechazo al modo común (CMRR) de 120 dB mínimo (configurado con una ganancia  $\geq 100$ ) además de soportar un amplio rango de tensiones de alimentación (de  $\pm 2.25$  V a  $\pm 18$  V).

Dado el hecho de que en la interfaz piel-electrodo se produce un nivel considerable de corriente directa, es preciso limitar la ganancia del amplificador de instrumentación para evitar la saturación del mismo y la consecuente distorsión de las señales de ECG. En consecuencia, un

nivel de ganancia en el rango de 5 a 10 es suficiente para obtener una amplificación efectiva sin incurrir en la saturación del dispositivo. La ganancia del INA 128 puede ser fijada por medio de la adición de un resistor externo ( $R_G$ ) de acuerdo con la siguiente formula:

$$G = 1 + \frac{50K\Omega}{R_G}$$

Para una ganancia de 6, el resistor a utilizar pasa a ser:

$$R_G = \frac{50K\Omega}{6 - 1} = \mathbf{10K\Omega}$$

La red de retroalimentación conformada por los amplificadores operacionales U2 y U3 tiene como función el amplificar el voltaje de interferencia en modo común promedio captado en el amplificador de instrumentación y en el blindaje de los cables del paciente para luego aplicarlo al paciente en la pierna derecha. Para llevar a cabo esto se configura a U3 como un amplificador inversor de ganancia 39. Gracias a esto la señal amplificada y desfasada  $180^\circ$  tiende a sustraerse con la señal de interferencia original encontrada en el paciente, incrementando la razón señal a ruido del sistema.

A la salida del amplificador de instrumentación U1, no solo se obtiene la señal de ECG amplificada, sino también un nivel de corriente directa (DC) diferencial, también amplificado. Dicho potencial de DC diferencial (que se origina en la interfaz piel-electrodo) puede llegar a saturar la segunda etapa amplificadora, razón por la cual debe de ser eliminado. Para conseguirlo se hace uso de un filtro pasa bajas activo, específicamente un integrador configurado por medio del amplificador operacional U4. La frecuencia de corte del filtro se selecciona a 0.05 Hz, para no degradar el ancho de banda con la información útil del ECG.

Tomando un capacitor C de 1  $\mu$ F para la elaboración del filtro pasa bajas y con una frecuencia de corte  $f_c$  de 0.05 Hz, la magnitud del resistor R necesario para completar el filtro se puede hallar mediante la siguiente fórmula

$$R = \frac{1}{2\pi f_c C} = \frac{1}{2\pi(0.05 \text{ Hz})(1 * 10^{-6} \text{ F})} = 3.18 \text{ M}\Omega \cong \mathbf{3.2 \text{ M}\Omega}$$

Es importante destacar que a pesar de que se ha introducido un filtro pasa bajas al sistema lo que en realidad se busca es tener el efecto de un filtro pasa altas que atenúe la componente de DC mientras que deje intactas las componentes de mayor frecuencia. Para conseguir esto se invierte la señal filtrada utilizando la entrada inversora del amplificador operacional U4 que conforma el filtro pasa bajas. A continuación se inyecta la señal filtrada que contiene el potencial de DC por la entrada Ref del INA 128. En vista de que el amplificador de instrumentación amplificará solo la diferencia entre la señal resultante de entrada (proveniente de los electrodos) y la señal de referencia (en este caso la señal filtrada por el filtro pasa bajas), la señal de salida del amplificador de instrumentación estará libre del nivel de DC debido a la cancelación de las señales de muy baja frecuencia invertidas entre sí. El opamp seleccionado para la implementación del filtro de 0.05 Hz y de la etapa de retroalimentación hacia el paciente es el OP-07, un amplificador de propósitos generales con un muy reducido nivel de offset (75  $\mu$ V máximo).

La ganancia total del circuito se ha fijado a 1000, lo que garantiza obtener una relación de salida/entrada de 1V/mV para una correcta digitalización de la señal en la etapa de conversión análogo-digital. La segunda etapa de amplificación consiste en un amplificador no inversor como puede apreciarse en el amplificador operacional U5A. Tomando en cuenta el hecho de que la etapa preamplificadora constituida por el INA 128 aporta una amplificación en un factor de 6, la ganancia requerida en la segunda etapa de amplificación está dada por

$$G = \frac{1000}{6} = 166.67 \cong \mathbf{167}$$

Al configurar el amplificador operacional con una resistencia de 1K $\Omega$  en la entrada inversora, la resistencia de retroalimentación  $R_f$  puede calcularse de la siguiente manera

$$R_f = (167 - 1) \times 1 \text{ K}\Omega = \mathbf{166 \text{ K}\Omega}$$

Con el fin de obtener un ajuste preciso de la ganancia del sistema se ha optado por la utilización de un potenciómetro de 100 K $\Omega$  en serie con un resistor de también 100 K $\Omega$  en vez de la utilización de un resistor único que se aproxime al valor estimado.

Un requerimiento importante para una correcta digitalización de la señal es el poder limitar de manera correcta el ancho de banda de la misma para evitar el efecto de aliasing al muestrear la

señal. Para conseguir esto se ha implementado un filtro activo Butterworth pasa bajas de orden 2 con el amplificador operacional U5B. El filtro seleccionado incorpora la topología Sallen-Key y fue diseñado para una frecuencia de corte de 1 KHz, utilizando los coeficientes y formulas dados por (Texas Instruments, 2003).

Dados los coeficientes característicos del filtro  $a_1 = 1.4142$  y  $b_1 = 1.0000$ , para una frecuencia de corte  $f_c = 1$  KHz se pueden calcular los resistores necesarios para conformar el filtro con la siguiente fórmula

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \pm \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2}$$

Siempre que se cumpla que

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2}$$

Seleccionando a  $C_1 = 47$  nF y  $C_2 = 100$  nF se obtienen  $R_1 = 1.8$  K $\Omega$  y  $R_2 = 3$  K $\Omega$ .

La Figura 2.3 muestra la respuesta de frecuencia del filtro diseñado, obtenida mediante una simulación del modelo del filtro en Pspice®.

La última etapa en el circuito de captación de ECG la conforma otro amplificador operacional (U6A) configurado como un sumador en el cual se le adhiere a la señal de ECG un nivel de corriente directa con el fin de desplazarla hasta un nivel de tensión positivo. Esto se hace para facilitar el proceso de conversión A/D.

Los amplificadores operacionales U5A, U5B y U6A han sido implementados utilizando el modelo LM258. Dicho opamp de propósitos generales cuenta con dos amplificadores en un mismo chip además de que puede funcionar sin inconvenientes con niveles de tensión tan bajos como  $\pm 1.5$  V.

La Figura 2.4 muestra el diagrama de la placa de circuito impreso (PCB) del prototipo diseñado mientras que la Figura 2.5 muestra el circuito ya realizado y funcional realizando el proceso de

captación de la señal de ECG de uno de los postulantes de la presente investigación, por medio de la conexión propia de la derivación I (Brazo izquierdo-Brazo derecho). Como se puede observar en la pantalla del osciloscopio, la señal obtenida se encuentra inmersa en componentes considerables de ruido, lo que deteriora la integridad de la misma. En un próximo apartado se tratará, entre otros puntos, el tema relacionado con el filtrado de la señal con el fin de remover las componentes de ruido que la afectan.

### **2.2.2 Captación de la señal de presión arterial**

La Figura 2.6 muestra el circuito de captación de la señal de presión arterial. El sistema de medición propuesto no es del tipo automático, es decir, se requiere de la participación del paciente para inflar y desinflar un brazal mediante el accionamiento de un mango inflable y la posterior apertura de una válvula de escape.

El transductor de presión seleccionado para el prototipo es el MPX5050GP de Freescale Semiconductor. El mismo es un transductor piezoresistivo con sistemas de acondicionamiento de señal y compensación de temperatura incorporados. El sensor ofrece una respuesta de presión lineal hasta 50 KPascales ó 375 mmHg con una salida de tensión proporcional de 0.2 a 4.7 Voltios, adecuándolo para la aplicación que se pretende implementar. Al poseer un sistema de acondicionamiento de señal incorporado (amplificación y reducción de ruido), se elimina la necesidad de implementar un amplificador de instrumentación para amplificar la señal de salida del sensor.

A la salida del sensor de presión se obtiene una señal compuesta por dos componentes de información importantes: la componente de la presión del brazal (con un ancho de banda  $\leq 0.04$  Hz) y la componente relativa a las oscilaciones en la pendiente de caída de la presión (con un ancho de banda de 1 Hz hasta 5 Hz) (Townsend, 2001). Para la extracción de dichas señales se ha optado por el diseño de una red de filtros Butterworth de topología Sallen-Key (Texas Instruments, 2003), similares al filtro pasa bajas empleado en el captador de ECG.

Para filtrar la señal que contiene las oscilaciones, se ha diseñado un filtro pasa altas Butterworth, de segundo orden. Dados los capacitores  $C_1 = C_2 = 100 \mu\text{F}$ , y los coeficientes característicos del filtro  $a_1 = 1.4142$  y  $b_1 = 1$ , los resistores a utilizar pasan a calcularse de la siguiente manera

$$R_1 = \frac{1}{\pi f_c C a_1} = \frac{1}{(3.14) * (0.04 \text{ Hz}) * (100 \mu\text{F}) * (1.4142)} = 56.27 \text{ K}\Omega$$

$$R_2 = \frac{a_1}{4\pi f_c C b_1} = \frac{1.4142}{4 * (3.14) * (0.04 \text{ Hz}) * (100 \mu\text{F}) * (1)} = 28.1 \text{ K}\Omega$$

El filtro pasa bajas, encargado de filtrar la señal representativa de la presión del brazal, fue diseñado utilizando las ecuaciones y coeficientes empleados en el diseño del filtro pasa bajas de 1 KHz del captador de ECG:

$$R_{1,2} = \frac{a_1 C_2 \pm \sqrt{a_1^2 C_2^2 - 4b_1 C_1 C_2}}{4\pi f_c C_1 C_2}$$

Siempre que se cumpla que

$$C_2 \geq C_1 \frac{4b_1}{a_1^2}$$

Utilizando  $C_1 = 25 \mu\text{F}$  y  $C_2 = 100 \mu\text{F}$  se obtienen  $R_1 = 32.96 \text{ K}\Omega$  y  $R_2 = 192.1 \text{ K}\Omega$ .

La Figura 2.7 muestra la respuesta de frecuencia de ambos filtros, como resultado de una simulación en Pspice® de los modelos propuestos. Para la implementación de los filtros se ha contemplado la utilización del amplificador operacional dual LM258, también empleado en el circuito captador de ECG.

### ***2.3 Procesamiento digital de las bioseñales y transmisión de los datos hacia el teléfono***

El procesamiento digital de la señal de ECG, ya prefiltrada y amplificada por el captador de señales, se puede dividir en dos procedimientos críticos: en primer lugar, la eliminación de la componente de ruido de 60 Hz acoplada capacitivamente en el captador y proveniente de las líneas de corriente alterna próximas al mismo; y en segundo lugar, la aplicación de un algoritmo para detección de picos con el fin de calcular la frecuencia cardiaca del paciente que es objeto de estudio.

Para la eliminación del ruido de 60 Hz, se ha contemplado la implementación de un filtro digital en un microcontrolador, de esta manera se evita la inclusión de más elementos pasivos al prototipo (en el caso de optar por un filtro analógico). La etapa de detección de picos será implementada vía software en la aplicación móvil del teléfono.

Gracias a la función de captura y almacenamiento de muestras de señales del osciloscopio digital del laboratorio de comunicaciones de la universidad, se pudo obtener un registro de 6 segundos de la señal de ECG mostrada en la Figura 2.5. La señal fue almacenada por el osciloscopio en un archivo de extensión .CSV (Comma-SeparatedValues), un archivo que en esencia consta de dos columnas: una que representa la progresión temporal y otra que muestra la magnitud de las muestras (en voltios) para cada instante de tiempo. Dicha clase de archivos puede ser manipulada con facilidad en Excel® y Matlab®.

A pesar de que el ancho de banda que contiene la información útil de ECG se extiende hasta 1 KHz (D. Clifford , Azuaje, & McSharry, 2006), se hace difícil el manejar el volumen de información obtenido al utilizar una correspondiente frecuencia de muestreo de 2 KHz (al menos para una aplicación móvil como la aquí propuesta) sin la utilización de técnicas de compresión de datos. Por tal razón se ha tomado la decisión de utilizar una frecuencia de muestreo de 200 Hz, con lo que se obtiene una correcta digitalización del complejo QRS para el cálculo efectivo de la frecuencia cardiaca.

Para el diseño del filtro rechaza banda de 60 Hz se optó por la utilización de la función “iirnotch” de Matlab®, la cual proporciona los coeficientes de un filtro de respuesta infinita al impulso (IIR) de segundo orden para unas frecuencias de muestreo y corte dadas. Tras ejecutar la instrucción, para una frecuencia de muestreo de 200 Hz y una frecuencia de corte de 60 Hz con un ancho de banda de 1.71 Hz se obtuvieron los siguientes coeficientes:

$$b = [0.9738 \ 0.6018 \ 0.9738]$$

$$a = [1 \ 0.6018 \ 0.9475]$$

Aplicando el teorema de la convolución se obtiene la siguiente ecuación característica del filtro:

$$y[n] = 0.9738x[n] + 0.6018x[n - 1] + 0.9738x[n - 2] - y[n] - 0.6018y[n - 1] - 0.9475y[n - 2]$$

Para la comprobación de la efectividad del filtro se procedió a la implementación del mismo en Matlab® aplicando como función de entrada la señal contenida en el archivo .CSV obtenido experimentalmente. En el apéndice C se muestra el programa correspondiente al tratamiento de la señal de ECG en Matlab®. En la Figura 2.8 se muestran tanto la señal sin filtrar como la señal ya filtrada mientras que la Figura 2.9 muestra los correspondientes espectros de frecuencia para cada señal. Se puede observar la efectividad del filtro de segundo orden tras comprobar la atenuación de la componente de 60 Hz en el espectro de frecuencia de la señal resultante.

