

# Diseño de un sistema de monitoreo cardíaco\*

Digitalización de ECG y diseño de sistemas de detección de sonidos cardíacos.

García, Alan y Ruiz, Pablo.

IMD

ITESM

Ciudad de México

[A01214651@itesm.mx](mailto:A01214651@itesm.mx) [A01335986@itesm.mx](mailto:A01335986@itesm.mx)

**Abstracto**—Por la importancia de su análisis y monitoreo continuo, se decidió realizar el diseño de un sistema electrónico capaz de monitorear tres señales fisiológicas relacionadas con el funcionamiento del corazón. En este trabajo se incluye el objetivo general del sistema discutido y la descripción del dispositivo en base a un diagrama de bloques. En particular, el documento resalta las características de funcionamiento del bloque de adquisición de señales de electrocardiografía y auscultación y se realiza una crítica más profunda a esta sección.

**Palabras clave**—Arduino, electrocardiograma, presión arterial no invasiva, sonidos cardíacos.

## I. INTRODUCCIÓN.

El corazón es el principal órgano dentro del sistema circulatorio. Es un músculo hueco y piramidal situado en la cavidad torácica y cuyo tamaño es un poco mayor que el puño de un sujeto. No obstante, su estado fisiológico es una variable crítica para la salud del paciente y por tal motivo la evaluación de sus características y funcionamiento es de amplio interés en el ámbito médico. Particularmente, un análisis básico del estado del corazón de un sujeto implica revisar la actividad eléctrica de éste a través de un electrocardiograma, detectar la aparición de sus ruidos y cuantificar la presión que genera su bombeo en el sistema circulatorio.

En este documento se describe el diseño de un sistema de monitoreo básico del corazón que integra estas tres señales fisiológicas dentro de un conjunto de tres bloques dedicados a adquirir y acondicionar adecuadamente a éstas. Este sistema electrónico se puede describir de forma general con el siguiente diagrama de bloques.

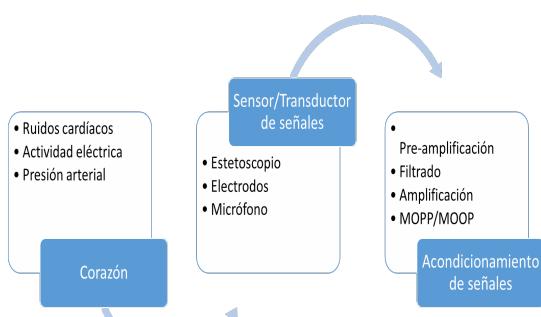


Fig. 1. Diagrama a bloques de sistema a diseñar

## II. MARCO TEÓRICO

### A. Generación de biopotenciales.

Como los líquidos corporales son buenos conductores, las fluctuaciones en el potencial que representan la suma algebraica de los potenciales de acción de las fibras miocárdicas pueden registrarse fuera de las células. Es decir, el cuerpo actúa como un conductor de volumen con cargas libres [1], y con tal consideración el corazón puede representarse como un dipolo eléctrico sumergido en este volumen, con un momento  $M$  variable de acuerdo la trayectoria de la señal de potencial de acción cardiaca y cuyas variaciones de potencial eléctrico se pueden representar con círculos concéntricos que simbolizan distintas superficies equipotenciales (Fig. 2).

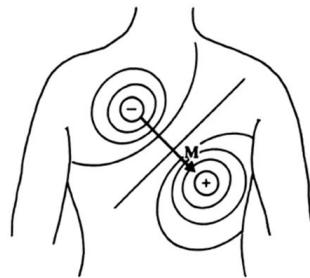


Fig. 2. Esquema del dipolo eléctrico generado por potenciales de acción del corazón.

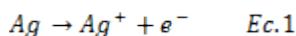
Debido a que el desplazamiento de la señal de potencial de acción en el corazón tiene magnitud y una dirección en tres dimensiones particular en un instante de tiempo, ésta puede considerarse como un vector, es decir, el momento de dipolo eléctrico. Por lo tanto, la medición de su potencial eléctrico asociado debe considerar la ubicación de los puntos utilizados y la dependencia temporal de las señales.

### B. Electrodo y detección de biopotenciales

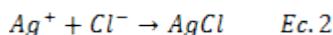
Para obtener las señales de potencial eléctrico se requiere de un transductor capaz de convertir los potenciales iónicos generados dentro del cuerpo en potenciales electrónicos que puedan registrarse con instrumental electrónico. Tal transductor es un electrodo o un par de éste, que es un conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con alguna parte no metálica de un circuito como un semiconductor, un electrolito o el vacío.

Los electrodos pueden clasificarse como polarizables, con un comportamiento capacitivo, o no polarizables, con un comportamiento resistivo.

Un electrodo utilizado para detectar biopotenciales se compone de un metal (usualmente plata) y una sal del metal (usualmente cloruro de plata). Además, el electrodo se utiliza con una pasta iónica o gel enriquecido en cloruro que se aplica entre el electrodo y la piel. La combinación del gel y del metal del electrodo genera una reacción electrolítica en la que algo de la plata se disuelve en la solución produciendo iones Ag<sup>+</sup>:



A pesar de que se liberan electrones, el flujo neto de corriente en la interfaz electrodo-piel es de cero porque los cloruros Cl<sup>-</sup> se adhieren a los cationes desprendidos.



El equilibrio iónico ocurre cuando el campo eléctrico generado por los iones Ag<sup>+</sup> disueltos es balanceado por las fuerzas del gradiente de concentración que genera el cloruro de plata AgCl. En este punto, hay una capa monomolecular de iones Ag<sup>+</sup> en la superficie del electrodo y una correspondiente capa de iones Cl<sup>-</sup> adyacente a esa. Esta combinación se llama electrodo de doble capa y genera una caída de potencial E respecto al electrolito y denominada potencial de celda media (0.8 V para un electrodo de Ag-AgCl).

El electrodo de doble capa, cada una separada por un dieléctrico, representa el comportamiento de un capacitor; sin embargo, el electrodo de Ag-AgCl se comporta la mayoría de las veces como un electrodo no polarizable simulando el comportamiento de un resistor. Por lo tanto, un primer modelo para la interfaz electrodo-electrolito es el mostrado en la siguiente imagen.

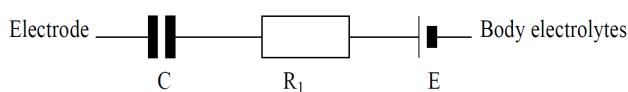


Fig. 3. Modelo R-C para la interfaz electrodo-electrolito.

El modelo anterior necesita ser modificado para que considere el hecho de que la impedancia no incrementa al infinito conforme la frecuencia tiende a cero. Esto se soluciona con la adición de una resistencia en paralelo al capacitor, como se muestra a continuación.

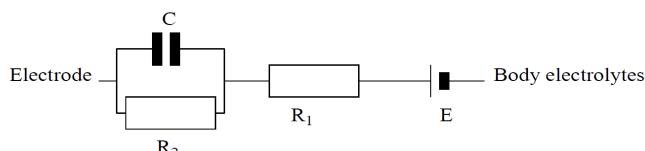


Fig. 4. Circuito equivalente de la interfaz Ag-AgCl.

La medición de biopotenciales con un electrodo puede presentar algunos inconvenientes; por ejemplo, si el electrodo

se mueve respecto al electrolito la distribución de carga en la interfaz se modifica y el potencial de media celda cambia. Cuando se utilizan dos electrodos y la redistribución ocurre en sólo uno de éstos, esto puede ocasionar distorsión del potencial original. Además, los valores de impedancia y capacitancia no son constante y pueden variar de acuerdo al área del electrodo, las condiciones de la piel, la densidad de corriente y el tipo de electrodo utilizado.

No obstante, y como se mencionó en la sección anterior, la consideración más importante en la medición del potencial eléctrico asociado a la actividad eléctrica del corazón es la ubicación de los puntos utilizados y la dependencia temporal de las señales.

### C. Derivaciones electrocardiográficas: triángulo de Einthoven y terminal central de Wilson.

La medición de biopotenciales se puede realizar con un electrodo para el registro monopolar, o con dos electrodos denominados activo o explorador e indiferente para el registro bipolar.

En el caso del registro bipolar los electrodos miden una diferencia de potencial particular entre las superficies equipotenciales donde fueron colocados (considerando el modelo del corazón como dipolo eléctrico).

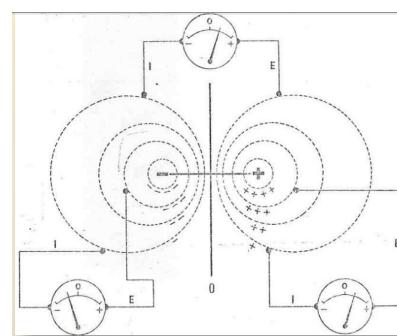


Fig. 5. Registro bipolar de potencial eléctrico

En el caso del registro monopolar, el electrodo activo mide la diferencia de potencial entre una superficie equipotencial y el eje perpendicular del momento del dipolo, punto en el cual el potencial es 0.

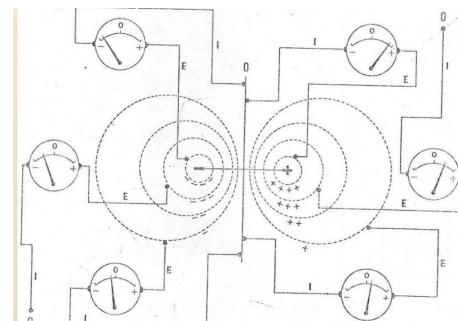


Fig. 6. Registro monopolar de potencial eléctrico

En un conductor de volumen como el cuerpo humano, aislar con precisión una superficie equipotencial o el eje perpendicular al momento del dipolo formado por el corazón

no es sencillo de encontrar y cualquier tipo de registro es difícil de obtener. Sin embargo, a inicio del siglo XX el físico Willem Einthoven desarrolló la idea de que en un conductor de volumen la suma de los potenciales en los puntos de un triángulo equilátero con una fuente de corriente en el centro es cero en todo momento. Él consideró que era posible obtener un triángulo con el corazón en el centro si se consideran como puntas de ése a las extremidades superiores y el miembro inferior izquierdo, creando el concepto de triángulo de Einthoven y el modelo de las derivaciones estándar de las extremidades.

