

**Título del Proyecto
de Investigación a que corresponde el Reporte Técnico:**

Estetoscopio electrónico inalámbrico para el registro de los sonidos cardiacos mediante un sensor piezoeléctrico

Tipo de financiamiento

Sin financiamiento

TÍTULO DEL REPORTE TÉCNICO

Cierre del proyecto

Autores del reporte técnico:

Rafael Eliecer González Landaeta (Responsable).
Juan de Dios Cota Ruiz (participante).
José David Díaz Román (participante).
Ernesto Sifuentes de la Hoya (participante).
Diego Salinas Vega (estudiante).

Cierre del proyecto de titulación titulado: Estetoscopio electrónico inalámbrico para el registro de los sonidos cardiacos mediante un sensor piezoeléctrico

Resumen del reporte técnico en español:

En este trabajo de investigación se desarrolló un prototipo de estetoscopio electrónico inalámbrico para detectar el S1 y S2 del fonocardiograma (FCG), con una elevada relación señal a ruido (SNR) y bajo consumo de corriente. Primeramente, se llevó a cabo una selección e los amplificadores operacionales con los que se trabajarían para que estos contarán con las especificaciones deseadas. Hecho esto, se implementó un circuito basado en un sensor generador (piezoeléctrico), un amplificador de carga y filtros que permitieran detectar el margen de frecuencias en el que se encuentran el S1 y el S2. Se diseñó la campana que favoreciera el proceso de auscultación al sujeto y que posicionará de manera correcta el conjunto membrana-sensor en los focos de auscultación correspondientes. Para verificar su correcta construcción, se realizaron dos adquisiciones del FCG, la primera acoplando directamente con cinta adhesiva el sensor al sujeto, y la segunda con la campana diseñada, comprobado así que el diseño permite un mejor aislamiento y un aumento en la calidad y amplitud del S1 y S2

Se realizó una caracterización electrónica en la cual se estimó el error de cero del circuito completo, la SNR del circuito y la tensión de ruido electrónico. En lo concerniente a error de cero, se registraron valores muy bajos, al igual que para la tensión de ruido electrónico, sobre todo para el margen de frecuencias en el que se encuentra operando el circuito. Esto permitió obtener una SNR elevada en el circuito. También se registró mediante un sistema comercial, la señal de ECG, en sincronía con la registrada a partir de nuestro circuito de FCG, en donde se verificó una perfecta sincronía de ambas señales. Se programó el Arduino y se configuraron los Xbee's, para realizar transmisiones inalámbricas, gestionando el consumo y, mediante una interfaz gráfica desarrollada en LabView, permitía adquirir y registrar en tiempo real la señal de FCG. Con respecto al diseño final del estetoscopio, el espacio posibilitaba incluir todo el conjunto de componentes dentro del dispositivo, es decir, el circuito de FCG, la alimentación el Arduino y el Xbee. Finalmente se promedió el consumo con y sin transferencia inalámbrica de datos, donde se comprobó un bajo consumo del circuito operando de manera individual y un alto consumo al mantener la comunicación inalámbrica.

Palabras clave: Estetoscopio inalámbrico, sensor piezoeléctrico, PVDF.

Usuarios potenciales (del proyecto de investigación):

Cualquier persona que desee obtener información sobre su salud cardíaca mediante el registro de los sonidos del corazón. El prototipo desarrollado es cómodo y sencillo de usar, por lo que es posible usarlo en ambientes no hospitalarios y sin necesidad de tener conocimientos especiales para poder manipularlo.

Reconocimientos:

Este proyecto no se pudo haber terminado sin el trabajo realizado por el estudiante Diego Salinas Vega, quien desarrolló toda la parte experimental del proyecto. También, es importante agradecer a la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez por disponer de instrumentación de última tecnología, la cual fue relevante para la experimentación llevada a cabo durante el desarrollo de este proyecto.