Inicialmente se consideró la implementación del filtro digital en un procesador digital de señales de la línea dsPic de Microship, sin embargo, dado el reducido tiempo disponible al momento de la realización de la investigación, no fue posible el llevar a cabo dicho cometido. En consecuencia, el microcontrolador seleccionado para la conversión análogo/digital y transmisión de las bioseñales es el ATmega328P, utilizando la plataforma abierta Arduino. El ATmega328P es un microcontrolador de 8 bits y consta de 32Kbytes de memoria Flash, 2Kbytes de memoria SRAM, multiplicador de 2 ciclos, un conversor análogo-digital de 10 bits y 6 canales además de un dispositivo Receptor y Transmisor Universal Serial Síncrono y Asíncrono (USART por sus siglas en inglés). La ventaja de la utilización de la plataforma Arduino reside en la versatilidad que ofrece a la hora de implementar prototipos rápidos, dada la sencillez del lenguaje de programación.

Para la transmisión de los datos hacia el teléfono se ha seleccionado el módulo de comunicación Bluetooth RN-42, de Roving Networks. El RN-42 ofrece un alcance de hasta 20 metros con un consumo de corriente de menos de 50 mA durante transmisión, además de que posee un dispositivo USART incorporado. Para la comunicación entre el microcontrolador y el módulo Bluetooth se ha utilizado el esquema de comunicación serial basado en el estándar Serial Port Profile (SPP), interconectando los dispositivos USART de ambos componentes. La tasa de baudios para la comunicación se ha fijado en 115.2 Kbps.

La Figura 2.10 muestra el diagrama del circuito de digitalización y transmisión de las bioseñales, mientras que la Figura 2.11 muestra el diagrama de circuito impreso del prototipo desarrollado. En el apéndice C se encuentra el código implementado en la plataforma Arduino.

## ***2.4 Desarrollo de la aplicación móvil***

Como se había mostrado previamente en la figura 2.1 el modulo de captación de señales se comunica vía Bluetooth con el teléfono para enviarle la información censada en el paciente. Para que el teléfono realizara las funciones que demandaba el proyecto fue necesario proveer un software que manejara los recursos del teléfono inteligente de forma conveniente. Este software es una aplicación Android que tiene el trabajo de presentar el control al usuario del captador de señales además de mostrar la información, almacenarla y, en caso de que el usuario así lo decida, de enviarla a través de internet a un servidor web en el que el personal médico pueda ver los resultados de los análisis.

Se eligió la plataforma Android sobre otras plataformas porque esta resulta más económica, ofrece una mayor cantidad de opciones de equipos diferentes, además de que posee un framework lo suficientemente maduro y por lo tanto estable para hacer una aplicación de este tipo. Un de los aspectos económicos que se toman en cuenta es que no se requiriere del pago de ningún tipo de licencia para desarrollara para esta plataforma, solo se necesita una computadora con capacidad promedio y un sistema operativo Windows, Linux o Mac. Solo existe un pago único de US\$ 25 en caso de que se desee distribuir la aplicación creada a través de Google Play.

### **2.4.1 Funciones de la aplicación**

La aplicación propuesta tiene como objetivo proveer al usuario con una interface consistente y fácil de usar. Se espera que la aplicación desarrollada contenga las siguientes funcionalidades:

- Control de la comunicación Bluetooth "RFCOMM" con el captador de señales y lo que esto implica, manejar el dispositivo Bluetooth, reiniciar la conexión si esta se pierde.
- Mostrar un gráfico animado voltaje vs tiempo, similar al de un osciloscopio, que represente el electrocardiograma.
- Calcular y mostrar el valor del ritmo cardiaco, cantidad de pulsaciones/latidos por minuto, (ppm o lpm) reconociendo los complejos QRS en la señal del electrocardiograma y tomando el tiempo entre ellos.

- En caso de que varíe demasiado el ritmo cardiaco, se aleje de un rango aceptado, mostrar una alerta.
- Cuando se produce una anomalía detectable ya sea en el electrocardiograma o la presión sanguínea la aplicación envía una alerta al servidor web para que el doctor la vea.
- En caso de que se produzca una alarma se puede enviar un sms al doctor a un número que se configure.
- Junto con las alertas la aplicación va a comunicar la localización del usuario, si el dispositivo posee GPS o alguna forma de localización.
- Indicar al usuario los pasos para tomar la presión sanguínea de forma dinámica, o sea a medida que va avanzando el proceso.
- Mostrar los valores de la presión sanguínea tomada (sistólica y diastólica) en mmHg.
- Puede grabar una señal de electrocardiografía durante un tiempo establecido, o hasta que el usuario detenga la grabación.
- Se puede mantener grabando el electrocardiograma en un proceso oculto, aún cuando el usuario esta haciendo otras actividades en el teléfono.
- Mantiene en memoria los últimos 5 minutos del electrocardiograma, si se produce una alerta esta grabación se vuelve permanente y se toman 5 minutos más, para registrar el evento ocurrido.
- Se comunica con una aplicación web para enviarle la información de los electrocardiogramas del usuario y las tomas de presión que el usuario elija.

Durante la investigación se desarrollo un prototipo de la aplicación usando el Google AppInventor. El AppInventor es un proyecto que actualmente desarrolla el Massachusetts Institute of Technology (MIT) y tiene como fin proveer un entorno completamente visual para desarrollar aplicaciones para la plataforma Android. Este prototipo de la aplicación hace lo

necesario para establecer la comunicación Bluetooth, mostrar la gráfica del electrocardiógrafo en la pantalla del Smartphone y calcular el ritmo cardiaco.

Esta misma aplicación se podría implementar usando Java para poder proveer más de las funcionalidades que se proponen en la lista de funcionalidades anteriores, aunque el tiempo para desarrollo incrementa considerablemente.

La Figura 2.12 muestra una captura de pantalla de la aplicación en cuestión. La aplicación consiste básicamente en un osciloscopio que muestra las variaciones en amplitud de la señal de ECG a lo largo del tiempo.

En la Figura 2.13 se puede observar el prototipo desarrollado funcionando en conjunto con la aplicación móvil por medio de la conexión Bluetooth. Dentro de la aplicación, la división temporal del plano (la dimensión de cada cuadrícula en el eje “x”) fue fijada a 0.1 segundos por división mientras que la escala vertical correspondiente a la amplitud de la señal fue fijada a 98 mV por división aproximadamente.

## **2.4.2 Flujo de la aplicación**

Aquí se muestran los pasos generales que da la aplicación para cumplir los requerimientos que se listaron anteriormente.

El flujo de la aplicación es el siguiente:

1. El usuario se coloca los electrodos y enciende el captador de señales.
2. El usuario abre la aplicación Android. Durante su inicialización la aplicación se comunica con el captador de señales. Así que inmediatamente se muestra la pantalla de la aplicación debe estar visible el electrocardiograma animado del usuario.
3. El usuario inicia una grabación o simplemente observa su electrocardiograma. El sistema puede avisarle de alguna anomalía que se produzca.
4. La grabación puede ser de un intervalo de tiempo o puede ser sin un intervalo predeterminado hasta que el usuario decida detener la grabación del electrocardiograma.

5. El usuario puede colocarse el brazal y elegir que desea iniciar una toma de presión. En este caso la pantalla de toma de presión le indicara los pasos para tomarse la presión, cuando inflar el brazal usando el manguito y cuando desinflarlo, etc. Siempre que se haga una toma de presión sanguínea esa se almacena en el teléfono.
6. Se puede entrar a la pantalla de "historial" a través del menú. En esta pantalla se muestra una lista ordenada de forma descendente por fecha, o sea el mas reciente arriba, de las diferentes medidas que ha tomado el usuario. El usuario puede seleccionar cualquiera de estas medidas o electrocardiogramas para verlos en la pantalla que le corresponda o para enviarlo por internet al servicio web para que este evento este disponible para el doctor.
7. El usuario puede entrar a la pantalla de configuración y modificar algunas de las opciones de las que depende el funcionamiento de la aplicación como si se graba de forma automática en caso de un error o cuales son los valores del rango normal del ritmo cardiaco, etc.
8. El usuario sale de la aplicación usando la opción salir del menú, que es la forma en la que se corta definitivamente la comunicación con el modulo captador de señales.

Este es un flujo simplificado de la aplicación porque no se detallan los diferentes subpasos que debe tomar la aplicación para realizar esas acciones. Tampoco se muestran las posibles situaciones de error en las que podrían ocurrir y de que forma la aplicación debe manejar estas situaciones, lo importante en estos pasos es mostrar la forma en la que el usuario realmente va a usar la aplicación en su aplicación móvil.

### **2.4.3 Limitaciones del teléfono móvil**

Existen algunos aspectos del teléfono móvil que resultan críticos para el desempeño de la aplicación móvil. Se trata de un teléfono, no de una computadora y esto implica que nuestros recursos son limitados. El proceso en el que se ejecuta la aplicación no tiene la mayor prioridad del sistema y por lo tanto puede ser interrumpido en cualquier momento, por una llamada, por otro proceso de mayor prioridad o en caso de que el sistema cuente con poco memoria podría incluso llegar a ser destruido para ser iniciado de nuevo cuando haya más recursos, un "reset".

La aplicación móvil debe tomar en cuenta estos aspectos y manejar los “resets” y las faltas de recursos con la mayor elegancia posible de forma que estos sean transparentes para el usuario. En especial la velocidad de procesamiento del teléfono fue tomada en cuenta porque de esta depende la velocidad de procesamiento de las muestras y como sabemos una parte del procesamiento de la señal se hace en el teléfono.

Sin embargo aunque el software este en su punto máximo de optimización este depende del hardware, el teléfono móvil, del que disponga el usuario, así que si el usuario no dispone de un equipo lo suficientemente rápido el funcionamiento de la aplicación puede no ser el adecuado. Para las pruebas de este sistema se usó un teléfono Samsung Galaxy ACE GT-S5830 que posee un CPU ARM 11 800 MHz, 278 MB de RAM y 158 MB de almacenamiento interno. Además también se usó un teléfono Motorola DROID 2 Global que posee un CPU Cortex-A8 a 1.2 GHz, 512 MB de RAM y 8 GB de almacenamiento interno. Cualquier teléfono Android que posea estas características o mayores puede ejecutar la aplicación sin ningún problema.

## ***2.5 Transmisión de la información médica por internet***

El eslabón final en este sistema es la parte web en internet en el que se pueden registrar los electrocardiogramas de los pacientes. Esta parte web del sistema está compuesto de tres componentes que son una aplicación web, un servicio web y una base de datos. La aplicación y el servicio en realidad son dos caras de la misma moneda, son una interface para la información de la base de datos. La base de datos de la que dependen estos sistemas es una base de dato relacional que se ejecuta sobre MySQL. La propia base de datos contiene ciertas comprobaciones para asegurar que la información que se guarda en esta se mantiene integra

La aplicación móvil se configura con el URL del servicio y cuando el usuario elige que desea subir su información a internet la aplicación se encarga de comunicarse con el servicio web y entregarle un registro con la información. El servicio web se encarga de recibir la información y colocarla en una base de datos. El usuario está registrado previamente en esta base de datos y la información nueva que llega es simplemente asociada a su registro.

La razón por la que es importante tener la información del paciente en una aplicación web es que la información del paciente se hace persistente a través del tiempo he independiente de lo que ocurra con el teléfono que se haya usado para obtenerla. La posibilidad de enviar la información

al doctor sin necesidad de visitar el consultorio facilita el tratamiento de pacientes que no pueden asistir a un consultorio. Con la existencia de una aplicación web los pacientes también se benefician en que aunque cambien de doctor su información va a persistir, solamente hará falta cambiar la asociación de un paciente de un doctor a otro. La aplicación web es la forma en la que un doctor puede tener control de la información de sus pacientes que le proveen diferentes informaciones.

Aprovechando la capacidad de la mayoría de los sistemas Android de proveer la localización del paciente hemos previsto que cada vez que se guarda un electrocardiograma y una medida de presión, el teléfono móvil puede guardar junto con esta información la localización geográfica del paciente en ese momento así como la hora y la fecha en la que se realizó esa medida. Información como esta podría ser usada para ofrecer asistencia al paciente en caso de que lo requiera. Esta información puede verse en la aplicación web.

### **2.5.1 La aplicación Web**

Para que la aplicación web sea realmente útil a los doctores y a los pacientes debe poseer ciertas funcionalidades. La lista de funcionalidades que se esperan de la aplicación web son las siguientes:

- Posee un servicio web que está esperando a que alguien se conecte y le envíe la data de los parámetros cardíacos de algún paciente.
- Cuando alguien se conecta y envía información esta aplicación hace algunas validaciones y guarda en la base de datos la información que deba guardar.
- La aplicación web muestra una lista de pacientes cada uno con su historial. Cualquier doctor que tenga acceso a la aplicación puede ver todos los pacientes, pero los que están asociados a él aparecen de forma especial señalados.
- Cada paciente tiene una lista que es su historial de monitoreo, cada sesión en que se monitoreo su ritmo cardíaco, su presión sanguínea o los momentos en los que se produjo algún tipo de alerta. Esta lista se muestra ordenada de forma descendente los eventos mas recientes arriba encabezando la lista.

- Las personas que deseen entrar a la aplicación web necesita proveer un usuario y un password. Normalmente las personas que podrán acceder a la misma serán doctores.

Las funcionalidades que se presentan aquí son solo funcionalidades iniciales que se podrían mejorar mucho en caso de que así se desee. Esta aplicación tiene como fin demostrar la posibilidad de que el teléfono comunique los valores obtenidos con una aplicación Web. Podríamos decir que el servicio web es la forma en la que los datos entran a la base de datos y la aplicación es la forma en la que se muestran estos datos ya capturados a los doctores.