En el modelo de las derivaciones estándar de las extremidades se utilizan tres electrodos que son colocados en las dos extremidades superiores y en el miembro inferior izquierdo y registran las diferencias de potencial entre dos extremidades a partir de tres derivaciones, como se aprecia en la siguiente imagen.

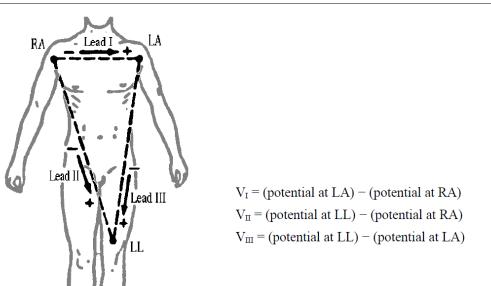


Fig. 7. Modelo de las derivaciones estándar de las extremidades.

En la derivación I se registra la diferencia de potencial entre el brazo izquierdo (LA o *Left Arm*) y el brazo derecho (RA o *Right Arm*). En este caso, el potencial de LA se considera como positivo y el de RA como negativo. En la derivación II se registra la diferencia de potencial entre el pie izquierdo (LL o *Left Leg*) y el brazo derecho RA. En este caso, el potencial de LL se considera como positivo y el de RA como negativo. En la derivación III se mide la diferencia de potencial entre el pie izquierdo LL y el brazo izquierdo LA. En este caso, el potencial de LL se considera como positivo y el de LA se considera como negativo.

Como la corriente fluye sin problemas en los líquidos corporales, los electrodos se pueden ubicar en cualquier punto del miembro o extremidad y el potencial medido ahí será el mismo que si estuvieran en los puntos de inserción de las extremidades como lo indica el triángulo de Einthoven.

Por otra parte, previamente se había establecido que los registros de potencial, es decir las derivaciones, son considerados vectores. En esta situación, éstas se pueden representar con flechas donde la punta sería el extremo donde el potencial es positivo y con ello es posible obtener la siguiente representación vectorial del triángulo de Einthoven.

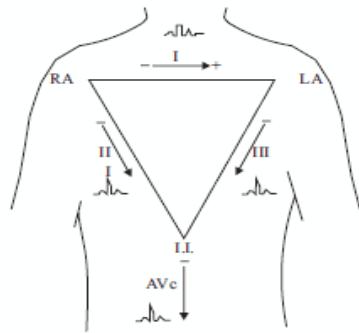


Fig. 8. Representación vectorial del triángulo de Einthoven.

El vector suma de dos vectores se obtiene al unir la cola del primero vector sumado con la punta del segundo vector. Con tal consideración, es posible afirmar que el vector de la derivación II es la suma de las otras dos derivaciones; de tal forma que se obtiene la siguiente relación matemática entre las derivaciones:

$$DII = DI + DIII \quad Ec. 3$$

Lo anterior indica que dos derivaciones son las mínimas necesarias para obtener un registro estándar de ECG.

Idealmente, un registro monopolar a partir del registro bipolar supondría que los potenciales en las extremidades eran medidos respecto a una referencia en el infinito, pero ¿cómo se podría obtener esta referencia en un conductor de volumen del tamaño del cuerpo humano con electrodos colocados en las extremidades? La solución que Frank Norman Wilson propuso fue el uso de una terminal central como referencia. Esta era generada al conectar a cada arista del triángulo de Einthoven a un punto común a través de un resistor de  $5\text{ k}\Omega$ , el cual simularía la referencia en el infinito.

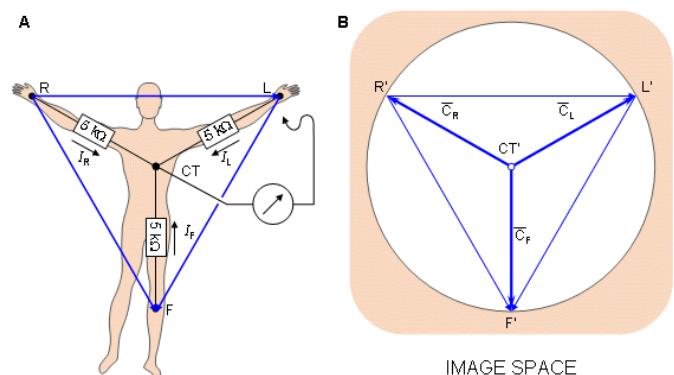


Fig. 9. Representación de la Terminal Central de Wilson.

La terminal de Wilson no es exactamente cero, sino que presenta un potencial equivalente al promedio de los tres potenciales de las extremidades [2], lo cual se demuestra a partir de lo siguiente:

$$I_R + I_F + I_L = 0 \quad Ec. 4$$

$$I_R + I_F + I_L = \frac{V_F - V_{CT} + V_R - V_{CT} + V_L - V_{CT}}{5000} \quad Ec. 5$$

$$V_{CT} = \frac{V_R + V_L + V_F}{3} \quad Ec. 6$$

Por tal motivo, argumentó que ese punto era independiente de alguna forma de cualquiera de los otros tres y podría considerarse como una referencia adecuada.

Con este nuevo modelo, fue posible obtener tres nuevas derivaciones denominadas VR, VL y VF para registrar el potencial del brazo derecho (R o Right), del brazo izquierdo (L o Left) y del pie izquierdo (F o Feet) respectivamente.

En 1942, E. Goldberger observó que estas señales podían ser aumentadas en un 50% su magnitud si se omitía la resistencia entre la terminal central de Wilson y el electrodo utilizado para la medición, creando una nueva referencia denominada Terminal Central de Goldberger.

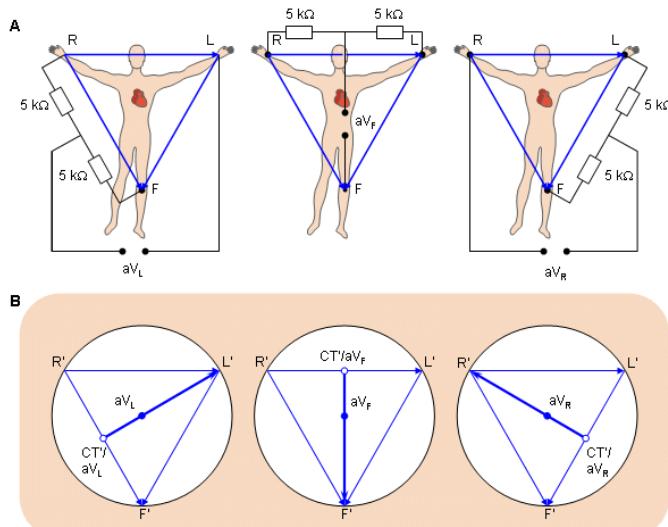


Fig. 10. Representación de la Terminal Central de Goldberger.

Por tal motivo, a las tres derivaciones anteriores se les anexó el prefijo a de aumentadas y adquirieron la nomenclatura aVR, aVL y aVF.

La relación matemática entre estas derivaciones y las tres derivaciones estándar DI, DII y DIII se obtiene con un análisis del esquema de la Fig. 10.

$$aVR = V_R - \frac{V_L + V_F}{2} \quad Ec. 7$$

$$aVR = \frac{(V_R - V_L) + (V_R - V_F)}{2} \quad Ec. 8$$

$$aVR = \frac{-DI - DII}{2} \quad Ec. 9$$

$$aVR = \frac{-(DI + DII)}{2} \quad Ec. 10$$

$$aVL = V_L - \frac{V_R + V_F}{2} \quad Ec. 11$$

$$aVL = \frac{(V_L - V_R) + (V_L - V_F)}{2} \quad Ec. 12$$

$$aVL = \frac{DI - DIII}{2} \quad Ec. 13$$

$$aVF = V_F - \frac{V_L + V_R}{2} \quad Ec. 14$$

$$aVF = \frac{(V_F - V_L) + (V_F - V_R)}{2} \quad Ec. 15$$

$$aVF = \frac{DIII + DII}{2} \quad Ec. 16$$

Las ecuaciones anteriores pueden modificarse a partir de la expresión de (3) y finalmente queda lo siguiente:

$$aVR = \frac{-(DI + DII)}{2} \quad Ec. 17$$

$$aVL = DI - \frac{DII}{2} \quad Ec. 18$$

$$aVF = DII - \frac{DI}{2} \quad Ec. 19$$

#### D. Características de señal ECG

Las fluctuaciones en voltaje extracelular registradas por cada derivación varían en magnitud de fracciones de milivoltios a varios milivoltios. Estas fluctuaciones se conocen como ondas, y son nombradas con las letras del alfabeto.

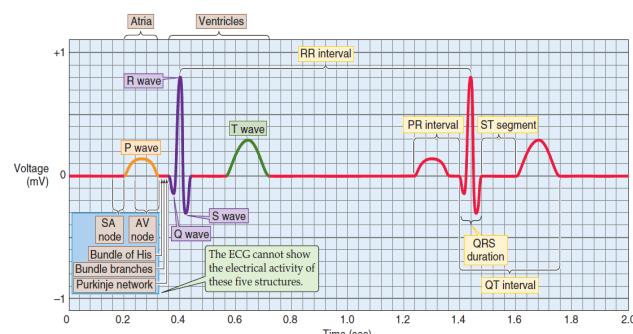


Fig. 11. Componentes del registro ECG

La onda P refleja la despolarización del músculo de las aurículas derecha e izquierda. Tiene una duración de 60 a 110 ms y una amplitud inferior a los 0.25 mV.

El complejo QRS representa la despolarización de ambos ventrículos, presenta una duración de 50 a 120 ms y tiene una magnitud de 0.8 a 1.2 mV.