1. INTRODUCCIÓN

La propuesta de este proyecto pertenece a la Línea de Generación y/o Aplicación del Conocimiento (LGAC) de Instrumentación Electrónica y Biomédica del Cuerpo Académico (consolidado) Estudios en Sistemas Digitales de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez. En el año de 2016, la estudiante Karla Vázquez diseñó, junto con el Dr. Rafael González Landaeta en la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, un circuito de alta Relación Señal Ruido (SNR, por sus siglas en inglés) que permitía realizar un registro de fonocardiografía para detectar el S1 y el S2 mediante un sensor piezoeléctrico tipo PVDF apantallado [1]. En el presente trabajo se pretende dar continuación al trabajo desarrollado por Vázquez et al. En esta oportunidad se busca desarrollar un prototipo de estetoscopio electrónico capaz de registrar los sonidos S1 y S2 mediante la comunicación inalámbrica entre el estetoscopio y un dispositivo externo. Mediante este prototipo es posible detectar el Fonocardiograma (FCG) de forma ambulatoria y marcaría el punto de partida para el desarrollo de futuros sistemas vestibles para el registro prolongado del FCG de forma continua o periódica.

2. PLANTEAMIENTO

- Antecedentes

Los estudios relacionados con el FCG han sido rezagados debido a que el valor diagnóstico de su registro no es comparable al de otros registros como el electrocardiograma, la forma de onda de la presión arterial o el fotoplestismograma. En los últimos años se han realizado esfuerzos para encontrar una técnica que permita priorizar los servicios de cardiología, pero que sean de mayor acceso a la sociedad. Estudios recientes han trabajado en el desarrollo de nuevas tecnologías para el registro, visualización y análisis del FCG, haciendo posible mejorar su utilidad y fiabilidad como método no invasivo para el diagnóstico de la salud cardiovascular [2].

El estetoscopio electrónico es un sistema que permite escuchar los sonidos del corazón, on la habilidad de poder amplificar y filtrar márgenes de frecuencias audibles para escuchar los sonidos cardíacos de interés, superando así algunas limitaciones que presenta el estetoscopio mecánico. Más adelante, los estetoscopios electrónicos empezaron a contar con herramientas que no sólo ofrecían una señal audible acondicionada, sino también, un registro de estos sonidos [3].

La señal de FCG captada puede ser utilizada de manera más eficiente por doctores ya que, puede ser visible y por lo tanto puede eliminar el elemento de subjetividad [4], lo cual es una de las desventajas de usar los estetoscopios mecánicos, donde la valoración de los sonidos depende mucho de la capacidad auditiva del auscultante. Se han realizado trabajos donde el motivo principal de las investigaciones radica en crear sistemas que sean capaces de guardar las señales adquiridas en una base de datos en línea, en la cual los usuarios pueden subir registros médicos de audio para su posterior revisión por expertos [5].

En el 2012, se creó el diseño de un sistema sensor inalámbrico basado en un kit de desarrollo Microchip PICDEM para adquirir los sonidos del corazón humano para aplicaciones de fonocardiografía, sirviendo como una opción para desarrollos centrados en tecnología bluetooth, especialmente para teléfonos celulares inteligentes. Los resultados demuestran la ventaja de ser un sistema de alto rendimiento y bajo costo [6].

Otro trabajo presentado en el 2014, en la revista internacional de investigación y aplicaciones tecnológicas, se describe la realización de un monitoreo en tiempo real, a través del software LabVIEW, el cual recibía la señal adquirida con componentes sencillos, lo que da como ventaja un costo muy por debajo de los sistemas actuales, una fácil implementación y un sistema compacto. También, permite almacenar las señales de FCG para llevar un registro continuo que sirve como complemento del tratamiento médico [7].

La mayoría de las investigaciones actuales [8,9], basan por su funcionamiento, en el uso de un diafragma y un micrófono. El primero para capturar las vibraciones de los latidos del corazón, mientras que la señal se amplifica gracias al micrófono, los cuales necesariamente tienen que estar alimentados a baterías. La señal es mandada a un microcontrolador para convertir la señal análoga a una señal digital, además de poder enviar los datos inalámbricamente a un transceptor conectado un puerto USB de una computadora. Opciones más actuales para detectar señales cardiacas incluyen electrodos de superficie, electrodos textiles, acelerómetros y sensores piezo-film [10]. La propuesta de utilizar un sensor piezo-film fue hecha por Nan [11], quien colocó el sensor encima de una cama para monitorización de la respiración. Otro estudio [12] condujo al diseño de un sistema ambulatorio de presión arterial, utilizando también la tecnología piezo-film. La ventaja de usar un sensor piezo-eléctrico, el cual es un sensor generador, es que generan una señal eléctrica a partir de la magnitud que miden, sin necesidad de una alimentación eléctrica, ofreciendo una alternativa para un consumo bajo.