El flujo de esta aplicación es en realidad muy simple. Se trata simplemente de una página de login en la que los doctores se autentican para entrar y una pantalla en la que se presenta la lista de pacientes y los diferentes eventos de que estos produjeron con sus teléfonos móviles.

## **2.5.2 La base de datos**

La base de datos es el lugar donde finalmente van a permanecer los datos de los pacientes de forma indefinida. Se ha optado por usar MySQL como el servicio de base de datos porque este se encuentra en uso de forma amplia en otras aplicaciones web y hasta ahora a resultado completamente fiable.

Es importante destacar que en esta base de datos de información se usa como identificador único de los usuarios/pacientes los emails, ya que estos son identificadores que podemos usar de forma internacional y en los cuales podemos asegurar que no va a existir ninguna colisión ya que poseen una parte que es el dominio que debe ser único y los servicios de correo aseguran que en un mismo dominio no existe el mismo cliente dos veces.

En la figura 2.10 se puede observar la estructura de la base de datos en la que se van a almacenar los datos. Esta base de datos se ha diseñado para que permita el fácil manejo de la información de los pacientes y los doctores con la menor cantidad de repetición de información.

La información esta organizada de la siguiente forma:

- La base de datos posee una tabla “personas” en la que se encuentran tanto los doctores como los pacientes. Cada registro es una persona diferente.

- Una tabla “doctores” que complementa la información de una persona que es un doctor. Cada registro de un doctor se relaciona con un registro de la tabla de personas.
- Las personas tienen teléfonos, así que cada registro de la tabla “teléfonos” está relacionado con una persona. Para diferenciar entre los tipos de teléfonos que puede tener una persona se usa un campo de tipo de teléfono. Como los doctores también están en la tabla de personas, los teléfonos de los doctores también funcionan a través de ese mismo mecanismo.
- Existe una tabla Relación paciente en la que relaciona una persona con un doctor. Esta tabla existe porque se puede dar una relación de muchos contra muchos, un mismo paciente puede estar relacionado con más de un doctor y un mismo doctor puede tener varios pacientes.
- Por ultimo hay una tabla “eventos” en la que se guardan los electrocardiogramas y las medidas de presión de los pacientes. Todos los eventos se registran en la misma tabla y se diferencian por un campo de tipo de evento. La información de los eventos se guarda en un campo data que soporta grandes cantidades de información.

Aunque se trata de un esquema muy simple de base de datos resulta suficiente para el registro de la información que se puede producir en la aplicación móvil.

## Capítulo 3: Pruebas y validaciones

### ***3.1 Comparación entre mediciones hechas con dispositivos comerciales y con el prototipo desarrollado.***

Como parte final del proceso de investigación, se procedió a la realización de una comparación entre los trazos de ECG obtenidos con el prototipo desarrollado y un equipo de diagnóstico comercialmente disponible. El equipo seleccionado para la realización de la comparación es el desfibrilador Physio-Control LIFEPAK 9. El equipo cuenta con un monitor de ECG incorporado, con la capacidad de desplegar las ondas en una pantalla o proporcionar un registro impreso mediante una impresora.

La conexión seleccionada para la realización de la prueba fue la conexión para la derivación I (brazo izquierdo-brazo derecho). La Figura 3.1 muestra la señal de ECG adquirida en el mismo paciente mediante la utilización del monitor de parámetros cardíacos desarrollado y el desfibrilador.

En la señal de ECG desplegada en el teléfono (aun ruidosa por la carencia del filtro de 60 Hz) pueden diferenciarse tanto el complejo QRS como la prominente sección T, característicos de un electrocardiograma típico. Sin embargo, puede apreciarse como el ruido se superpone sobre la sección P del electrocardiograma, que si es apreciable en la onda obtenida por medio del desfibrilador.

## Conclusión

Como fruto de la investigación, se han dado los primeros pasos para el desarrollo del sistema de monitoreo de parámetros cardíacos propuesto. Aún con el poco tiempo disponible para realizar la investigación, se ha diseñado y construido un prototipo funcional del dispositivo en cuestión y se ha logrado registrar una muestra de una señal de ECG.

Se ha logrado captar la señal de ECG, amplificándola y filtrándola por medio de la utilización de dispositivos de instrumentación electrónica, tales como amplificadores de instrumentación y amplificadores operacionales. Para el procesamiento de la señal de ECG, se ha logrado un filtrado efectivo de la señal utilizando Matlab para la eliminación de la componente de interferencia de 60 Hz. Mediante la utilización de un microcontrolador, se ha conseguido la digitalización y posterior transmisión de la señal de ECG.

Mediante la plataforma App Inventor del MIT, se ha desarrollado una aplicación móvil para Android para el registro y despliegue de la señal de ECG que es recibida por el teléfono móvil por medio de Bluetooth. De igual manera se han planteado los lineamientos teóricos para el desarrollo del módulo de captación de señales de presión arterial y la aplicación web para la recepción de la información médica por internet.

En última instancia se ha realizado un proceso de comparación entre los resultados proporcionados por el dispositivo desarrollado y un equipo similar comercialmente disponible. Los resultados obtenidos demuestran una diferencia considerable entre las formas de ondas proporcionadas por ambos equipos, esto principalmente por la carencia de un filtrado efectivo de la interferencia de 60 Hz en el prototipo desarrollado. En consecuencia, es preciso aclarar que aún queda bastante por hacer para conseguir que el dispositivo sea utilizable como una herramienta de diagnóstico confiable. Sin embargo, los objetivos ya alcanzados en conjunto con las causas sociales que han impulsado la realización de esta investigación, sirven como agentes motivadores para la continuidad del proceso de investigación y desarrollo, aún después de la entrega formal del presente informe.

## Recomendaciones

Dada la importancia de esta investigación de acuerdo al impacto económico y social que podría tener en el sector salud en la Republica Dominicana, se recomienda la continuación de la misma. En ese orden se han identificados ciertos puntos importantes que pueden ser abordados en caso de dar seguimiento al presente esquema de investigación. A continuación se procede a enumerarlos, de acuerdo al orden de importancia de los mismos:

- 1) Diseñar un programa, en conjunto con el Estado Dominicano, con la finalidad de que la propuesta se implemente de manera masiva en todas las comunidades rurales tomando en cuenta la exclusión que sufren las mimas dentro de la infraestructura de salud.
- 2) Se recomienda el establecimiento de una base de datos de información médica que sirva para mantener un registro de información del estado salud de los usuarios del dispositivo, y estadísticas médicas permitiendo un mejor planeamiento de las estrategias de salud.
- 3) La implementación del filtro digital rechaza banda de 60 Hz con el fin de incrementar la razón señal a ruido del sistema y, consecuentemente, la calidad de los trazos de ECG. El filtrado puede implementarse utilizando una de las tantas plataformas de procesadores digitales de señales comercialmente disponibles, tales como la línea dsPic de Microchip® o los procesadores de Texas Instruments®.
- 4) La implementación práctica del módulo de registro de presión arterial, por medio del hardware detallado en el proceso de discusión.
- 5) Establecer algoritmos de alarmas efectivos que permitan notificar al personal médico ante eventos de importancia respecto a la salud del paciente.
- 6) Establecer mecanismos de registros de las bioseñales en el mismo instante en que se generan las alarmas.
- 7) Se recomienda la utilización de dispositivos con tecnología SMD (Surface Mounted Device) para conseguir una reducción considerable tanto del tamaño como del consumo de energía del prototipo.

# Bibliografía

- Analog Devices. (2005). *Op Amp Applications Handbook*. Burlington, MA: Newnes.
- Analog Devices. (2011). *Analog Devices*. Retrieved Octubre 2, 2012, from OP-07 datasheet: [http://www.analog.com/static/imported-files/data\\_sheets/OP07.pdf](http://www.analog.com/static/imported-files/data_sheets/OP07.pdf)
- Anandanatarajan, R. (2011). *Biomedical Instrumentation and Measurements*. New Delhi: PHI Learning Private Limited.
- Bronzino, J. D. (2000). *The biomedical engineering handbook*. Boca Raton: CRC Press.
- Burr-Brown. (2005). *Texas Instruments*. Retrieved Septiembre 25, 2012, from Ina 128 datasheet: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina128.pdf>
- Cunha, J. P. (2012). *medicinenet.com*. Retrieved Octubre 20, 2012, from [http://www.medicinenet.com/low\\_blood\\_pressure/article.htm](http://www.medicinenet.com/low_blood_pressure/article.htm)
- D. Clifford, G., Azuaje, F., & McSharry, P. (2006). *Advanced Methods And Tools for ECG Data Analysis*. Boston/London: Artech House Publishing.
- Daniels, R. (2004). *Nursing Fundamentals: Caring & Clinical Decision Making*. New York: Delmar Learning.
- Electrocardiografia.es*. (n.d.). Retrieved Septiembre 11, 2012, from [http://www.electrocardiografia.es/ondas\\_ecg.html](http://www.electrocardiografia.es/ondas_ecg.html)
- Feher, J. J. (2012). *Quantitative Human Physiology: An Introduction*. Waltham: Elsevier.
- Freescale Semiconductor. (2005, Mayo). *Freescale Semiconductor*. Retrieved Noviembre 4, 2012, from Digital Blood Pressure Meter: [http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app\\_note/AN1571.pdf](http://cache.freescale.com/files/sensors/doc/app_note/AN1571.pdf)
- Freescale Semiconductor. (2012, Marzo). *Freescale Semiconductor*. Retrieved Noviembre 2, 2012, from MPX5050 datasheet: [http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data\\_sheet/MPX5050.pdf](http://www.freescale.com/files/sensors/doc/data_sheet/MPX5050.pdf)
- Iaizzo, P. A. (2009). *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. Minnesota: Springer.
- K. Hobbie, R., & J. Roth, B. (2007). *Intermediate Physics for Medicine and Biology*. New York: Springer.
- Khandpur, R. S. (2003). *Handbook of Biomedical Instrumentation*. Tata McGraw-Hill Education.

- Kolb, B., & Q. Whishaw, I. (2009). *Neuropsicología Humana*. Madrid: Editorial Médica Panamericana.
- Magee, P., & Tooley, M. (2011). *The Physics, Clinical Measurement and Equipment of Anaesthetic Practice for the FRCA*. New York: Oxford University Press.
- Moisio, M. A. (2010). *Medical Terminology for Insurance and Coding*. New York: Cengage Learning.
- Networks, Roving. (2010). *Sparkfun electronics*. Retrieved Octubre 24, 2012, from RN-42 datasheet: <http://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Bluetooth/rn-42-ds.pdf>
- News Medical. (2012). *News Medical*. Retrieved Octubre 4, 2012, from <http://www.news-medical.net/health/What-is-Heart-Rate.aspx>
- Sherwood, L. (2007). *Human Physiology: From Cells to Systems*. California: CENGAGE Learning.
- Texas Instruments. (2003). *Op Amps for Everyone*. Burlington: Elsevier.
- Texas Instruments. (2005). *Texas Instruments*. Retrieved Septiembre 12, 2012, from LM 258 datasheet: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/lm158-n.pdf>
- Thomas Kugelstadt, Texas Instruments Incorporated. (2005). *Texas Instruments*. Retrieved Septiembre 30, 2012, from <http://www.ti.com/lit/an/slyt226/slyt226.pdf>
- Townsend, N. (2001). *Robotics Research Group, University of Oxford*. Retrieved Octubre 29, 2012, from [http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med\\_elec/notes8.pdf](http://www.robots.ox.ac.uk/~neil/teaching/lectures/med_elec/notes8.pdf)

# Anexos

## Apéndice A: Figuras e ilustraciones

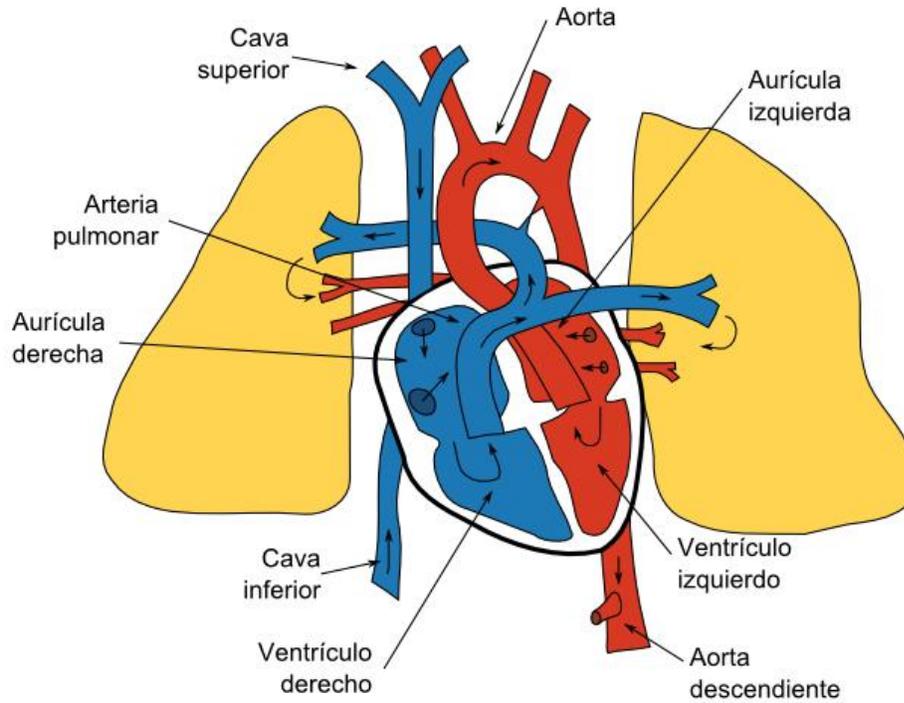


Figura1.1: La estructura del corazón y el camino del flujo sanguíneo.