La onda T representa la repolarización de los ventrículos, dura aproximadamente 160 ms y tiene una magnitud inferior a

0.5 mV. La magnitud y forma de estas ondas son diferentes en cada derivación porque cada una de ésta observa la actividad eléctrica del corazón desde una única posición en el espacio.

Respecto al conjunto de señales, las señales de ECG tienen un rango dinámico de 1 a 10 mV, con un ancho de banda entre 0.05 y 100 Hz.

#### E. Estetoscopio

Estetoscopio es una palabra procedente del griego ‘stethos’ (pecho) y ‘skopein’ (explorar). Básicamente es un dispositivo médico acústico utilizado para la auscultación o la detección de sonidos internos del cuerpo humano como los del intestino o el flujo sanguíneo en arterias y venas. Ha desempeñado un papel importante como auxiliar en algunas técnicas de diagnóstico médico desde que fuera introducido en 1816 por el francés Rene Laennec [12]. Sin embargo, su aplicación no se limita al ámbito médico, ya que existen estetoscopios mecánicos que son utilizados para escuchar sonidos internos hechos por máquinas, lo cual es un método de detección de errores o mal funcionamiento de alguna parte del equipo analizado [12].

Los estetoscopios son dispositivos analógicos cuyo potencial funcional depende de la habilidad del médico para reconocer e identificar diversas señales acústicas que están asociadas a una gran variedad de patologías cardíacas [8]. Sin embargo, las señales acústicas pueden ser utilizadas de forma más eficiente si son transformadas a señales eléctricas y se visualizan en medios digitales.

#### F. Fisiología de los ruidos cardíacos.

La secuencia de eventos eléctricos y mecánicos que se repiten en cada latido del corazón se conoce como ciclo cardíaco. La duración de este es recíproco a la frecuencia cardíaca, parámetro cuyo intervalo normal de valores está entre 60 y 100 latidos/minuto. En situaciones normales se escuchan dos ruidos cardíacos con el estetoscopio durante cada ciclo cardíaco, ambos generados por las vibraciones derivadas del cierre súbito de las válvulas cardíacas [5].

Al contraerse los ventrículos aumenta la presión en su interior y se cierran las válvulas auriculoventriculares, originándose el primer ruido cardíaco ( $S_1$ ) que está formado por la contribución de la válvula mitral ( $M_1$ ) y tricúspide ( $T_1$ ) (Fig. 12).

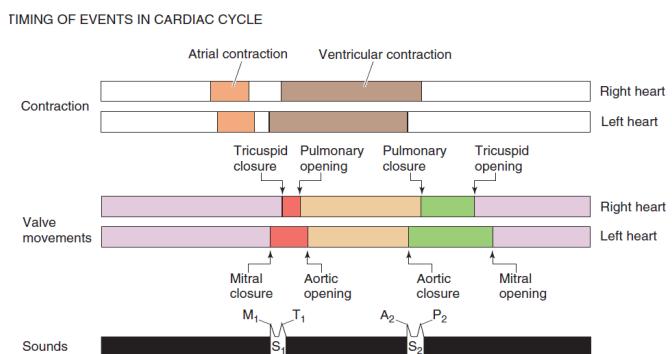


Fig. 12. Relación entre sonidos cardíacos y eventos de ciclo cardíaco.

Una vez que terminan de vaciarse los ventrículos, su presión interior cae y se cierran las válvulas semilunares, originándose el segundo ruido cardíaco ( $S_2$ ). Este ruido tiene normalmente dos componentes: el cierre de la válvula aórtica ( $A_2$ ), que es de mayor intensidad, y de la válvula pulmonar ( $P_2$ ), que tiene un sonido más débil (Fig. 12). En ciertas condiciones se puede auscultar un desdoblamiento del segundo ruido. Usualmente  $S_1$  es más fuerte, largo y con menor frecuencia que  $S_2$  [5].

Tanto la apertura como el cierre de las válvulas depende de los gradientes de presión que se van generando. La onomatopeya de estos ruidos es lub-dub (o dam-lop) para el primer y segundo ruidos respectivamente. De esta forma, al auscultar el corazón se escucha: lub-dub, lub-dub, lub-dub,... (o dam-lop, dam-lop, dam-lop...) [10].

Otros ruidos que se pueden auscultar son el tercer y cuarto ruidos ( $S_3$  y  $S_4$ ), que no siempre están presentes. El tercer ruido ( $S_3$ ) es producido por vibraciones que se generan al comienzo del llenado ventricular cuando la sangre entra desde las aurículas; se ausulta después del segundo ruido, al comenzar la diástole. El cuarto ruido ( $S_4$ ), se atribuye a vibraciones que se generan por la contracción de las aurículas al final de la diástole; se ausulta inmediatamente antes del primer ruido.

#### G. Características de señales acústicas cardíacas

Las frecuencias dominantes de los sonidos cardíacos son pequeñas, entre los 110 y 180 Hz, comparados con las de los murmullos cardíacos o soplos, los cuales son sonidos derivados de la turbulencia en el flujo sanguíneo y cuyas frecuencias oscilan entre los 180 y 500 Hz [5].

El primer ruido cardíaco  $S_1$  tiene una duración cercana a 0.15 s y su frecuencia es de 25 a 45 Hz; además, es suave cuando la frecuencia cardíaca es baja. El segundo ruido  $S_2$  dura 0.12 s, tiene frecuencia de 50 Hz y es intenso y agudo si se eleva la presión diastólica en la aorta o la arteria pulmonar [4] (ver Fig. 13).

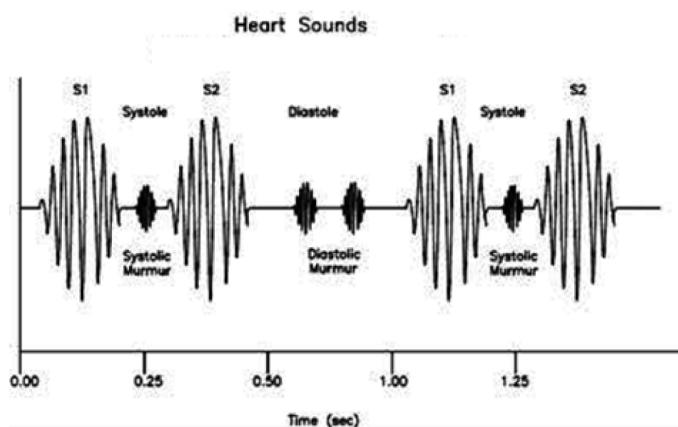


Fig. 13. Aspecto de señales acústicas originadas por el corazón.

#### H. Aparatos de medición auscultatoria para tensión arterial.

Los aparatos de medición auscultatoria determinan la presión arterial a través de la detección de los sonidos de

Korotkoff. Para esto se coloca un manguito inflable alrededor del brazo aproximadamente a la misma altura en vertical que el corazón, normalmente unido a un medidor de presión arterial. El manguito se ajusta y se infla manualmente apretando una perilla de goma hasta que la arteria esté completamente ocluida (unos 30 mmHg por encima de la presión sistólica). A continuación se va soltando lentamente la presión del manguito. Cuando la sangre comienza a fluir por la arteria, el turbulento torrente crea una pulsación sincrónica del pulso (primer sonido de Korotkoff). La presión a la que se detecta por primera vez este sonido es la presión arterial sistólica. La presión del manguito se sigue liberando hasta que no se pueda detectar ningún sonido a la presión arterial diastólica [7].

Los estetoscopios se usan principalmente como sensores por su fiabilidad y precisión. Al contrario que los esfigmomanómetros de mercurio, las señales del pulso se transforman en valores legibles mediante una tecnología mecánica [7].

#### I. Características de señales acústicas de Korotkoff.

El método de Korotkoff consiste en correlacionar señales acústicas detectadas por un sensor acústico con la presión medida por un esfigmomanómetro. Los sonidos de Korotkoff son sonidos de golpeteo escuchados con un estetoscopio conforme el manguito inflable disminuye su presión. Tradicionalmente, estos sonidos han sido clasificados en cinco diferentes fases denominadas K-1, K-2, K-3, K-4 y K-5 que se relacionan con la magnitud de presión arterial detectada en un cierto momento. Por ejemplo, el sonido de la fase K-1 se relaciona con la presión sistólica, mientras que el sonido de la fase K-5 se relaciona con la presión diastólica y el sonido de la fase K-3 se relaciona con la presión arterial media (Fig. 14) [3].

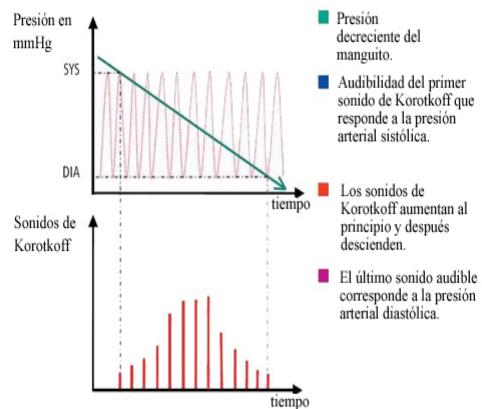


Fig. 14. Medición auscultatoria de presión arterial y comportamiento de presión arterial y sonido generado [5].

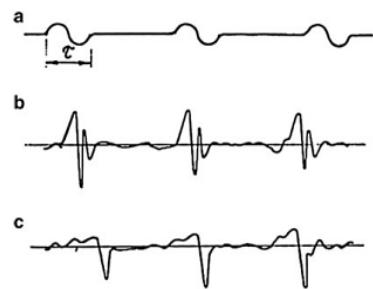


Fig. 15. Oscilogramas de un sensor de señales acústicas cuando se mide presión arterial: a. señales de pulso, b. área de presión arterial sistólica, c. área de presión arterial diastólica.