Trabajos más actuales se basan en redes Zigbee, que permiten la transmisión de datos con un alto nivel de desempeño y bajo consumo, que permite la teleauscultación inalámbrica para grabación de

señales de fonocardiografía. Gracias a este tipo de red, la frecuencia de transmisión de señal no se superpone con las de Wifi y Bluetooth y minimiza las interferencias [11]. Valipour y Reza [12], propusieron el uso de dos micrófonos capacitivos alimentados a una batería de litio de 3.3 V, un microcontrolador y un transceptor que opera a la frecuencia de 2.54 GHz y dentro de la banda Industrial, científico y Medica, siendo más confiable que los operados por bluetooth. Destaca debido a que el dispositivo fue probado en varios voluntarios y se comparó con un estándar de oro para determinar la precisión del sistema, dando como resultado, el poder utilizar este sistema para la monitorización en aplicaciones de atención medica debido a su calidad.

La relación médico- paciente en países subdesarrollados, específicamente en áreas rurales es escasa. Un trabajo de investigación enfocado en ayudar zonas rurales logró el desarrollo de un estetoscopio digital inteligente, el cual realiza un estudio de salud preliminar por sí mismo y permite la comunicación de los datos con el médico, incluyendo también un registro de cada paciente para generar una base de datos para referencias futuras. El estetoscopio inteligente, obtenía la señal a base de un sensor de disco piezoeléctrico, obteniendo un mayor SNR y una menor atenuación que a partir de micrófonos. Al sensor se le añadieron cables que fueron conectados a una entrada de audio de 3mm, la cual permitió que la pieza del pecho del estetoscopio pudiera ser conectada al teléfono. Después de adquirir la señal, realizaron una segmentación, mediante un algoritmo que posibilitó identificar la ubicación precisa de los sonidos fundamentales del corazón, con el fin de la identificación de condiciones patológicas, con su subsecuente clasificación. A pesar de usar elementos de muy bajo costo, su precisión fue de 91% para mujeres y 88% para hombres con algún tipo de condición patológica [13].

- **Marco teórico**

2.1. Introducción

El contenido de este capítulo incluye los conceptos que dan lugar al desarrollo de un estetoscopio electrónico inalámbrico, desde la parte fisiológica, hasta la transmisión de datos inalámbricos de datos previamente acondicionados electrónicamente. En la sección 2.2, se encuentra descrito la anatomía y fisiología del corazón, donde se menciona funcionamiento y el ciclo cardiaco y una descripción del impacto debido a enfermedades cardiovasculares.

Más adelante en la sección 2.3 se describen los sonidos cardiacos fundamentales, en donde se menciona la generación de los mismos, el tiempo en los que deben aparecen durante el ciclo cardíaco norma y la frecuencia en la que se encuentran. Finalizando en la subsección 2.3.3 detallando los focos de auscultación principales utilizados en la práctica clínica, para escucharlos y la localización de los mismos. El contenido de la sección 2.4 abarca el descubrimiento de la fonocardiografía y características principales de la señal. También los sensores más utilizados actualmente para la obtención de la señal, finalizando en la subsección 2.4.4 con los aspectos a considerar en la pre-amplificación de esta.

En la sección 2.5 se menciona al amplificador de carga, el cual será utilizado para lograr convertir los cambios de carga del sensor piezoeléctrico en cambios de voltaje. Prosiguiendo con el

capítulo 2.6, el cual incluye una minuciosa descripción del estetoscopio inalámbrico electrónico en la actualidad, así como también los módulos con los que debe contar para lograr una correcta adquisición y procesamiento de la señal de FCG. Finalizando el capítulo, con la sección 2.7, que muestra una breve descripción de la transmisión inalámbrica de datos y las principales redes utilizadas, que permiten transferir datos con un bajo consumo.