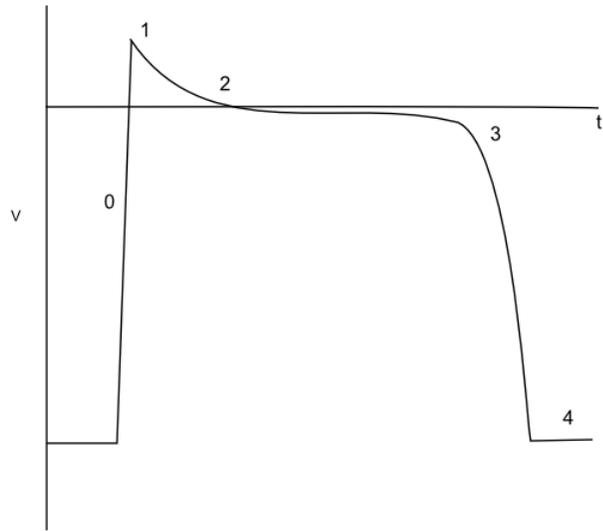


Figura 1.2: Potencial de acción en una célula cardíaca. La pendiente de subida toma alrededor de 1 ms. La despolarización dura entre 200 y 300 ms. El potencial de reposo (en la fase 4) es de alrededor de -90 mV.

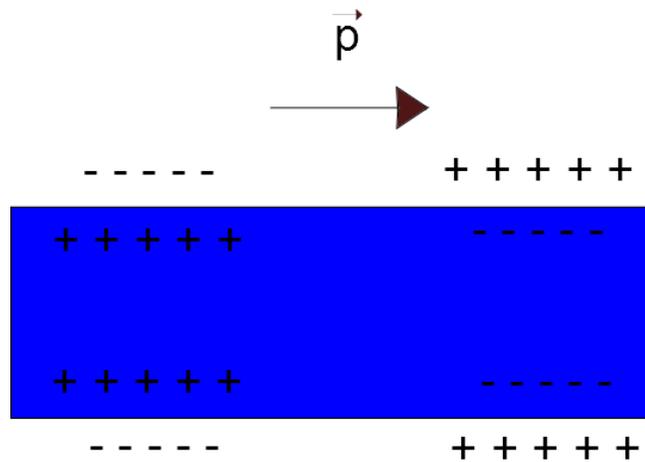


Figura 1.3: El momento dipolar en una porción de musculo polarizado.

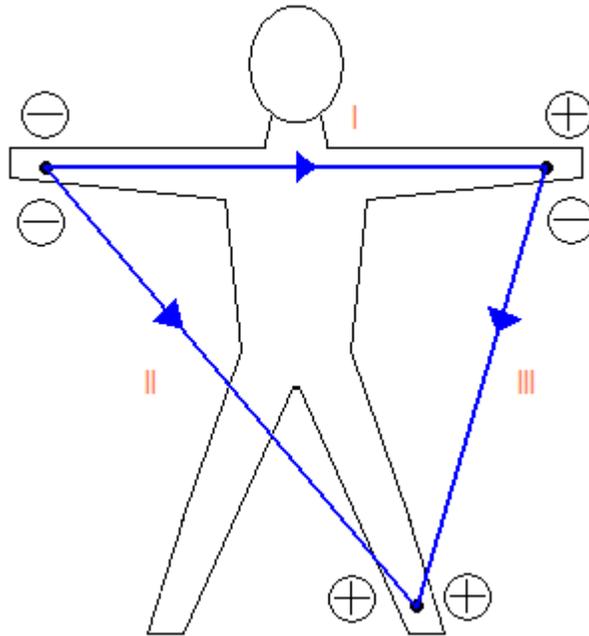
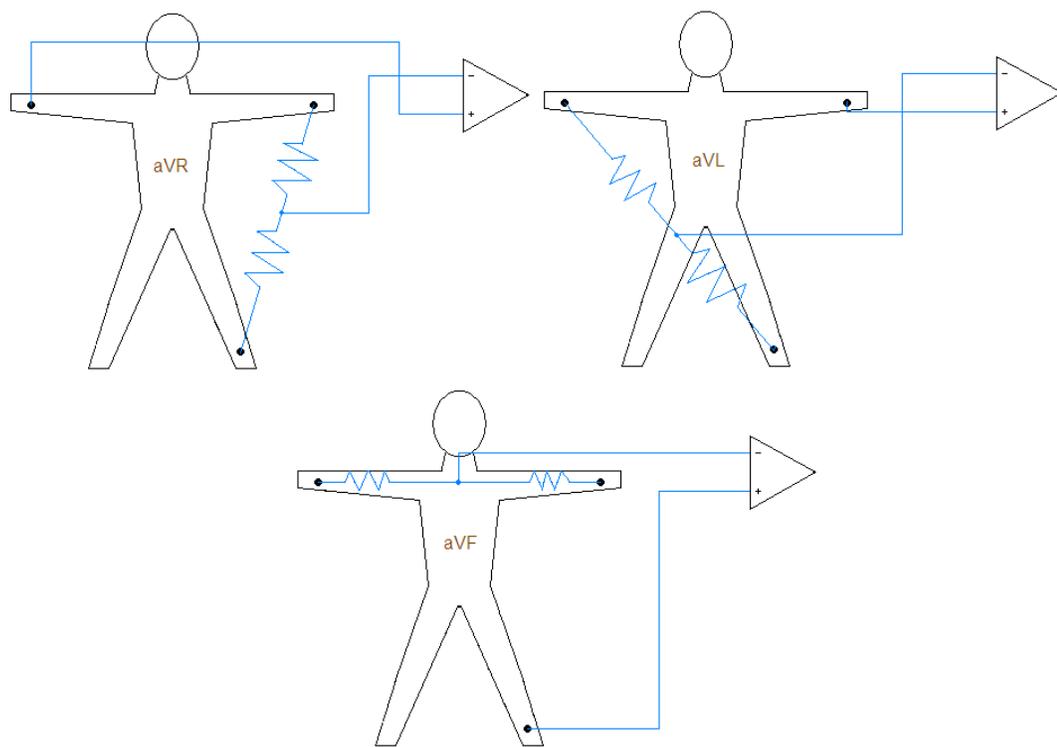
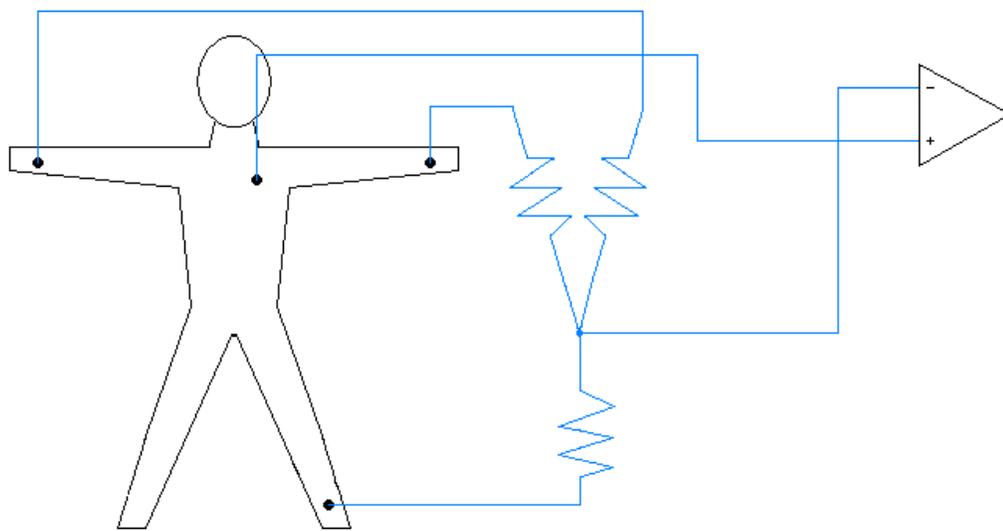


Figura 1.4: Las tres derivaciones bipolares (I, II y III) se establecen mediante la conexión de los electrodos en los brazos y el pie izquierdo.



(a)



(b)

Figura 1.5: (a) Las distintas derivaciones unipolares aumentadas, aVR, aVL y aVF. (b) Conexión para las derivaciones precordiales.

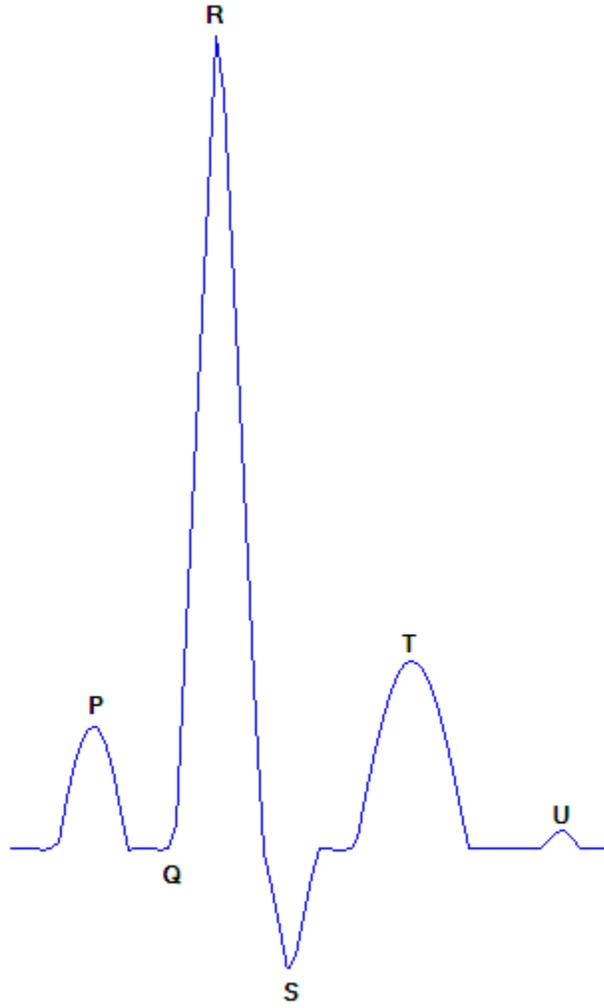
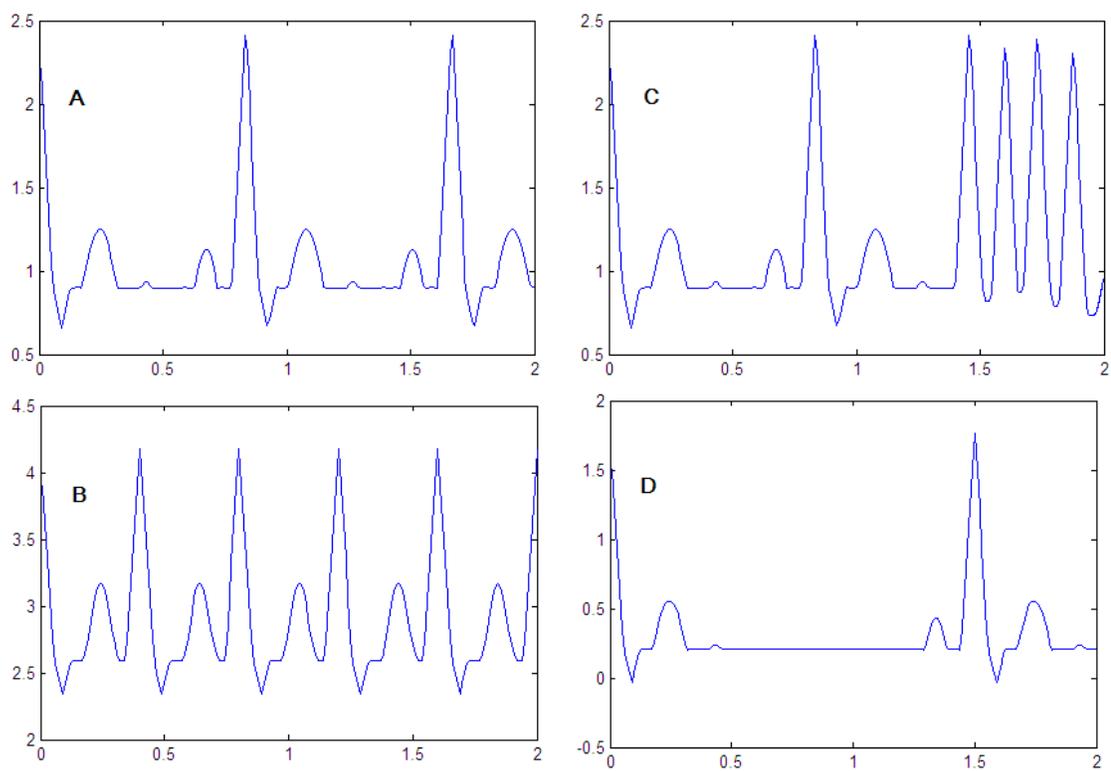


Figura 1.6: Muestra de un trazo de ECG típico tomado en la derivación II (Pierna izquierda-Brazo derecho).



**Figura 1.7:** Algunas condiciones representativas del corazón detectables por medio del electrocardiograma. (A) Señal de ECG normal. (B) Taquicardia. (C) Fibrilación Ventricular. (D) Bradicardia.