Como se aprecia en la Fig. 15, las señales de pulso arterial y los sonidos de Korotkoff difieren en forma, amplitud, composición espectral y características dinámicas. Con base en investigaciones de ingeniería médica, se considera que el rango de frecuencias de los sonidos de Korotkoff es entre 20 y 300 y 500 Hz, mientras que los pulsos presentan un espectro entre 3 y 10 Hz [9] [11].

#### J. Estetoscopio digital: estado de arte.

De acuerdo al método utilizado para procesar los sonidos, el estetoscopio puede dividirse en cuatro clasificaciones: estetoscopio acústico o fonendoscopio, estetoscopio electrónico, el estetoscopio fetal o fetoscopio y el estetoscopio Doppler [12].

La estructura básica del estetoscopio acústico contiene por lo menos cinco elementos básicos: auriculares, tubos metálicos para auriculares, tubo de PVC o plástico, anillo y cabezal (Fig. 16).

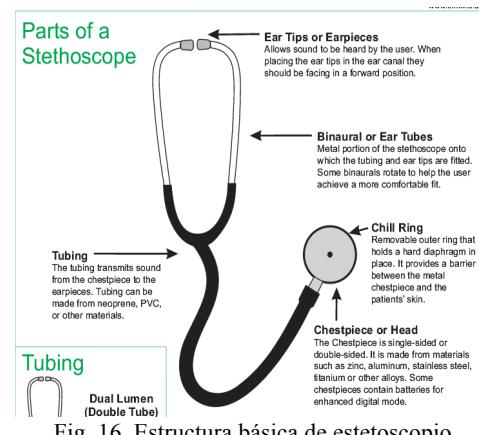


Fig. 16. Estructura básica de estetoscopio.

El anillo contiene un disco plástico o una malla rígida denominada diafragma que entra en contacto con la piel de una persona o la superficie en la cual se desea detectar vibraciones de sonido. El diafragma comienza a vibrar en el momento en que las ondas de sonido entran en contacto con él, generando ondas de presión acústica que viajan a través de los tubos hasta llegar a las aurículas [12].

El cabezal de un estetoscopio puede ser de dos caras o una cara de acuerdo a si presenta o no campana. Ésta es una

estructura con forma de taza que permite oír sonidos de baja frecuencia, mientras que el diafragma permite oír sonidos de alta frecuencia [12] (Fig. 17).



Fig. 17. Cabeza de estetoscopio con campana y diafragma

#### K. Conversión de señales acústicas a señales eléctricas: el micrófono.

Cuando se utiliza un micrófono como receptor de sonidos se debe tener en cuenta los sonidos que se esperan escuchar porque existen diferentes tipos de micrófonos cuya utilidad varía en función de su aplicación. Por ejemplo, un micrófono piezoelectrónico no sirve para detectar voz pero es la única opción para grabar ultrasonidos [6]. A continuación se mencionan algunos modelos importantes.

Micrófono de carbón: contiene en su interior granos de carbón cuya resistencia eléctrica se modifica al ser éstos comprimidos por el diafragma cuando éste entra en contacto con vibraciones sonoras [13].

Micrófono piezoelectrónico: Se basan en la capacidad que tienen los materiales piezoelectráticos de su interior (cuarzo, carbón, sal de Rochelle) [4] de generar cargas eléctricas al ser sometidos a presión [13].

Micrófono dinámico: Se basan en el principio de inducción electromagnética, según el cual si un hilo conductor se mueve dentro de un campo magnético (debido a vibraciones sonoras detectadas en el diafragma), en el conductor se inducirá un voltaje particular [13].

Micrófono de cinta: También trabaja bajo el principio de inducción magnética y responde a la diferencia de presión sonora entre los dos lados de la cinta y por ello también se denomina de micrófono de gradiente de presión o de velocidad bidireccional [13].

Micrófono capacitivo: En su interior forma un capacitor con dos placas paralelas, el diafragma y su placa posterior. El diafragma se desplaza al recibir variaciones de presión debido a que el interior del micrófono mantiene una presión constante, mientras que la placa posterior se mantiene fija. Al cambiar la distancia entre las placas se produce un cambio en la capacitancia inicial, lo cual genera una diferencia de potencial eléctrico [13].

Micrófono electret: Variante de un micrófono capacitivo que tiene como característica su capacidad de mantener carga sin necesidad de una fuente de polarización externa [13].

Extendiendo la explicación sobre el micrófono electret, sus ventajas en su uso como sensor de sonidos frente a otro tipo de micrófonos es que es barato y fácil de encontrar, tiene buena respuesta en frecuencia en todo el rango audible, está preamplificado internamente, es resistente, se alimenta con una tensión entre 1-12 V, es poco ruidoso y muy sensible. No obstante, se satura a alto volumen (existencia de una presión sonora alta), tiene baja respuesta en tonos altos (no sirve para ultrasonidos) y es por lo general omnidireccional (percibe ondas sonoras provenientes de cualquier dirección) [6].

### III. DISEÑO

A continuación se muestra un resumen con las características dinámicas de las señales fisiológicas de interés para el sistema a diseñar.

TABLA I. VARIABLES A MEDIR EN SISTEMA DISEÑADO

Variable fisiológica	Características eléctricas de señal para instrumentación			
	Rango dinámico fisiológico	Ancho de banda [Hz]	Impedancia de entrada [kΩ]	Sensor utilizado
Actividad eléctrica del corazón.	0.050 – 5 [mV]	0.05 – 500	0.5 – 10	Electrodo de superficie
Ruido cardíaco	~ 80 [dB]	20-200	Variable	Estetoscopio con micrófono
Sonidos de Korotkoff	~ 80 [dB]	20-500	Variable	Estetoscopio con micrófono

#### A. Circuito para detección de actividad eléctrica del corazón.

Respecto a este circuito, se continuará con la mejora de un sistema de pre-amplificación y filtrado para la adquisición de señales provenientes de dos derivaciones cardíacas, la DI y DII, y que se describe más adelante.

Las mejoras propuestas suponen modificar el método de adquisición de señales a una derivación de 4 puntos, disminuir la presencia de ruido en la señal adquirida por medio del circuito de pierna derecha y aumentar el rango dinámico de la señal adquirida por medio de una etapa de amplificación final. Además, se propone que las señales analógicas adquiridas sean convertidas señales digitales por medio del sistema de desarrollo Arduino para su visualización en la computadora y para realizar el cálculo y visualización de otras cuatro derivaciones: DIII, aVR, aVL y aVF.

#### B. Circuito para estetoscopio digital.

Para este sistema se tienen planteados dos objetivos: realizar una adquisición adecuada de los dos sonidos cardíacos y realizar un acondicionamiento que permita su visualización a través del sistema y software de adquisición de BIOPAC.

Se utilizará como sensor un estetoscopio adaptado a un micrófono electret, lo cual permite detectar sonidos entre 20 y 20 kHz. De la Tabla 1 se conoce que la variable fisiológica de interés tiene un ancho de banda entre 20 y 200 Hz, por lo cual es necesario una etapa de filtrado con frecuencias de corte establecidas en esos valores.

No obstante, antes de esto es necesario acondicionar la señal de salida del micrófono por medio de un circuito de acoplamiento capacitivo y un circuito de pre amplificación.

Dependiendo de la señal de salida de la etapa de filtrado, el equipo verá si es adecuado introducir una etapa de amplificación final con una ganancia particular.

#### C. Circuito para detección de presión arterial.

Para este sistema se tienen planteados dos objetivos: realizar una adquisición adecuada del sonido de Korotkoff de fase K-1 y realizar un acondicionamiento que permita su visualización en el sistema y software de adquisición de BIOPAC.

Se utilizará como sensor un estetoscopio adaptado a un micrófono electret, lo cual permite detectar sonidos entre 20 y 20 kHz. De la Tabla 1 se conoce que la variable fisiológica de interés tiene un ancho de banda entre 20 y 500 Hz, el cual coincide con aquél de los sonidos cardíacos. Por tal motivo, se decidió que el circuito previamente propuesto para sonidos cardíacos se utilizará también para adquirir los sonidos de Korotkoff. Este hecho simplifica el análisis de este proyecto en la descripción de dos sistemas: uno de adquisición de dos derivaciones (DI y DII) y visualización de seis derivaciones (DI, DII, DIII y aumentadas) y uno de adquisición de señales acústicas relacionadas con actividad mecánica del corazón.

## IV. ANÁLISIS

#### A. Circuito de adquisición de derivaciones DI y DII.

El valor pico de la onda R, la señal de mayor magnitud del ECG, comúnmente es de 1 mV. Por lo tanto, la amplificación es requerida para incrementar la amplitud de la señal para un procesamiento posterior en un circuito electrónico.

Por otra parte, las señales de ECG no son la única medición que se encontrará en un amplificador; por ejemplo, puede existir interferencia del sistema eléctrico. La clave para obtener únicamente el registro la señal de ECG asociada a una señal de ruido de 60 Hz es el hecho de que la señal de ECG es la diferencia de potencial entre un par de electrodos, es decir, un voltaje diferencial. Por otro lado, el voltaje de ruido de 60 Hz es común a cada electrodo.

Finalmente, tanto la función de amplificación de señales diferenciales como la de rechazo de señales comunes son problemas que resuelve un amplificador de instrumentación (INA). Por lo tanto, este dispositivo se decidió colocar en la fase de entrada del sistema ECG.

Respecto a la ganancia a implementar, se decidió que esta fuera de una magnitud pequeña con el fin de no incrementar demasiado el valor de las señales de ruido que pudieran ingresar al sistema. Además, se decidió utilizar un INA con arquitectura de tres amplificadores operacionales y que tuviera un rechazo en modo común alto (CMRR).

De acuerdo a Analog Devices [14], un circuito aceptable puede pertenecer a cualquiera de las familias AD822X, AD62X o puede ser el AD8235. Considerando los precios y la disponibilidad de cada circuito recomendado, el equipo decidió que el dispositivo más adecuado para utilizar en esta práctica era el AD620 porque una de sus áreas de aplicación recomendadas es el registro de ECG y la instrumentación médica, maneja ganancias entre 1 y 100 000, tiene un ancho

de banda de hasta 120 kHz y un CMRR mínimo de 100 dB cuando es utilizado con una ganancia de 100 [15].

La hoja de especificaciones del CI AD620 propone un circuito para su aplicación en un ECG grado médico como el que se muestra a continuación.

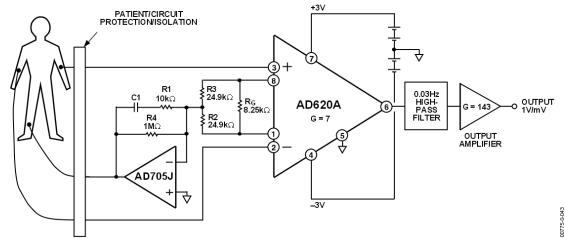


Fig. 18. Circuito para monitor médico de ECG propuesto por Analog Devices [4].

Si se considera que la ganancia del INA se calcula con la siguiente expresión (20) [15].

$$G = \frac{49400}{R_G} + 1 \quad Ec. 20$$

Y el circuito propuesto maneja un resistor  $R_G$  de 8.25 kΩ, entonces la ganancia de este amplificador es de 6.987. Este es un valor de ganancia pequeño aceptable para el equipo, razón por la que se decidió implementar este circuito.

Además del uso del INA, otra técnica utilizada para reducir ruido fue la implementación del circuito de pierna derecha, el cual consiste en un amplificador operacional (Fig. 18). Esta amplificación invierte o desfase la señal de voltaje común en +/- 180° y la dirige hacia la pierna derecha del paciente, el cual es el punto de referencia para la medición de potenciales de todo el sistema. Esto provoca que el voltaje común en las terminales de entrada del INA sea menor con respecto al voltaje de referencia, por lo cual la reducción de ruido será de mayor magnitud.

Se decidió que luego de la etapa de amplificación se colocara una etapa de filtrado. Considerando que el ancho de banda de la señal de ECG se encuentra entre 0.05 y 100 Hz, entonces el diseño de un filtro para ECG implicó diseñar dos filtros activos, uno pasa bajas con frecuencia de corte en 100-250 Hz y otro pasa altas con frecuencia de corte 0.05 Hz. Los circuitos implementados para éstos fueron los siguientes.

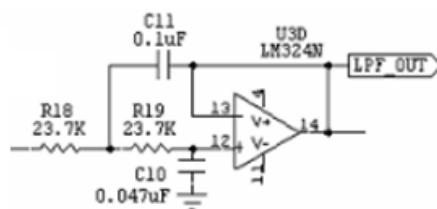


Fig. 19. Circuito de filtro pasa bajas con  $f_{CPB} = 100$  Hz

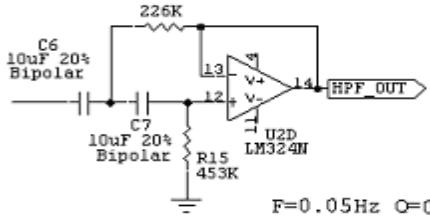


Fig. 20. Circuito de filtro pasa altas con  $f_{CPA} = 0.05$  Hz.

Las razones de esta elección se basan en varias consideraciones:

- El factor Q de ambos filtros se aproxima a un valor de 0.707, un parámetro que permite obtener una respuesta de salida máximamente plana.
- La atenuación alcanzada por el filtro pasa bajas luego de 250 Hz es aproximadamente de -10 dB, lo cual se considera como aceptable para esta ocasión.
- La atenuación alcanzada por el filtro pasa altas luego de 0.05 Hz es de aproximadamente -20 dB, un valor que se considera adecuado para esta ocasión.
- Los componentes a utilizar presentan valores comerciales que no son complicados ni caros de obtener.

Para la visualización del registro de ECG obtenido era necesario que la señal analógica obtenida fuera acondicionada al dominio digital. La conversión analógico-digital se realizó por medio del ADC incorporado en el sistema de desarrollo Arduino Leonardo, el cual es de 10 bits y que tiene como voltaje de referencia al voltaje de alimentación del sistema, que es de 5 V. Esto permitió calcular que el tamaño de paso mínimo necesario para que el ADC pudiera detectar información de la señal analógica era el siguiente:

$$LSB = \frac{V_{REF}}{2^n - 1} \quad Ec. 21$$

$$LSB = 0.00487 [V] \quad Ec. 22$$

Considerando que el valor pico de la onda R, la señal de mayor magnitud del ECG, comúnmente es de 1 mV y que el sistema ya presenta una etapa de pre-amplificación de 7 [V/V], entonces se concluyó que era necesario elevar la magnitud de la señal analógica a niveles de milivoltios o voltios con el fin de realizar una adecuada conversión. Por tal motivo, se implementó una etapa de amplificación final por medio de un amplificador operacional en configuración no inversora (Fig. 21) y con una ganancia de 100 [V/V], lo cual permitía acondicionar la señal analógica a niveles de voltaje entre 0.035 y 3.5 [V].

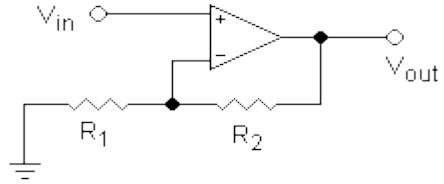


Fig. 21. Circuito de amplificación no inversora

Las señales analógicas acondicionadas y provenientes de las dos derivaciones de ECG fueron conectadas hacia dos puertos analógicos del sistema Arduino (A0 y A1). Para poder ser adquiridas, fue necesario generar un programa sencillo que implementara la lectura del valor de los puertos analógicos A0 y A1 entre lapsos de 8 ms y que además, una vez leída la información, ésta fuera enviada al puerto serial asociado con la placa Arduino.

Finalmente, el manejo de la información digital obtenida de Arduino se realizó con ayuda del software Matlab, programa en el cual se generó una rutina que permitía la lectura y conversión al dominio digital de los datos del puerto serial asociado con la placa Arduino durante 10 segundos, tiempo después del cual graficaría la información leída y calcularía por medio de (3), (10), (13) y (16) las derivaciones DIII, aVR, aVL y aVF para su posterior visualización.

#### B. Circuito de adquisición acústica.

Para la primera parte del sistema (adquisición) se requirió utilizar un estetoscopio acústico con cabezal con diafragma y campana, además de un dispositivo transductor de señales acústicas a señales eléctricas.

A continuación se muestra en la Fig. 22 el diagrama esquemático del micrófono electret modelo EM329 utilizado para este proyecto.

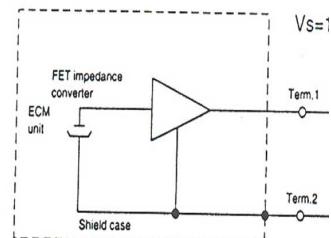


Fig. 22. Diagrama esquemático micrófono EM329

Un micrófono electret no necesita ningún tipo de alimentación. Lo que se debe alimentar es el preamplificador interno porque si no la salida que entrega el micrófono sería muy pequeña y difícil de manejar [6]. En esta situación el equipo planteó dos circuitos para alimentar al micrófono: un circuito RC y un circuito amplificador con transistor como el mostrado a continuación.

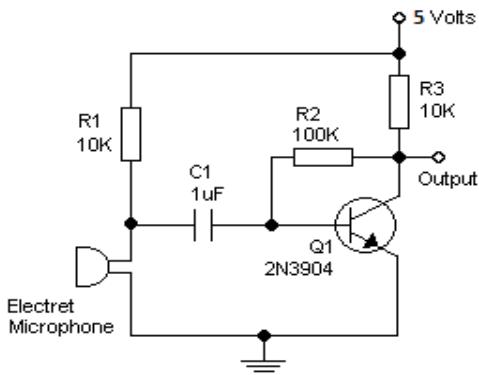


Fig. 23. Circuito de alimentación de preamplificador de micrófono.

En el caso del circuito RC, para el condensador que actúa como filtro pasa altas se puede utilizar una capacitancia entre 220 nF y 220  $\mu$ F, aunque es importante considerar que mientras más grande sea la capacitancia más probable es que las frecuencias muy bajas se pierdan. En cuanto a la resistencia, la ganancia y la impedancia de salida son directamente proporcionales a su magnitud; además, un valor alto de resistencia limita por arriba la banda pasante de ruido. Finalmente, respecto a Vs es importante considerar que tensiones pequeñas de voltaje hacen que el micrófono se sature rápidamente con volúmenes más pequeños que si se alimenta con tensiones altas de voltaje [6]. En el caso del circuito con transistor bipolar, éste serviría únicamente para amplificar la intensidad de corriente entregada por el micrófono.

Se decidió que luego de la etapa de amplificación se colocara una etapa de filtrado. Considerando que el ancho de banda de la señal de ECG se encuentra entre 20 y 200 Hz, entonces el diseño de un filtro para señales acústicas implicó diseñar dos filtros activos tipo Sallen Key, uno pasa bajas con frecuencia de corte en 200 Hz y otro pasa altas con frecuencia de corte 20 Hz.

Los circuitos implementados para éstos fueron los siguientes.

Las razones de esta elección se basan en varias consideraciones:

- El factor Q de ambos filtros se aproxima a un valor de 0.707, un parámetro que permite obtener una respuesta de salida maximamente plana.
- La atenuación alcanzada por el filtro pasa bajas luego de 200 Hz es aproximadamente de 15 dB, lo cual se considera como aceptable para esta ocasión.
- La atenuación alcanzada por el filtro pasa altas luego de 20 Hz es de aproximadamente 15 dB, un valor que se considera adecuado para esta ocasión.
- Los componentes a utilizar presentan valores comerciales que no son complicados ni caros de obtener.