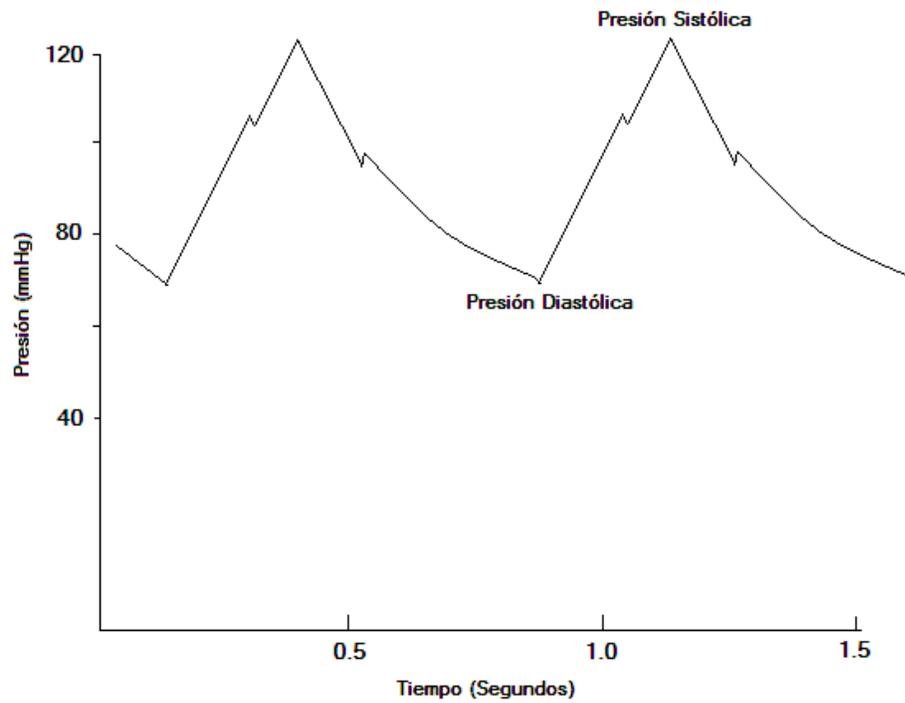


Figura 1.8: El comportamiento que sigue la presión arterial durante el ciclo cardíaco.

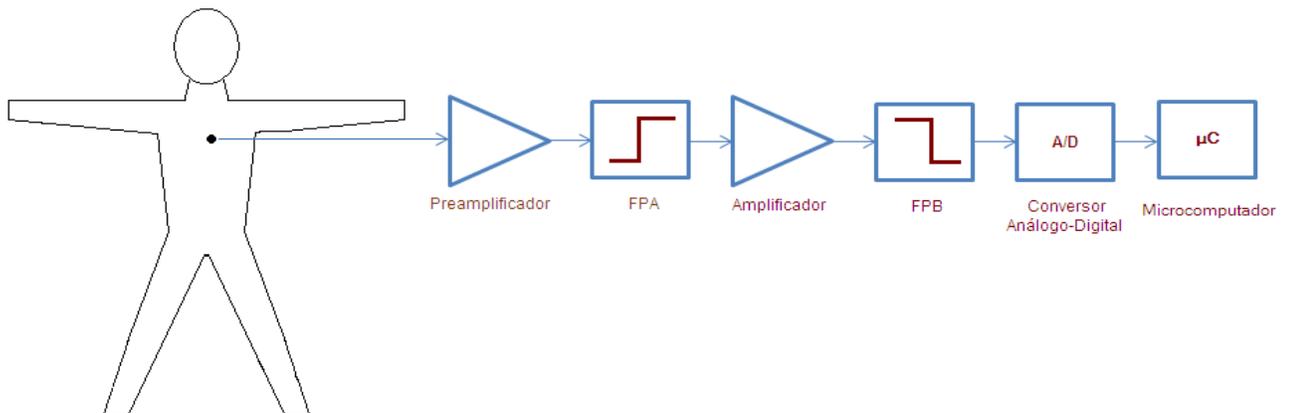


Figura 1.9: Diagrama de bloques de un monitor de ECG típico.

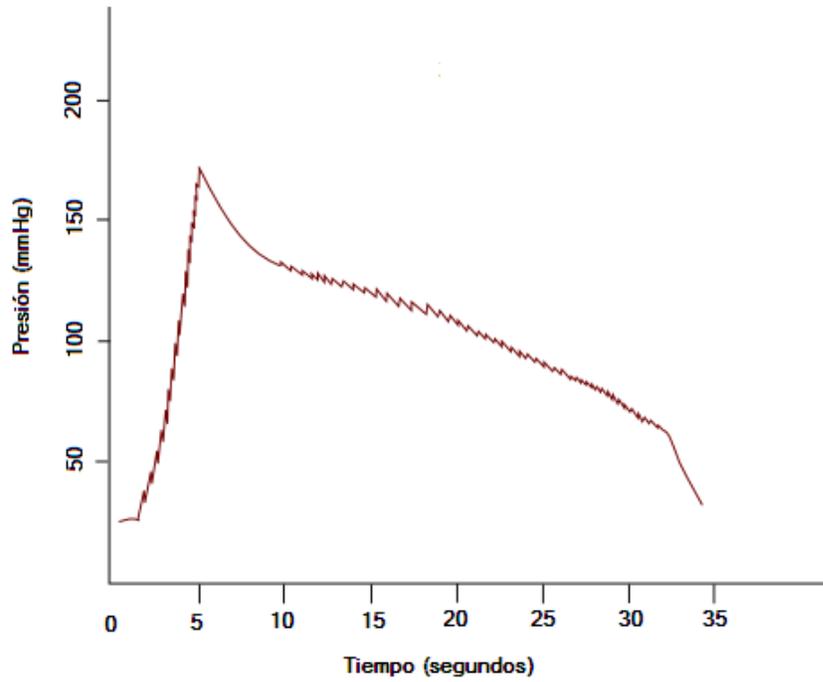


Figura 1.10: Registro de la presión en un brazal, la misma es elevada rápidamente para luego ser reducida lentamente. Obsérvese las oscilaciones en la pendiente de bajada de la presión.

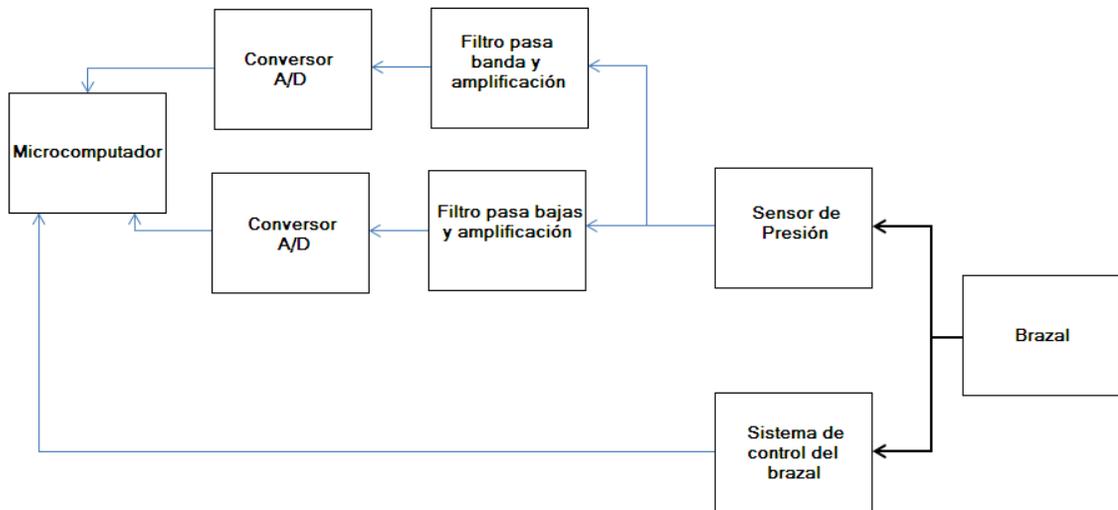


Figura 1.11: Sistema de medición de presión arterial oscilométrico.

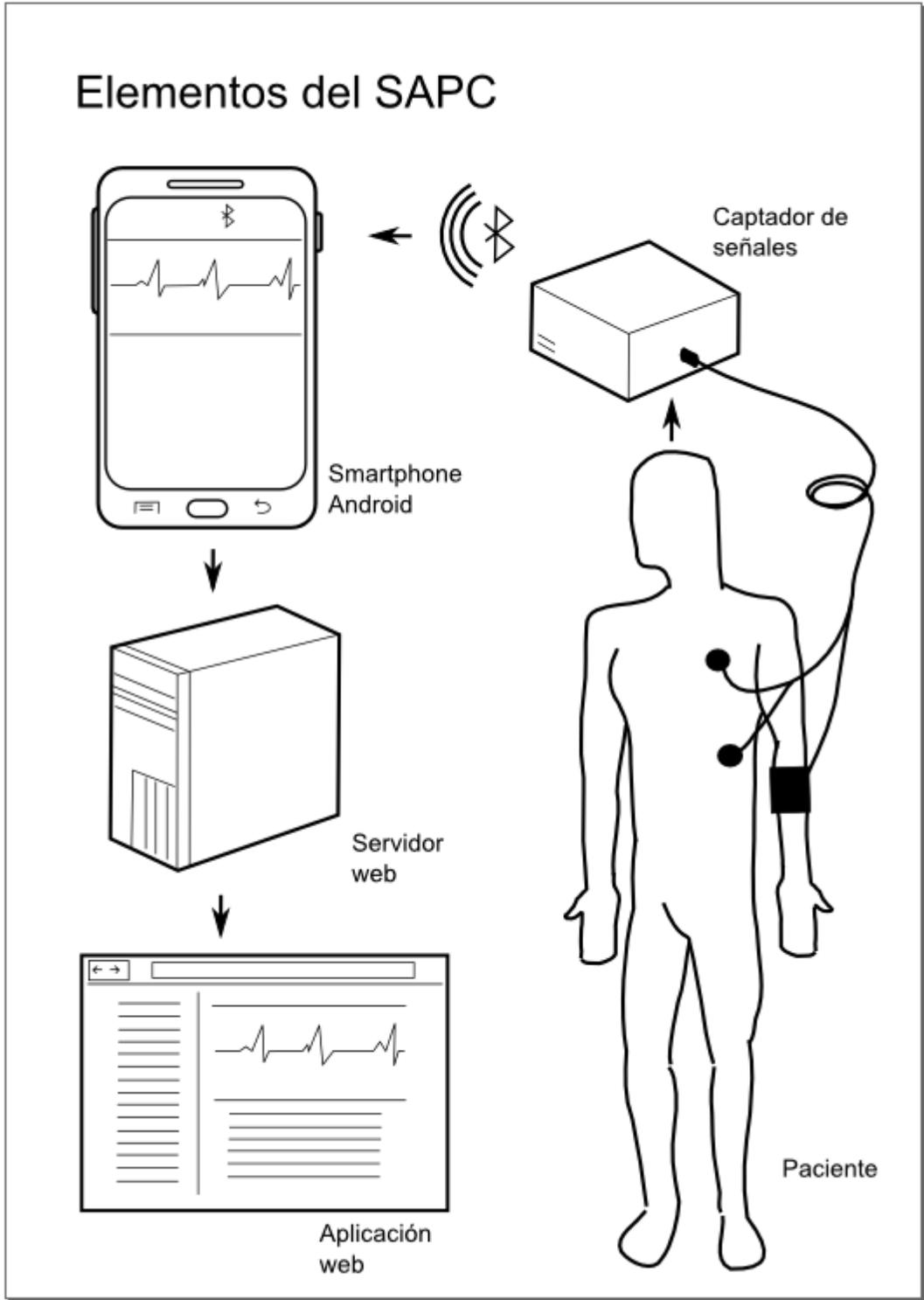


Figura 2.1: Elementos que conforman el Sistema Ambulatorio de Parámetros Cardíacos (SAPC).

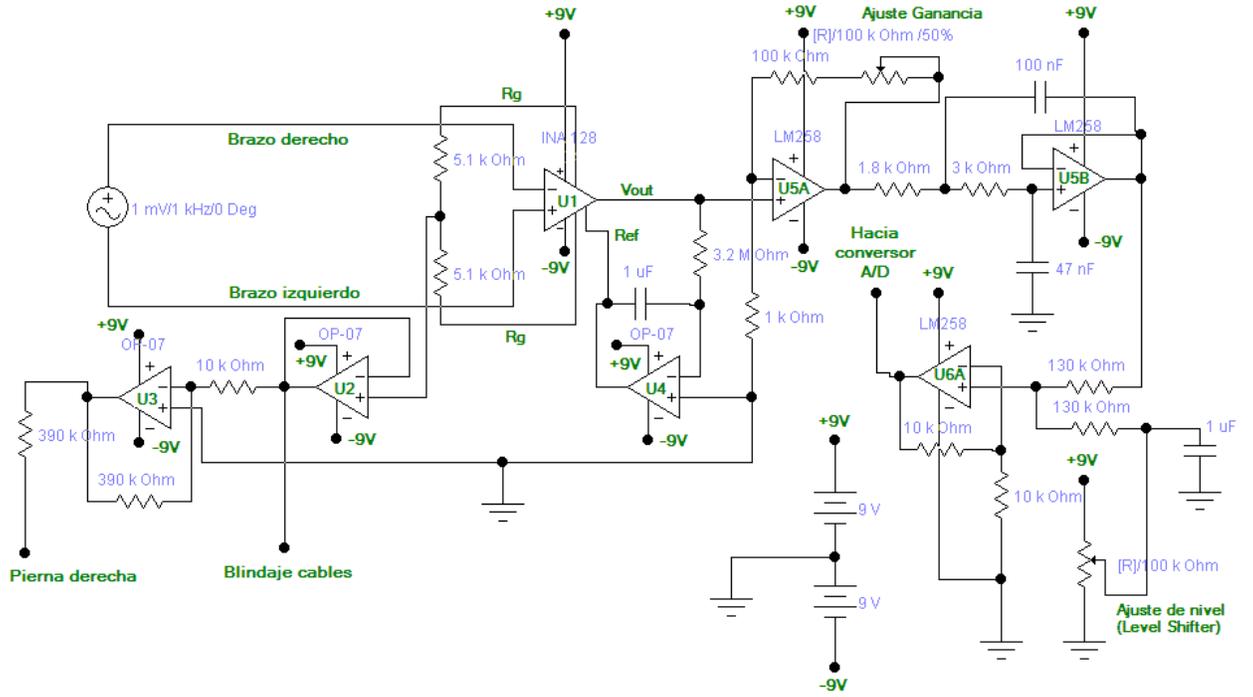


Figura 2.2: Circuito captador de ECG.