Para la visualización de las señales eléctricas asociadas a los sonidos fue suficiente con generar una sola etapa de amplificación, ya que las señales estaban en el rango de 20

mV, una magnitud fácilmente detectable por el sistema BIOPAC. No obstante, para identificar correctamente los sonidos cardíacos y los sonidos de Korotkoff era necesario elevar la magnitud de las señales eléctricas al orden de voltios. Por tal motivo, se implementó una etapa de amplificación final por medio de un amplificador operacional en configuración no inversora (Fig. 21) y con una ganancia de 500 [V/V], lo cual permitía acondicionar la señal analógica a niveles de voltaje entre 0.5 y 1.5 [V].

## V. MATERIAL E IMPLEMENTACIÓN.

### A. Circuito de adquisición de derivaciones DI y DII.

Luego del análisis previo, fue necesario utilizar dos circuitos del **amplificador de instrumentación** AD620 y dos resistores de precisión de 8.25 k $\Omega$  para que funcionaran como el componente  $R_G$  visualizado en la Fig. 18. Además, se utilizó el circuito AD705J junto con dos resistores de precisión de 24.9 k $\Omega$ , uno de 10 k $\Omega$ , otro de 1 M $\Omega$  y un capacitor de 100 nF para implementar el **circuito de pierna derecha**, justo como se aprecia en la Fig. 18.

Respecto a los dos **filtros pasa bajas** necesarios se utilizaron los siguientes dispositivos electrónicos: 4 resistores de precisión de 23.7 k $\Omega$ , 2 capacitores de 100 nF y dos capacitores de 47 nF, cable calibre 22 y dos OPAMPs del circuito del amplificador operacional LM324. Respecto a los dos **filtros pasa altas**, se utilizaron los siguientes dispositivos: 2 resistores de precisión de 226 k $\Omega$  y 2 de 453 k $\Omega$ , 4 capacitores de 10  $\mu$ F, cable calibre 22 y dos OPAMPs del circuito del amplificador operacional LM324.

Respecto al circuito de amplificación final, se utilizó un amplificador operacional TL082 junto con dos resistores de 1 k $\Omega$  y dos de 100 k $\Omega$ .

Por otro lado, también se utilizaron otros dispositivos como un conector de prueba para un canal del sistema BIOPAC MP35 para alimentar al sistema con la fuente interna de éste y dos protoboard. La implementación del circuito fue la siguiente.

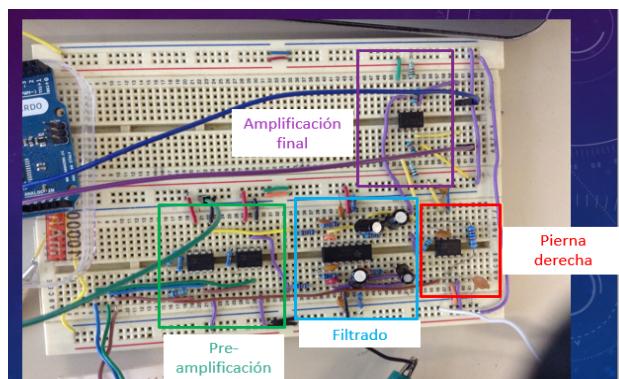


Fig 24. Circuito de adquisición para derivaciones DI y DII montado en protoboard.

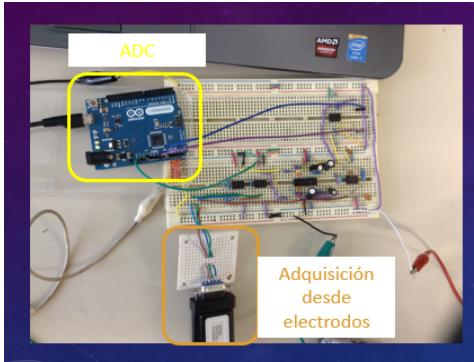


Fig 25. Circuito de adquisición para derivaciones DI y DII montado en protoboard.

Respecto al software utilizado, fue necesario transferir a la placa Arduino el siguiente programa.

```
int val;          //Variable para canal A0
int val1;         //Variable para canal A1

void setup(){
Serial.begin(9600);    //Serial de 9600 baudios
}
void loop(){
val=analogRead(A0); //Adquisición y CAD de A0
Serial.println(val); //Escritura a puerto serial
delay(8);           //Retardo 8 ms
val1=analogRead(A1); //Adquisición y CAD de A1
Serial.println(val1); //Escritura a puerto serial
delay(8);           //Retardo de 8 ms
}
```

Respecto a Matlab, el programa utilizado fue el siguiente:

```
% Tiempo de medición
tmax = 10; % tiempo de captura en s
```

```
%Variables para adquirir datos
v1 = zeros(1,tmax);      %Matriz de datos
de DI
v2 = zeros(1,tmax);      %Matriz de datos
de DII
i = 1;                   %Variable de
número de datos adquiridos
t = 0;                   %Variable que
controla el tiempo transcurrido

%Borrar datos de puerto serial asociado a
placa Arduino
delete(instrfind({'Port'},{'COM6'}));
%Crear objeto en puerto serial asociado a
placa Arduino
s1 =
serial('COM6','BaudRate',9600,'Terminator
','CR/LF');
%Desplegar un mensaje de advertencia si
falla comunicación serial
```

```
warning('off', 'MATLAB:serial:fscanf:unsuccessfulRead');

%Abrir puerto serial asociado a Arduino
fopen(s1);
%Ejecutar bucle cronometrado
tic
%Adquisición de datos de puerto serial
while t<tmax
t = toc;
% leer del puerto serie, convertir a
digital
a = fscanf(s1,'%d');    %Lectura
v1(1,i) = a*(5/1023);  %Conversión a
digital
b = fscanf(s1,'%d');    %Lectura
v2(1,i) = b*(5/1023);  %Conversion a
digital
i = i+1;                %Incrementar
número de muestras adquiridas
end

close;
fprintf('MUESTRAS: %g s de captura a %g
cap/s \n',t,i/t); %Indicar cuantas
muestras por segundo y en que tiempo se
hizo registro
fprintf('Total de muestras: %g\n',i);
%Indicar cuantas muestras se tienen
%Limpiar pantalla
fclose(s1); %Cerrar puerto serial de
Arduino
delete(s1); %Borrar variable de puerto
serial de Arduino
clear s1;    %Limpiar puerto serial de
Arduino

inferior1 = max(v1);    %Valor máximo de
DI
inferior2 = max(v2);    %Valor máximo de
DII

f = figure('Name','ECG');
if inferior1 < inferior2    %Establecer
como DII a derivación con datos de mayor
magnitud
DI = v1;
DII = v2;
hold on
subplot(2,3,1);
title('ECG DI');
subplot(2,3,2);
title('ECG DII');
elseif inferior1 > inferior2
DI = v2;
DII = v1;
hold on
```

```

subplot(2,3,1);
title('ECG DI');
subplot(2,3,2);
title('ECG DII');
end
DIII = zeros(1,i-1); %Matriz para
DIII
aVR = zeros(1,i-1); %Matriz para
aVR
aVL = zeros(1,i-1); %Matriz para
aVL
aVF = zeros(1,i-1); %Matriz para
aVF

%Gráfica de datos adquiridos
l1 = line(nan,DI,'LineWidth',2);
l2 = line(nan,DII,'LineWidth',2);
for captura=1:i-1
x =
linspace(0,captura*(t/i),captura);
subplot(2,3,1);

plot(l1,'XData',x,'YData',DI(1:captura));
grid on
set(get(subplot(2,3,1),'XLABEL'),
'String', 'Tiempo [s]');
set(get(subplot(2,3,1),'YLABEL'),
'String', 'Voltaje [V]');
subplot(2,3,2);

plot(l2,'XData',x,'YData',DII(1:captura));
;
grid on
set(get(subplot(2,3,2),'XLABEL'),
'String', 'Tiempo [s]');
set(get(subplot(2,3,2),'YLABEL'),
'String', 'Voltaje [V]');
drawnow
end

%Análisis de información
contador = 1;
contador1 = 1;
databig = zeros(1,i);
databig1 = zeros(1,i);

limite1 = max(DI);
limite2 = max(DII);

for captura=1:i-1
if DI(1,captura)>= (limite1-0.2)
databig(1,contador) =
captura*(t/(i-1));
contador = contador + 1;
end
if DII(1,captura)>= (limite2 - 0.2)
databig1(1,contador1) =
captura*(t/(i-1));
contador1 = contador1 + 1;
end
end
contador2 = 0;
contador3 = 0;

for captura=1:contador-2
if (databig(1,captura+1)-
databig(1,captura)) > 0.3
contador2 = contador2 + 1;
end
end
for captura=1:contador1-1
if (databig1(1,captura+1)-
databig1(1,captura)) > 0.3
contador3 = contador3 + 1;
end
end

fprintf('Frecuencia cardíaca: %g
\n',contador2*6); %Indicar frecuencia
cardiaca
fprintf('Frecuencia cardíaca: %g
\n',contador3*6); %Indicar frecuencia
cardiaca

grafica3 = input('¿Deseas obtener otras
derivaciones?: Sí (1) No (2)\n');
%Obtener todas las derivaciones
if grafica3 == 1
fprintf('Bien\n');
for captura=1:i-1
DIII(1,captura) = DII(1,captura)-
DI(1,captura);
aVR(1,captura) = -
0.5*(DI(1,captura)+DII(1,captura));
aVL(1,captura) =
0.5*(DI(1,captura)-DIII(1,captura));
aVF(1,captura) =
0.5*(DIII(1,captura)+DII(1,captura));
end
tiempo = (1:i-1)*(t/(i-1));
subplot(2,3,1);
title('ECG DI');
subplot(2,3,2);
title('ECG DII');
subplot(2,3,3);
plot(tiempo,DIII);
grid on
title('ECG DIII');
set(get(subplot(2,3,3),'XLABEL'),
'String', 'Tiempo [s]');
set(get(subplot(2,3,3),'YLABEL'),
'String', 'Voltaje [V]');

```

```

subplot(2,3,4);
plot(tiempo,aVR);
grid on
title('ECG aVR');
set(get(subplot(2,3,4), ' xlabel'),
' String', 'Tiempo [s]');
set(get(subplot(2,3,4), ' ylabel'),
' String', ' Voltaje [V]');
subplot(2,3,5);
plot(tiempo,aVL);
grid on
title('ECG aVL');
set(get(subplot(2,3,5), ' xlabel'),
' String', 'Tiempo [s]');
set(get(subplot(2,3,5), ' ylabel'),
' String', ' Voltaje [V]');
subplot(2,3,6);
plot(tiempo,aVF);
grid on
title('ECG aVF');
set(get(subplot(2,3,6), ' xlabel'),
' String', 'Tiempo [s]');
set(get(subplot(2,3,6), ' ylabel'),
' String', ' Voltaje [V]');
elseif grafica3 == 2
    fprintf('Gracias, nos vemos\n');
end

```

#### B. Circuito de adquisición acústica

Como dispositivo transductor se decidió utilizar un micrófono electret debido a su bajo costo, gran disponibilidad y por las ventajas, mencionadas previamente, que presenta en su funcionamiento respecto a otro tipo de micrófonos. Además, la aplicación del micrófono dentro de este proyecto evita que funcione con altos volúmenes de sonido, lo cual elimina las algunas desventajas que presenta normalmente frente a otros micrófonos. Sin embargo, utilizar un micrófono electret dentro del sistema también generó dos inconvenientes: por un lado la captación omnidireccional de señales acústicas del micrófono provocó la obtención de señales no deseadas en el sistema; por otra parte, el tamaño y la forma del micrófono electret no permitió una correcta colocación de éste en el tórax para captar las vibraciones deseadas.

La solución ideada para desaparecer estos los inconvenientes de la etapa de adquisición de sonidos fue generar un dispositivo que integrará al micrófono dentro de la estructura del estetoscopio acústico. La propuesta de diseño fue la fijación con Termofhit y cinta de aislar de un micrófono electret en el extremo abierto del tubo PVC diseñado para la colocación de los tubos metálicos para auriculares del estetoscopio (ver Fig. 22).



Fig. 26. Sensor para señales acústicas implementado

Considerando lo mencionado en la sección de diseño, se decidió implementar el circuito RC como se muestra en la Fig. 23, con un capacitor electrolítico de  $1 \mu\text{F}$ , un resistor de  $10 \text{k}\Omega$  y un voltaje de alimentación de  $5 \text{ V}$ .

Respecto al **filtro pasa bajas** necesario se utilizaron los siguientes dispositivos electrónicos: 1 resistor de precisión de  $3.92 \text{ k}\Omega$  y otro de  $7.32 \text{ k}\Omega$ , 2 capacitores de  $100$  y  $220 \text{ nF}$ , cable calibre 22 y un OPAMP del circuito del amplificador operacional LM324. Respecto al **filtro pasa altas**, se utilizaron los siguientes dispositivos: 1 resistor de precisión de  $3.65 \text{ k}\Omega$  y 1 de  $7.87 \text{ k}\Omega$ , 3 capacitores de  $1 \mu\text{F}$  y 1 de  $100 \text{ nF}$ , cable calibre 22 y un OPAMP del circuito del amplificador operacional LM324.

Respecto al circuito de **amplificación final**, se utilizó un amplificador operacional TL072 junto con un resistor de  $1 \text{ k}\Omega$  y dos de  $500 \text{ k}\Omega$ .

Por otro lado, también se utilizaron otros dispositivos como un conector de prueba para un canal del sistema BIOPAC MP35 para alimentar al sistema con la fuente interna de éste y para adquirir la señal para su visualización en el software asociado y un protoboard. La implementación del circuito fue la siguiente.

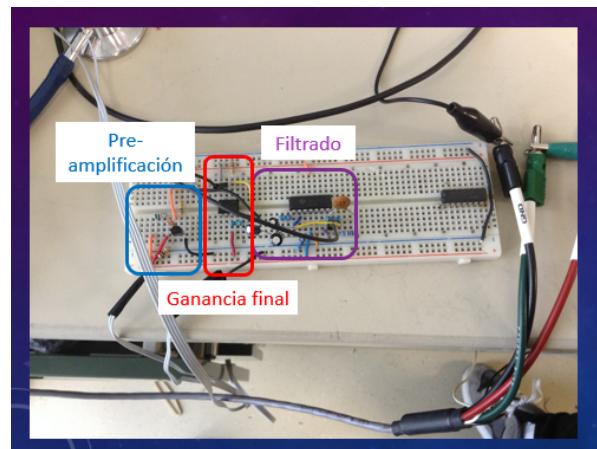


Fig. 27 Circuito para adquisición de señales acústicas

## VI. RESULTADOS OBTENIDOS.

### A. Circuito de adquisición de derivaciones DI y DII.

Los resultados que se obtuvieron en la utilización del circuito fueron los esperados y fueron mejorando conforme se realizaban las pruebas. Las primeras muestras tomadas fueron utilizando el equipo de laboratorio “paciente virtual”. De inicio, se graficaron las derivaciones I, II y III del ECG en es software Matlab; los resultados obtenidos con la señal brindada por el equipo se muestran en la siguiente figura:

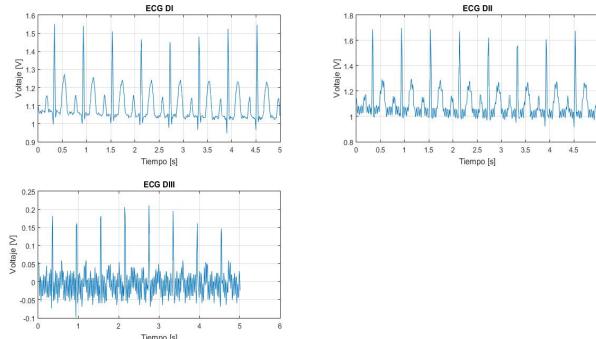


Fig. 28. Señal obtenida con el equipo “paciente virtual” en el software Matlab. Derivación I y II tomadas directamente y derivación III calculada por algoritmo.

Como se puede apreciar, la señal es confiable y se encuentra al ruido disminuido puesto que el equipo entrega una salida relativamente limpia que, junto con los medios de eliminación de ruido (fuente aislada de unidad BIOPAC, circuito de pierna derecha, cuidado de hardware, etc.).

Las siguientes muestras que fueron tomando los biopotenciales de un sujeto de prueba; cabe mencionar que para esta medición se tomaron en cuenta consideraciones como: la utilización de electrodos apropiados, el cuidado en la superficie de contacto (piel), colocación del set de cables para los electrodos y buena postura del sujeto de prueba; esto con el fin de evitar acoplamientos que pudiesen generar una distorsión en la señal. Los electrodos se colocaron como se muestra en la siguiente imagen:



Fig. 29. Colocación de los electrodos.

Así como en el caso anterior, se adquirieron las derivaciones I y II de manera directa y posteriormente se calculó con el algoritmo la derivación III. En este caso los resultados graficados en Matlab fueron los siguientes:

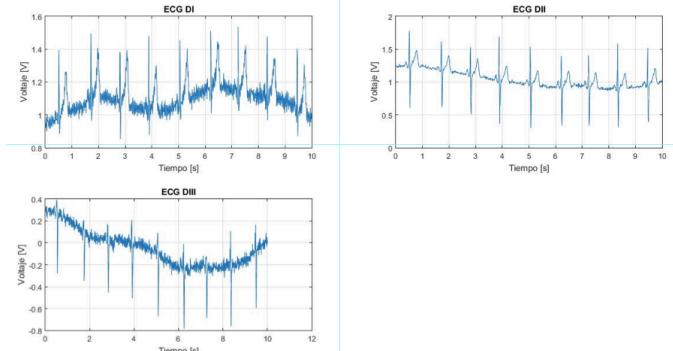


Fig. 30. Señal obtenida directamente del cuerpo del sujeto de prueba en el software Matlab. Derivación I y II tomadas directamente y derivación III calculada por algoritmo.

En la figura 30 se puede apreciar la adquisición de las derivaciones descritas. Es importante mencionar que el ruido en las mediciones aumenta de forma considerable dado que el reto es mayor cuando se trata de la obtención nítida de biopotenciales; no obstante se pueden apreciar las diferentes ondas características del ECG (P y T), así como los complejos (QRS) y segmentos que forman parte de la estructura de esta señal.

Como último paso, se prosiguió a calcular las derivaciones aumentadas por medio de las formas descritas en la sección introductoria (Ec. 17, 18 y 19); de esta forma, por medio del algoritmo diseñado fue posible graficar en la interfaz del software. Los resultados se muestran a continuación en la siguiente imagen:

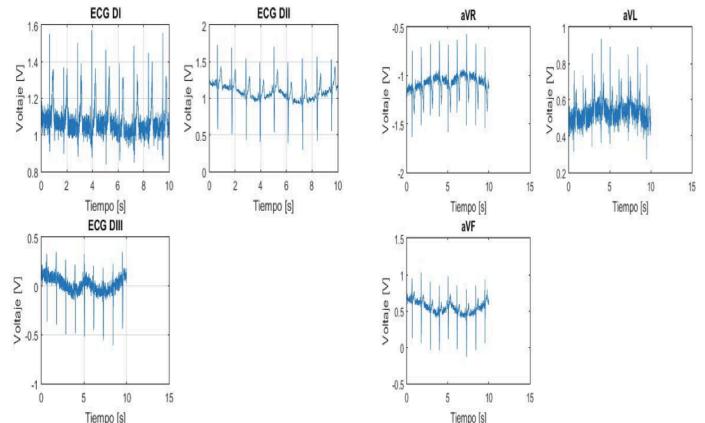


Fig. 31. Señal obtenida directamente del cuerpo del sujeto de prueba en el software Matlab. Derivación I y II tomadas directamente y derivación III, aVR, aVL y aVF calculadas por algoritmo.