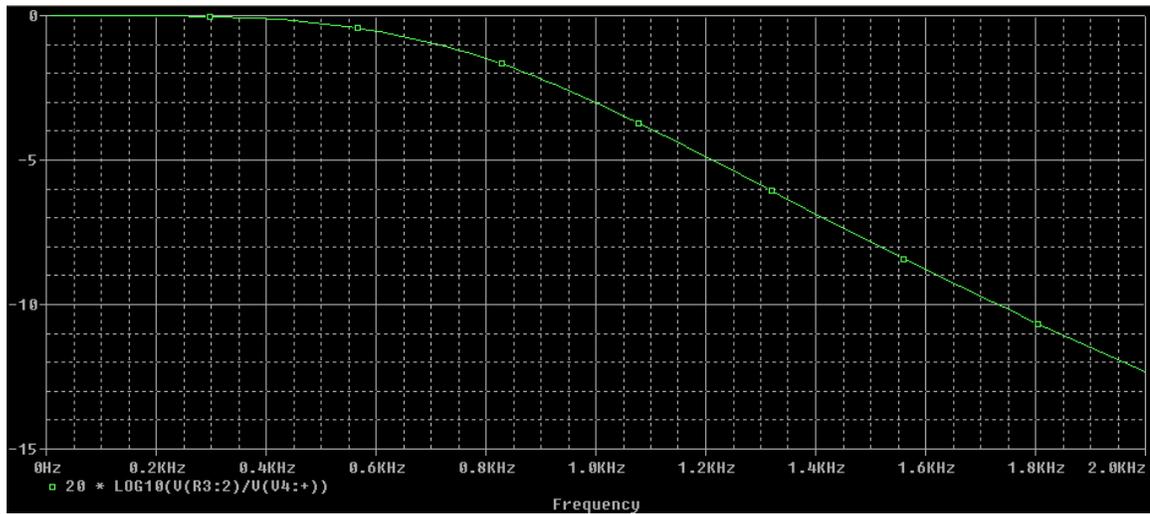


Figura 2.3: Respuesta en frecuencia del filtro Butterworth pasabajas de 1 KHz (Atenuación en decibelios).

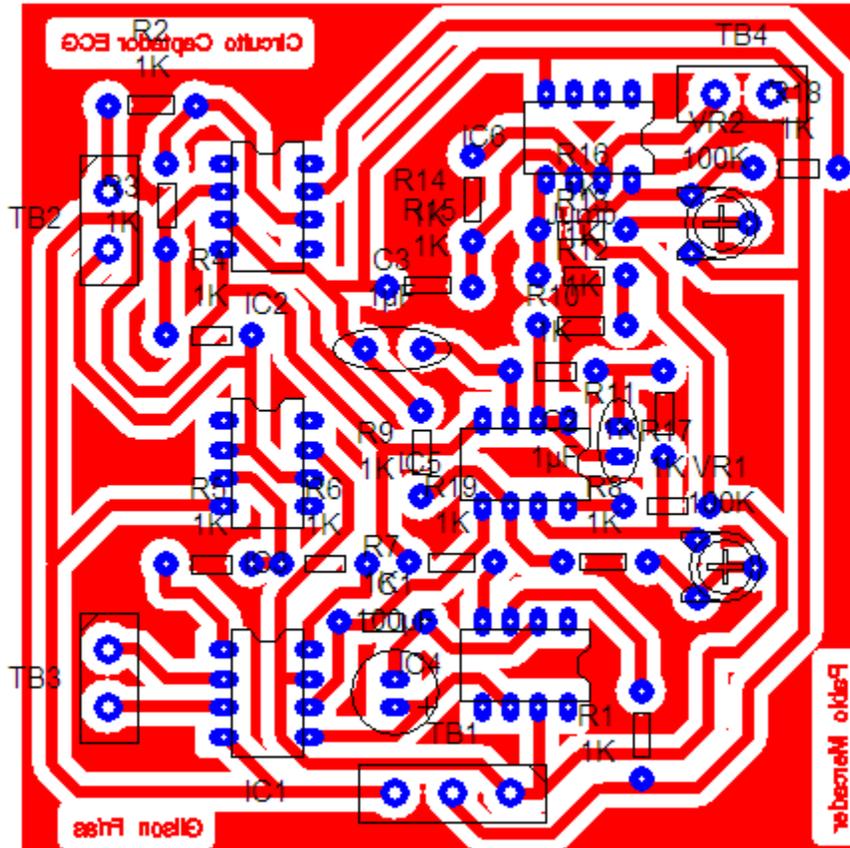


Figura 2.4: Diagrama de circuito impreso del captador de ECG.

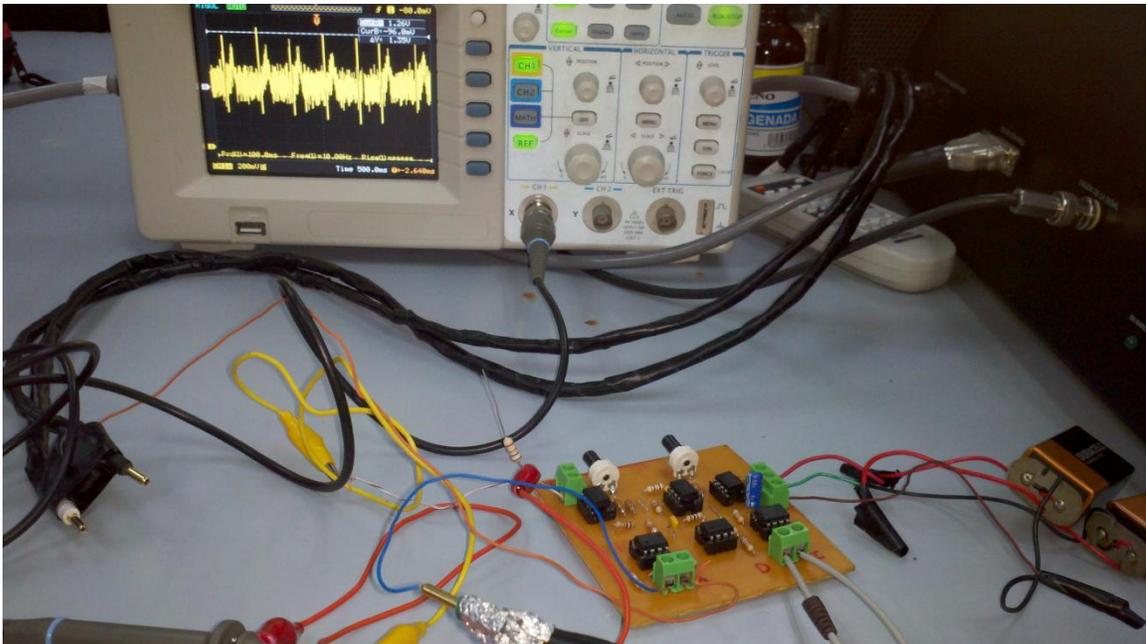
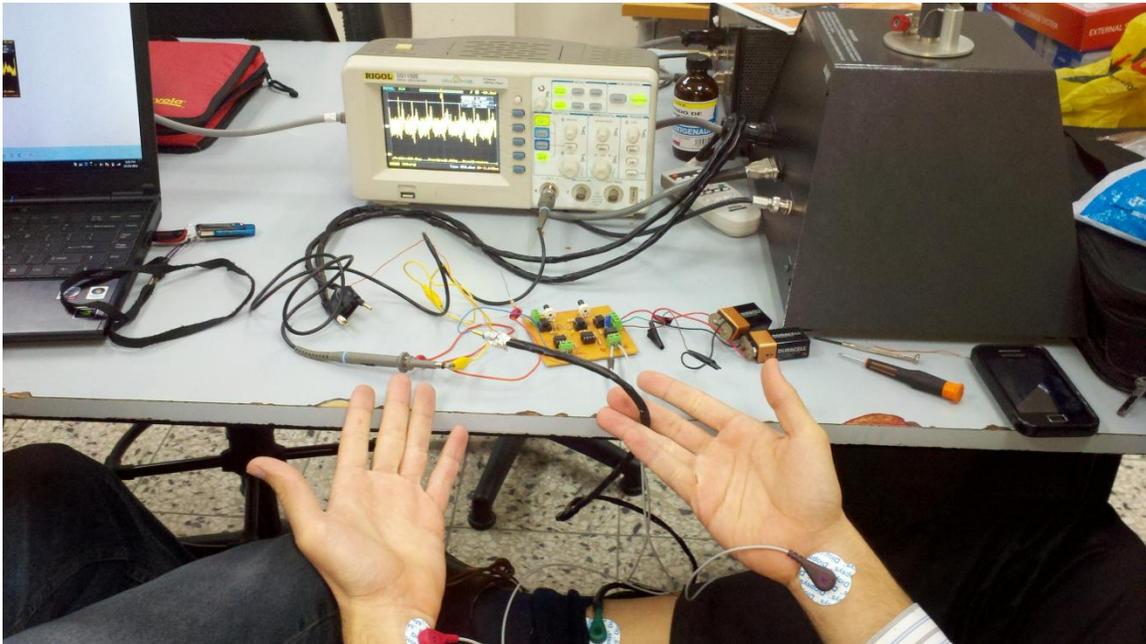


Figura 2.5: El prototipo del captador adquiriendo la señal de ECG que luego es desplegada en el osciloscopio.

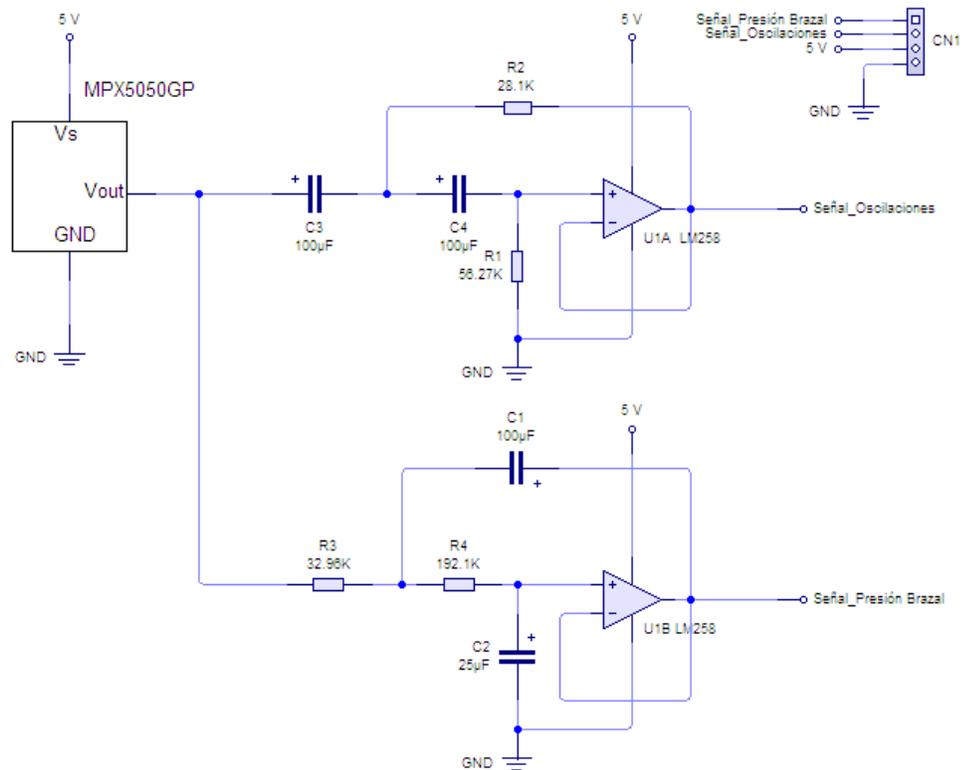


Figura 2.6: Circuito captador de señales de presión arterial. La entrada de presión del transductor MPX5050GP (que no se muestra en la figura) se conecta directamente al brazal ubicado en uno de los brazos del paciente.