En la figura anterior se pueden identificar las nuevas derivaciones graficadas mediante el cálculo de las mismas, lo cual nos da una obtención más completa de la señal de ECG.

### B. Circuito de adquisición de señales acústicas.

Como primera parte, se obtuvieron los ruidos cardiacos de forma gráfica en la interfaz del software BIOPAC. Dichos ruidos fueron obtenidos mediante la colocación del estetoscopio instrumentado en el segundo espacio intercostal izquierdo. Los resultados fueron los siguientes:

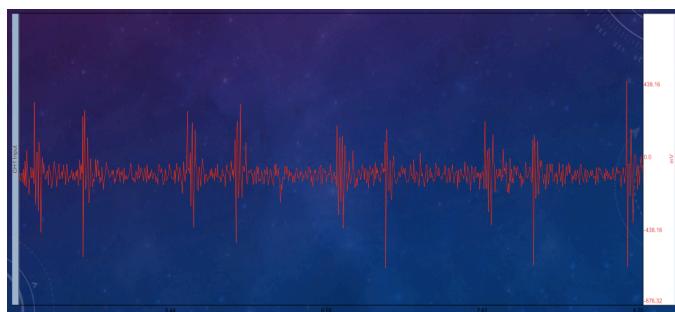


Fig. 32. Ruidos cardiacos graficados.

Como se puede observar claramente en la figura 32, los ruidos cardiacos (los dos primeros) se identifican como cambios en el voltaje de la señal periódicos. De esta forma se puede confirmar que la adquisición realizada por el hardware fue confiable puesto que la señal está reducida en ruido debido a la etapa de filtrado y a las consideraciones de hardware tomadas en cuenta.

Posteriormente, se obtuvieron los ruidos que permiten distinguir entre la presión diastólica y sistólica (Ruidos de KorotKoff). Para ello se preparó al sujeto de prueba de la misma forma como en una toma de presión arterial: se colocó el brazalete inflable del esfigmomanómetro a la altura del bíceps (esto para obstruir el flujo de la arteria braquial); como paso siguiente se colocó el estetoscopio instrumentado en la región anterior del codo (fosa del codo, anatómicamente se puede observar el paso de la arteria). Para el procedimiento se la elevó la presión en el brazalete a 180 mmHg y se sostuvo hasta impedir que se tuviese una señal sin ruido; posteriormente se fue liberando la presión en el brazalete y se identificó en donde comenzaba la primer adquisición del circuito, para la presión sistólica (90 mmHg en la mayoría de las tomas) y por último en donde cesaban dichos ruidos indicando la presión diastólica (50 mmHg en la mayoría de las tomas). La gráfica descrita anteriormente se muestra a continuación:

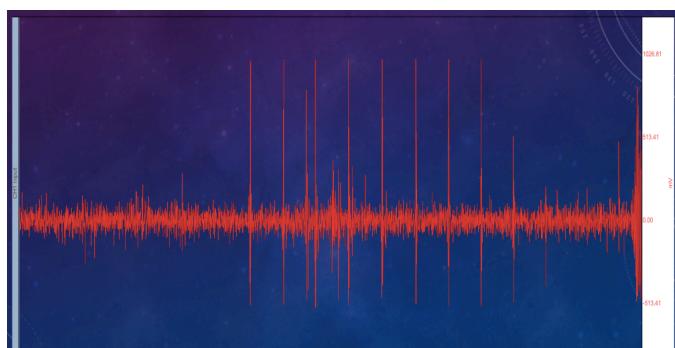


Fig. 33. Ruidos indicadores de presión arterial graficados.

Como puede apreciarse, es claro el segmento de muestras en donde se identifican los primero y últimos ruidos generados por el paso de la sangre a través de la arteria.

Cabe mencionar que la adquisición de esta señal en particular fue la de mayor reto puesto que se tuvieron que considerar más factores que en otras mediciones, algunos de ellos fueron: la buena colocación del estetoscopio y la toma de presión arterial, la adecuación necesaria de la etapa de amplificación del circuito para que el ruido pudiese verse lo menos amplificado posible y la señal de los ruidos lo más confiable; dado que el sensor utilizado tiene una sensibilidad alta, se captan los ruidos generados también por el brazalete a la hora de inflarlo o desinflarlo, por lo que se diseñaron técnicas que minimizaran los problemas que esto pudiera generar.

### VII. CONCLUSIONES.

- Los objetivos planteados para cada circuito de adquisición fueron cumplidos en su totalidad, por lo tanto el sistema de monitoreo cardíaco propuesto fue terminado con éxito total.
- La visualización de la señal de ECG tuvo que realizarse luego de la adquisición de la información digital debido a que implementar la visualización en tiempo real no permitía una buena adquisición de datos (sólo permitía 20 muestras/s, cuando lo máximo obtenido con la forma implementada fue de 300 muestras/s).
- Se concluyó que un sistema para dispositivos ECG debe tener por separado los bloques correspondientes a la conversión analógico-digital de los datos obtenidos y a la visualización de la señal digital. Si no fuera así, quizás la adquisición no sería adecuada.
- El algoritmo implementado en el programa de Matlab para calcular frecuencia cardíaca otorgaba resultados adecuados únicamente cuando la frecuencia era menor a 60 bpm. Esto demuestra que la eficiencia del programa dependía del número de muestras adquiridas, lo cual permite ver la relación funcional entre hardware-software de un sistema.
- Una mejora significativa del sistema desarrollado pasa por mejorar el método de adquisición de información, lo cual implica mejorar los algoritmos para adquisición de información del programa Matlab, así como los algoritmos para procesamiento de información.
- Dadas las características de la etapa de filtrado en el circuito para la obtención de ruidos, se pudo visualizar otra aplicación útil al sistema diseñado puesto que se observó que sonidos agudos se filtraban de manera adecuada, mientras que otros más graves si eran detectados por medio de la interfaz. De tal forma que el circuito puede ser adecuado para estudios de polisomnografía por ejemplo en donde se puedan detectar ronquidos o incluso apneas en el sueño; o incluso simplemente un detector de voz.

## REFERENCIAS

- [1] Barman, S., Barret, K., Boitano, S., Brooks, H. (2010). *Ganong. Fisiología médica*. McGraw Hill: Distrito Federal.
- [2] [1] Bioelectromagnetism. (2009). *12-Lead ECG System*. Recuperado de <http://www.bem.fi/book/15/15.htm>
- [3] American Diagnostic Corporation. (2015). *Intro to Blood Pressure*. Recuperado de <http://adctoday.com/blog/intro-blood-pressure>
- [4] Barret, K. E., Barman, S. M., Boitano, S., Brooks, H. L. (2010). *Ganong, fisiología médica*. Distrito Federal: Mc Graw Hill.
- [5] Boulpaep, E. L., Boron, W. F. (2012). *Medical Physiology: a cellular and molecular approach*. Filadelfia: Elsevier.
- [6] Electrónica y ciencia. (Agosto 2010). *Utilizar un micrófono electret*. Recuperado de <http://electronicayciencia.blogspot.mx/2010/06/utilizar-un-microfono-electret.html>
- [7] Hartmann, P. (2015). *Aparatos de medición auscultatoria*. Recuperado de <http://www.tensoval.es/aparatos-de-medicion-auscultatoria.php>
- [8] Hughes, B., Remodo, G., Su, A., Yu, D. (s.f.). *Digital stethoscope Project* [Base de datos]. Recuperado de [http://web.uvic.ca/~iheart/IHeart/Document\\_Library\\_files/ProgressReport2%20%28Final%29.pdf](http://web.uvic.ca/~iheart/IHeart/Document_Library_files/ProgressReport2%20%28Final%29.pdf)
- [9] Kapse, C.D., Patil, B.R. (Abril 2013). *Auscultatory and Oscillometric methods of Blood pressure measurement: a Survey*. Recuperado de <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.415.5321&rep=rep1&type=pdf>
- [10] Pontificia Universidad Católica de Chile, Escuela de Medicina. (s.f.). *Del examen físico segmentario: examen del corazón* [Base de datos]. Recuperado de [http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/tercero/integradotercero/apsemiologia/37\\_Corazon.html](http://escuela.med.puc.cl/paginas/cursos/tercero/integradotercero/apsemiologia/37_Corazon.html)
- [11] Sharapov, V. (2011). *Microtechnology and MEMS*. Recuperado de [https://books.google.com.mx/books?id=Y99BqNVtLZYC&pg=PA333&lpg=PA333&dq=korotkoff+sounds+dynamic+range&source=bl&ots=dghrsKoYD&sig=\\_RxdIZLAfjdZuSmOQXkqxteGg0&hl=es&sa=X&ved=0CCYQ6AEwAWoVChMI\\_a-Hub3ryAIVS3E-Ch2XoA5O#v=onepage&q=korotkoff%20sounds%20dynamic%20range&f=false](https://books.google.com.mx/books?id=Y99BqNVtLZYC&pg=PA333&lpg=PA333&dq=korotkoff+sounds+dynamic+range&source=bl&ots=dghrsKoYD&sig=_RxdIZLAfjdZuSmOQXkqxteGg0&hl=es&sa=X&ved=0CCYQ6AEwAWoVChMI_a-Hub3ryAIVS3E-Ch2XoA5O#v=onepage&q=korotkoff%20sounds%20dynamic%20range&f=false)
- [12] *Stethoscope*. (7 de abril de 2015). Recuperado el 16 de abril de 2015 de Wikipedia: <http://en.wikipedia.org/wiki/Stethoscope>
- [13] Universidad de Castilla-La Mancha. (2015). *Micrófonos: transductores básicos*. Disponible en <http://www.infoab.ulcm.es/labelec/Solar/Otros/Audio/html/micrófonos1.html>
- [14] Analog Devices. (2011). *Electrocardiogram (ECG) Solutions* [Documento]. Disponible en <http://www.analog.com/media/cn/technical>
- [15] Analog Devices. (2011). *Low Cost Low Power Instrumentation Amplifier* [Documento]. Disponible en <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- [16]