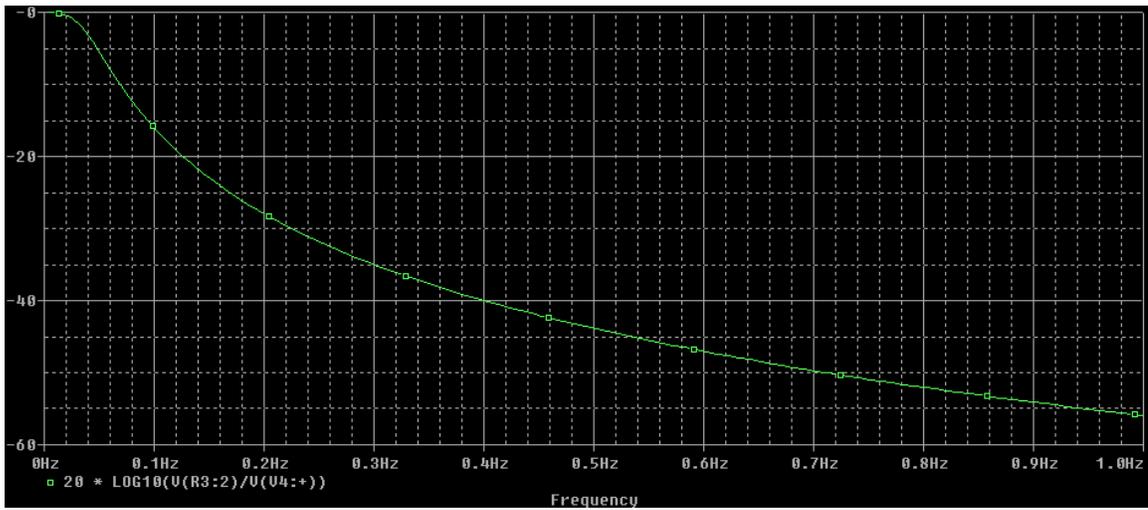
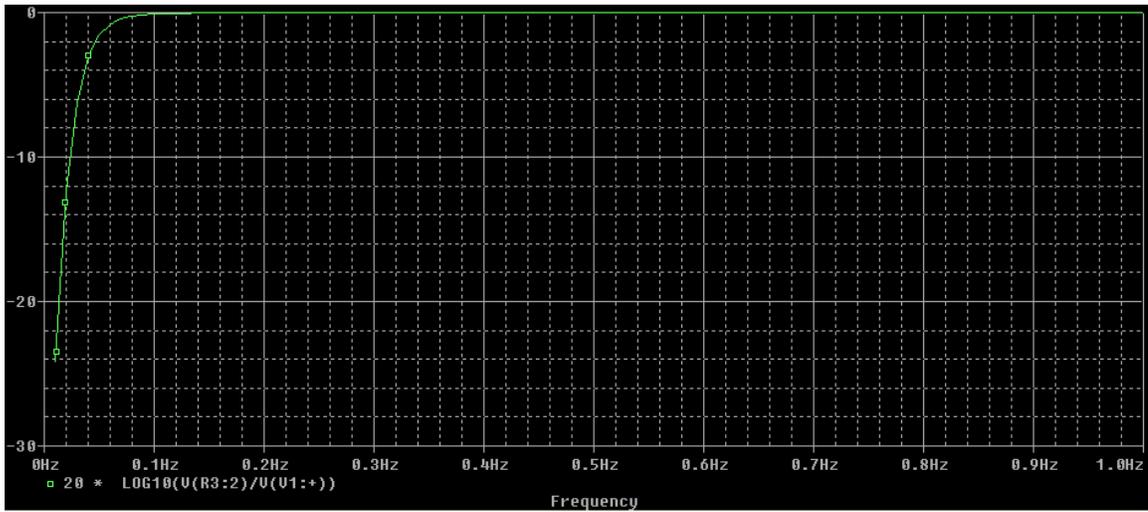
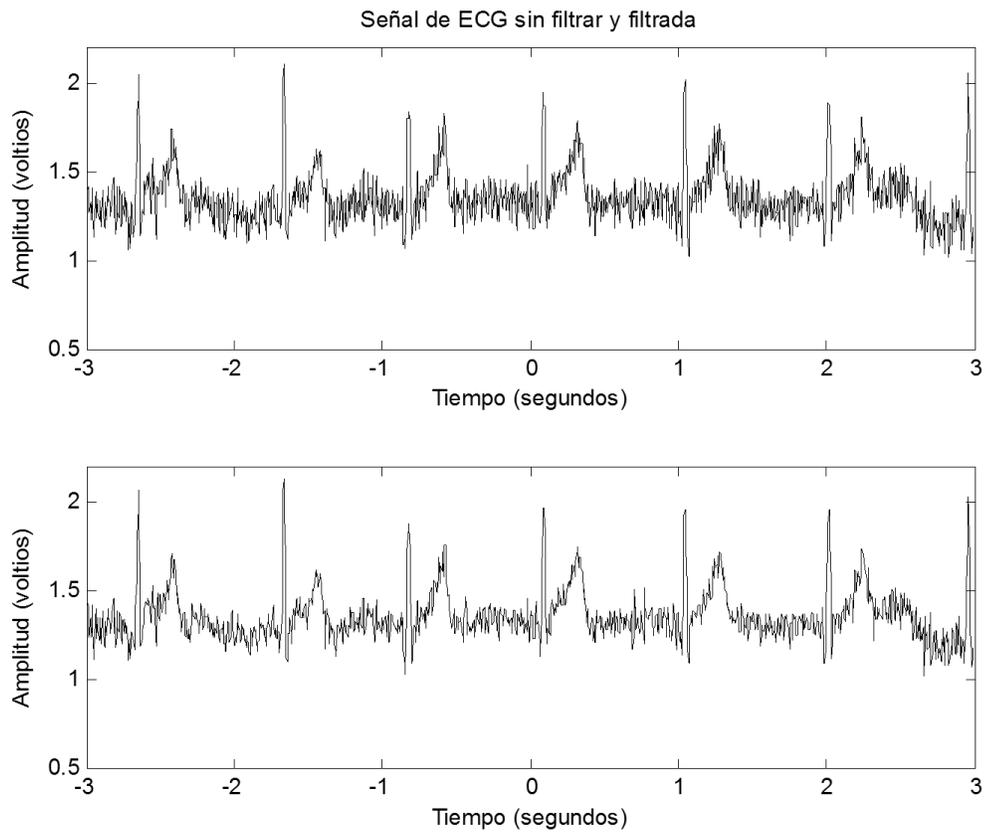


Figura 2.7: Respuesta en frecuencia de los filtros Butterworth pasa altas de 0.04 Hz (Arriba) y pasa bajas de 0.04 Hz (Debajo). (Atenuación en decibelios).



**Figura 2.8:** (Arriba) la señal de ECG capturada en el osciloscopio, sin filtrar. (Debajo) la señal ya filtrada gracias a la implementación del filtro digital.

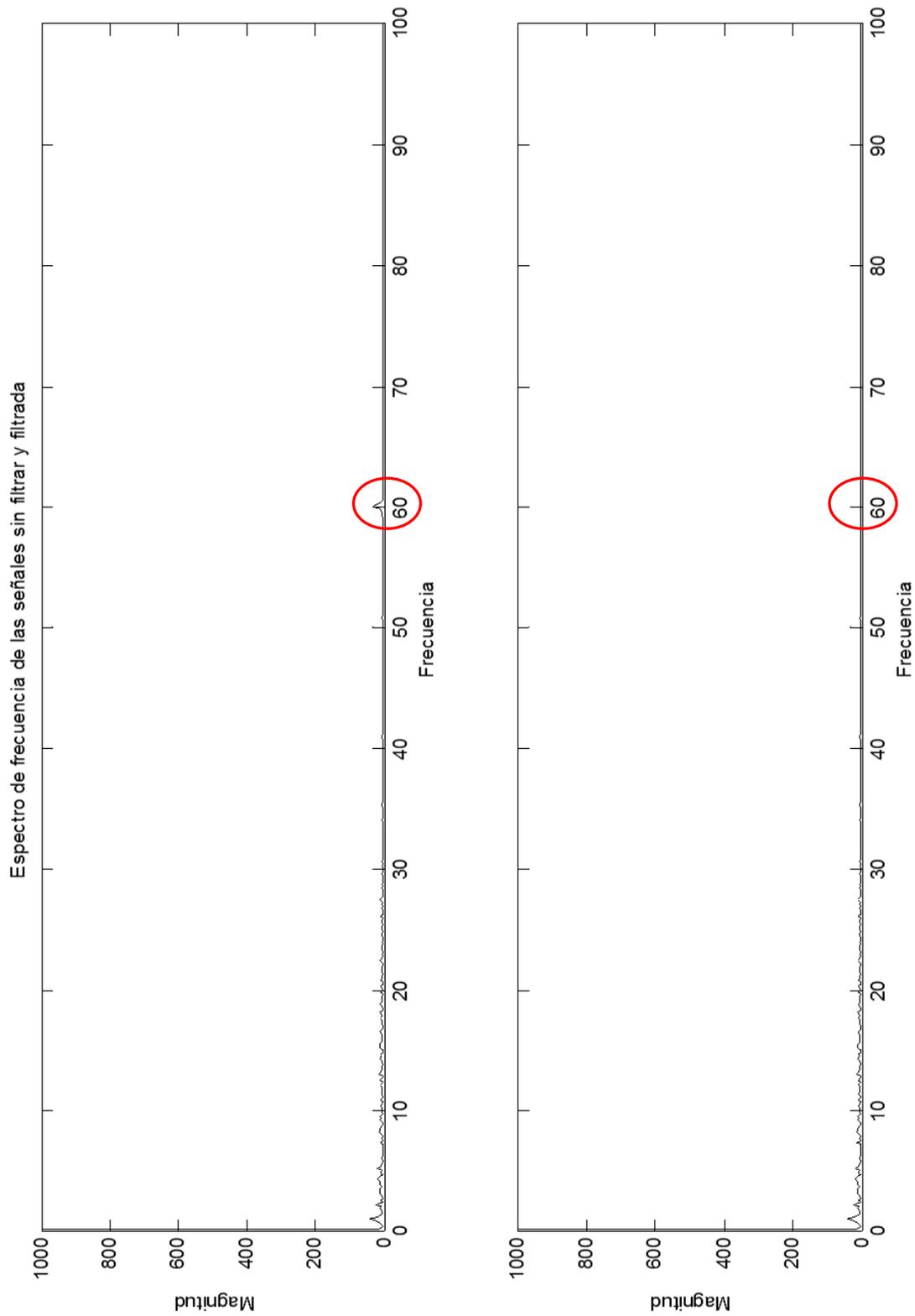


Figura 2.9: (Arriba) el espectro de frecuencias de la señal de ECG sin filtrar. (Debajo) el espectro correspondiente a la señal filtrada. (Nótese la eliminación de la componente de 60 Hz en el espectro inferior).

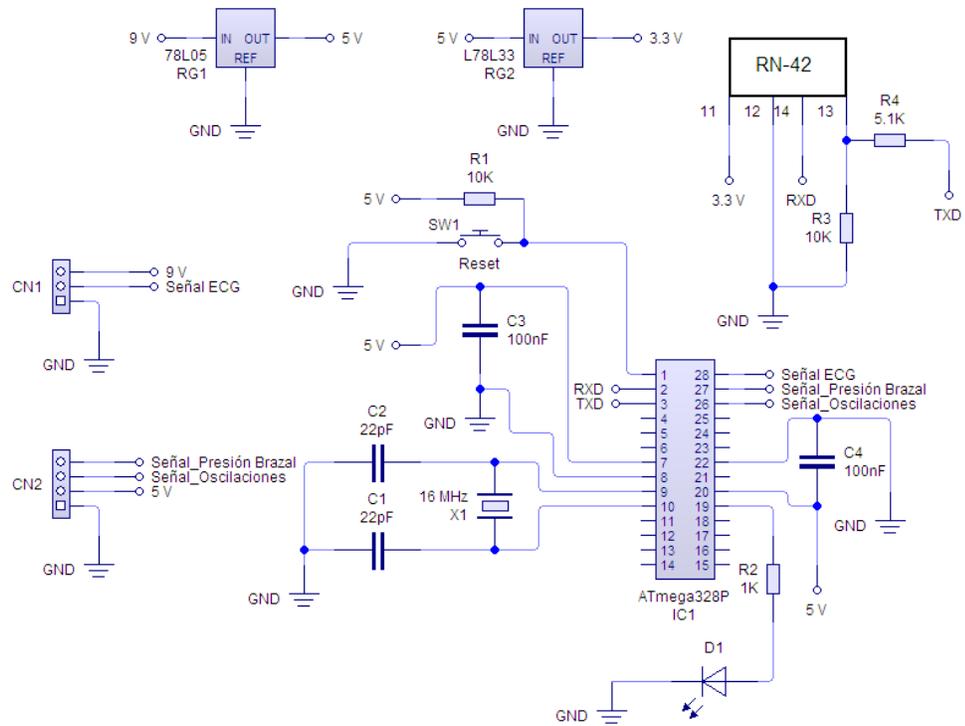


Figura 2.10: El circuito de digitalización y transmisión de las bioseñales. El conector CN1 conecta con el captador de señales de ECG mientras que el conector CN2 permite la conexión con el circuito de captación de señales de presión arterial. Se precisa de la utilización de un divisor de tensión (R3 y R4) para convertir las señales transmitidas por el microcontrolador (5 V) a un nivel adecuado para el modulo bluetooth RN-42 (3.3 V).

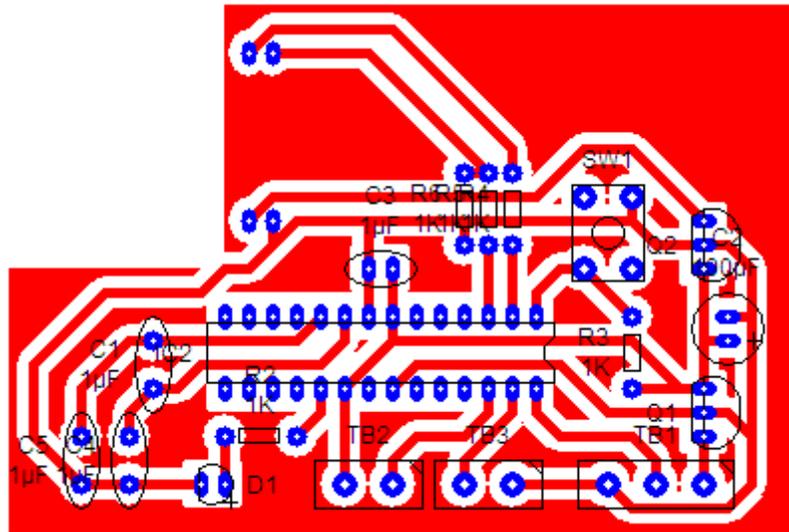


Figura 2.11: Diagrama de circuito impreso del circuito de digitalización y transmisión de las bioseñales. La sección que carece del plano de cobre en el PCB (parte superior izquierda) corresponde a la ubicación del módulo Bluetooth RN-42, la existencia de una superficie metálica debajo del módulo interferiría con el diagrama de radiación del mismo.

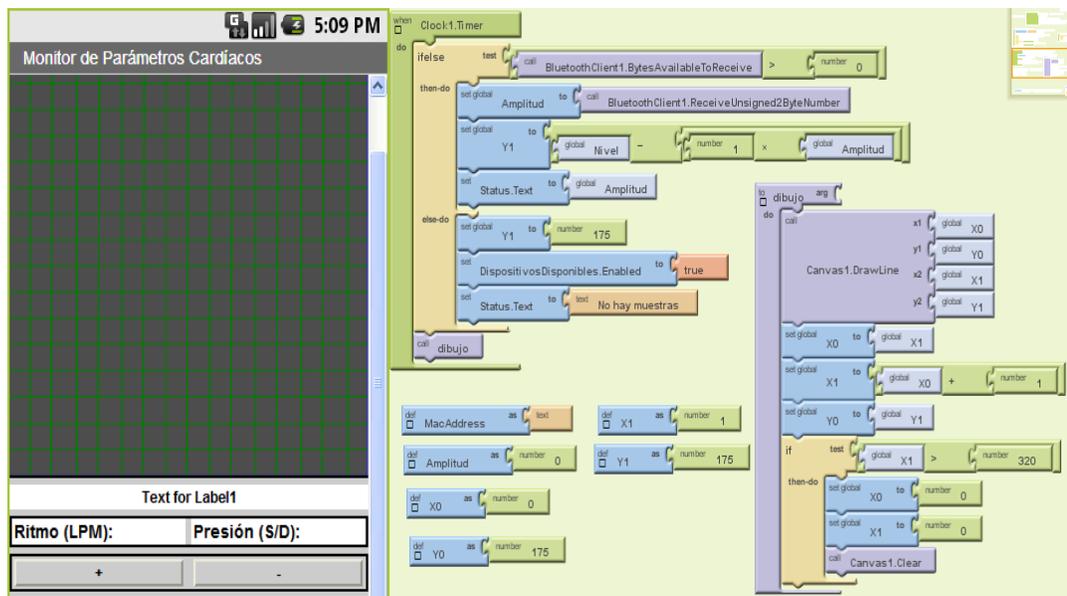


Figura 2.12: (A la izquierda) Captura de pantalla de la aplicación móvil. En el espacio cuadrulado se desplegaría la señal de ECG mientras que la frecuencia cardíaca y las presiones sistólica y diastólica se registrarían en los renglones inferiores. (A la derecha) se muestran algunos de los bloques funcionales que conforman la aplicación.



**Figura 2.13: El prototipo del sistema de monitoreo de parámetros cardiacos registrando la señal de ECG y desplegándola en la aplicación móvil.**

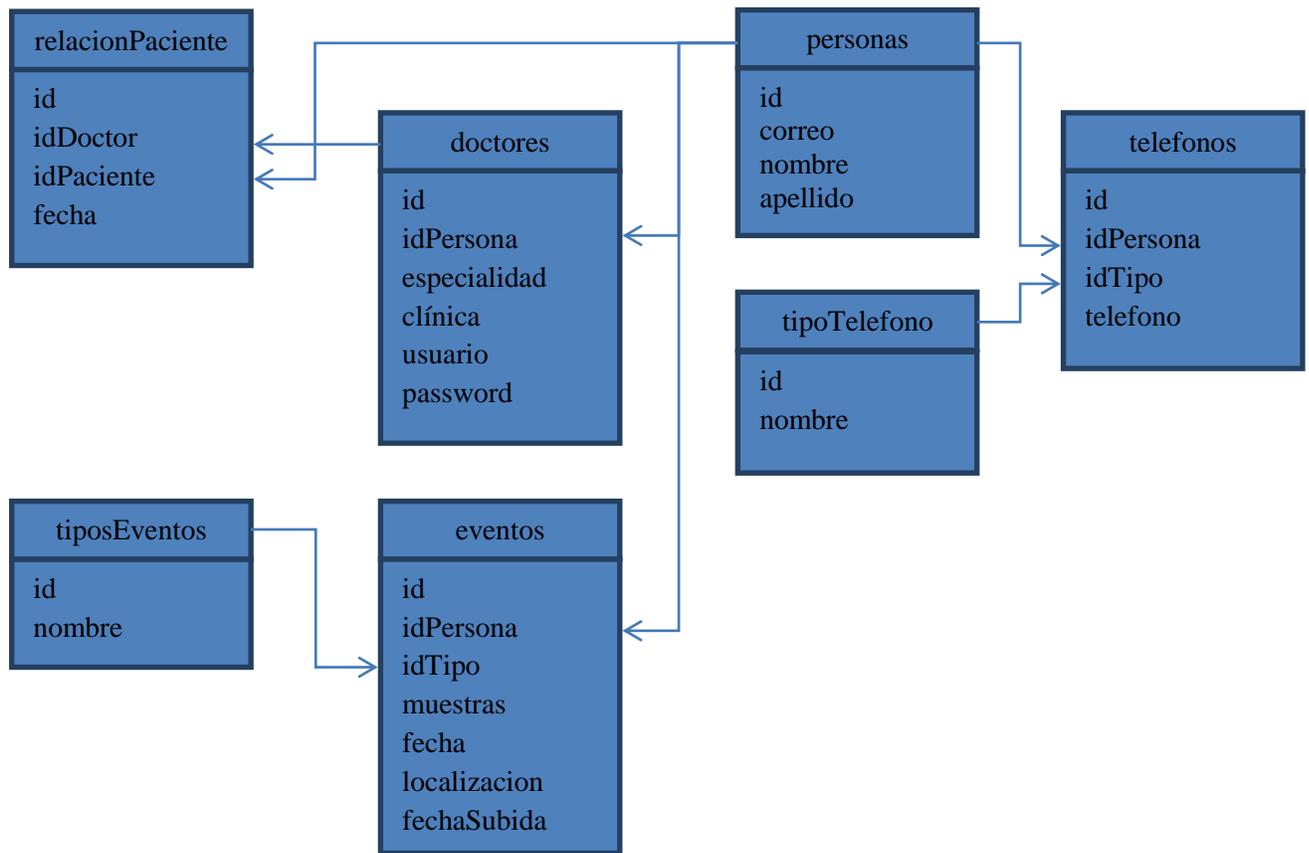


Figura 2.14: Estructura de la base de datos del servicio web

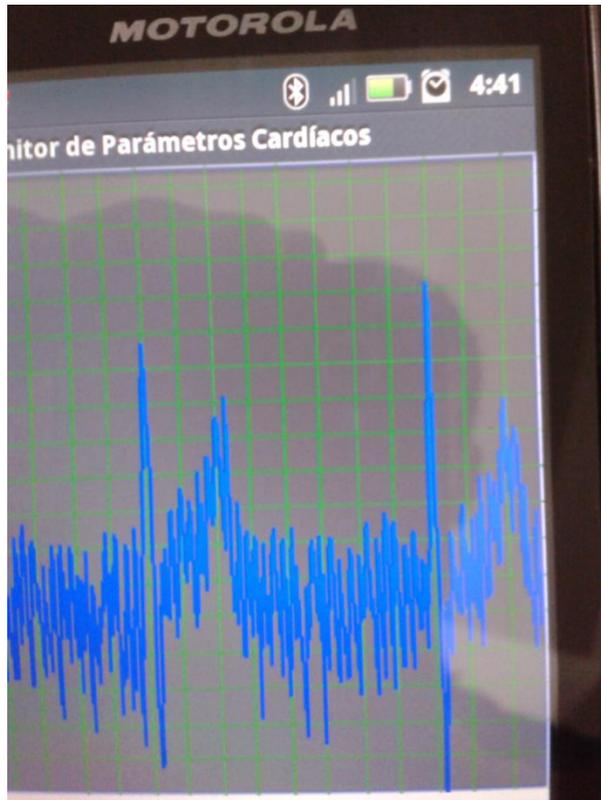


Figura 3.1: (Arriba) trazos de la señal de ECG obtenida por medio del prototipo. (Debajo) Trazos de ECG proporcionados por el desfibrilador LIFEPAK 9.

## *Apéndice B: Tablas*

Tabla 1: Velocidades normales de descarga de potenciales de acción en tejidos autorritmicos del corazón. El nódulo Sino Auricular, al poseer la mayor velocidad de descarga, se desempeña como el marca pasos natural del corazón.

<b>Tejido</b>	<b>Potenciales de acción por minuto</b>
<b>Nódulo SA</b>	70-80
<b>Nódulo AV</b>	40-60
<b>Haz de His y fibras de Purkinje</b>	20-40

## Apéndice C: Códigos de programas

### Programa en Matlab® para el filtrado de la señal de ECG:

```
% Programa para el filtrado de una señal de ECG para la eliminación de
%la componente de ruido de 60 Hz
y = csvread('C:\Documents and Settings\Administrator\My
Documents\MATLAB\muestral-rep-salida.csv', 0, 0);
%Cargando la señal desde un archivo .CSV
voltaje = y(:,2); %Separando las componentes correspondientes al
tiempo = y(:,1); % tiempo y el voltaje en dos vectores distintos
dec_voltaje = decimate(voltaje,870); %Reduciendo la frecuencia de
%muestrado de la señal de 174.8 KHz a 200 Hz
dec_tiempo = decimate(tiempo,870); % 174000/200 = 870
fs=200;
Ts=1/fs;
longitud_tiempo = length(dec_tiempo);
FRB = zeros(longitud_tiempo,1); %Vector Filtro Rechaza Banda
x= dec_voltaje; %Función de entrada del filtro
for n = 1:1:longitud_tiempo
if (n-7) <= 0
    c = 1;
    cc = 0;
else
    c = (n-7);
    cc = 1;
end
if (n-6) <= 0
    d = 1;
dd = 0;
else
    d = (n-6);
dd = 1;
end
if (n-5) <= 0
    e = 1;
ee = 0;
else
    e = (n-5);
ee = 1;
end
if (n-4) <= 0
    f = 1;
ff = 0;
else
    f = (n-4);
ff = 1;
end
if (n-3) <= 0
    g = 1;
gg = 0;
else
    g = (n-3);
```

```

gg = 1;
end
if (n-2) <= 0
    h = 1;
hh = 0;
else
    h = (n-2);
hh = 1;
end
if (n-1) <= 0
    k = 1;
kk = 0;
else
    k = (n-1);
kk = 1;
end
%Efectuando el proceso de convolución de la señal con el filtro
FRB(n) = 0.9738*x(n) + (0.6018*x(k)*kk) + (0.9738*x(h)*hh) - FRB(n) -
(0.6018*FRB(k)*kk) - (0.9475*FRB(h)*hh);
end
Y=FRB;
N=length(x);
tmax=(N-1)*Ts;
f = -fs/2:fs/(N-1):fs/2; %Conformando vector de frecuencia
s=fftshift(fft(x)); %Buscando la transformada de Fourier de las
z=fftshift(fft(Y)); %señales
figure(1)
subplot (2,1,1) %Graficando las señales y el espectro de
plot(dec_tiempo,dec_voltaje); %frecuencia de las mismas
axis([-3 3 0.5 2.2])
xlabel('Tiempo (segundos)');
ylabel('Amplitud (voltios)');
title('Señal de ECG sin filtrar y filtrada');
subplot (2,1,2)
plot(dec_tiempo,Y);
axis([-3 3 0.5 2.2])
xlabel('Tiempo (segundos)');
ylabel('Amplitud (voltios)');
figure(2)
subplot (2,1,1)
plot(f,abs(s))
xlabel('Frecuencia');
ylabel('Magnitud');
title('Espectro de frecuencia de las señales sin filtrar y filtrada');
subplot (2,1,2)
plot(f,abs(z))
xlabel('Frecuencia');
ylabel('Magnitud');

```

## **Programa en Arduino.**

```
unsignedint out = 0;

unsignedint t0 = 0;

unsignedint t =0;

void setup()

{

Serial.begin(115200);

}

void loop()

{

t0 = millis();

out = analogRead (5);

t = millis();

t = 5 - (t-t0);

delay(t);

Serial.write(lowByte(out));

Serial.write(highByte(out));

}
```

## Glosario

**Aplicación Web:** Una aplicación web es una aplicación, o sea un programa de computadora para un usuario, que se comunica con el usuario a través de un Web Browser, su interface es una página web en la que el usuario obtiene e ingresa información de algún tipo.

**Bluetooth:** Ese el estándar global para conexiones inalámbricas de corto rango entre dispositivos electrónicos. La tecnología continua evolucionando, construyendo sobre sus fortalezas inherentes, radios pequeñas, poca potencia, bajo costo, seguridad implícita, robustez, facilidad de uso, y la habilidad de creación de redes ad-hoc.

**Distal:** Situado en una parte alejada de la parte central del cuerpo.

**Hipoxia:** En Medicina, la hipoxia es un estado en la cual el cuerpo completo (hipoxia generalizada), o una región del cuerpo (hipoxia de tejido), se ven privado del suministro adecuado de oxígeno.

**Pletismografía:** es un método basado en la medición de cambios de presión y volumen que se utiliza para medir parámetros orientados al diagnóstico de enfermedades pulmonares o cardiovasculares.

**Pretermino:** El nacimiento pretermino o prematuro es definido médicamente como el parto ocurrido antes de 37 semanas de gestación, en oposición a la mayoría de los embarazos que duran más de 37 semanas, contadas desde el primer día de la última menstruación. El nacimiento prematuro ocurre entre 6-12% de los nacimientos en la mayoría de los países.

**RFCOMM:** es un protocolo de transporte simple que provee emulación de puertos seriales RS232 sobre el protocolo L2CAP. El protocolo está basado en el estandar ETSI TS 07.10 Solo un subset del TS 07.10 es usado y una extensión específica del RFCOMM es agregada, en la forma de un crédito mandatorio basado en el control de flujo.

El protocolo RFCOMM soporta hasta 60 conexiones simultáneas entre dos dispositivos bluetooth. El número de conexiones que pueden usarse simultáneamente en un dispositivo bluetooth en realidad es específico de la implementación.

**Servicio Web:** Un servicio web es una aplicación web que no interactúa con usuarios humanos si no con otros programas. Los servicios web existen para ofrecer servicios de información de forma global a través de la web.