2.2. Fisiología del corazón

El corazón, mostrado en la figura 2.1, está compuesto por dos bombas: un corazón derecho e izquierdo. El primero bombea sangre hacia pulmones y el segundo bombea sangre a los demás órganos. Cada uno de estos corazones se encuentra conformado por dos cámaras, una denominada aurícula y otra ventrículo. La ritmicidad cardíaca es un mecanismo que produce una secuencia de contracciones, la cual transmite potenciales de acción a través del músculo cardíaco determinando el latido. Los tres tipos de músculo cardíaco presentes en el corazón son: músculo ventricular, músculo auricular y fibras excitables y de conducción. Tanto el músculo ventricular como el auricular se contraen de manera semejante al músculo esquelético, exceptuando el hecho de que el tiempo de contracción es superior. En cambio, las fibras excitables y de conducción se contraen mínimamente al contener solamente pocas fibras de contracción; a diferencia de ello, presentan descargas eléctricas rítmicas automáticas en forma de potenciales de acción y conducción que son transmitidos por todo el corazón, constituyendo así un sistema excitador que mantiene el control sobre el latido rítmico cardíaco.

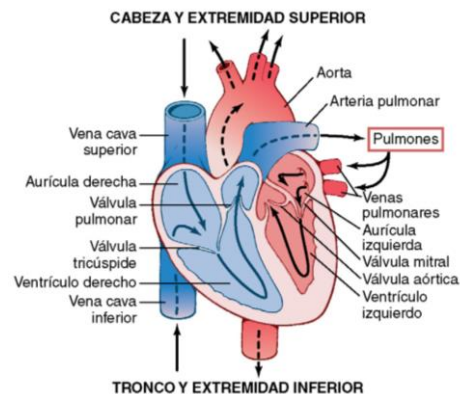


Figura 2.1. Estructura del corazón y trayecto del flujo sanguíneo a través de las cavidades y válvulas cardíacas [16].

2.2.1 Potencial de Acción

El potencial de acción registrado en una fibra ventricular, mostrada en la figura 2.2, en promedio es de 105 mV, lo que representa que el potencial intracelular se eleva de un valor negativo (-85 mV) a un valor levemente positivo (+20 mV) en cada latido. Después del impulso inicial la membrana se mantiene despolarizada por 0.2 s, reflejando una meseta, procediendo a una repolarización súbita.

El potencial de acción en el músculo esquelético es generado principalmente debido a apertura rápida de gran cantidad de canales de sodio, que dan lugar a la entrada de altas cantidades de sodio a la fibra muscular proveniente del líquido extracelular. Son denominados rápidos ya que su apertura tiene

una duración de apenas milésimas de segundo y después son cerrados repentinamente. Al terminar este cierre sucede la repolarización y el potencial de acción finaliza en otra milésima de segundo. De manera análoga, otra diferente multitud de canales lentos de calcio, se abren durante algunas décimas de segundo. En este tiempo se permite el flujo de una alta cantidad de iones de calcio y sodio a través de estos canales hasta interior de la fibra muscular cardíaca lo que mantiene la despolarización.

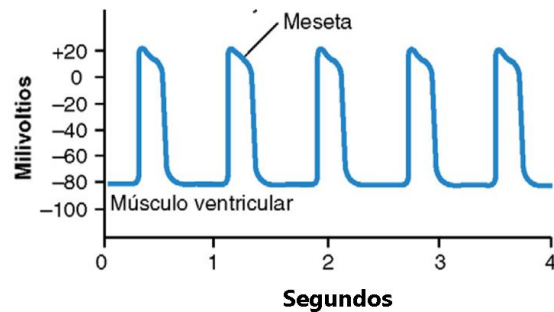


Figura 2.2. Potencial de acción rítmico (en mV) de una fibra muscular ventricular, registrados por microelectrodos [16].

2.2.2 Ciclo Cardíaco

Los eventos cardíacos que ocurren desde que comienza un latido hasta el inicio del siguiente es denominado ciclo cardíaco. El ciclo comienza por al generarse de manera espontánea un potencial de acción dentro de nódulo sinusal, encontrado en la aurícula derecha específicamente en la pared superolateral, y este potencial de acción se desplaza desde aquí velozmente por cada aurícula y por consiguiente hacia los ventrículos. A causa de esta disposición, hay un retraso de 0.1s del paso del impulso cardíaco proveniente de las aurículas a los ventrículos lo que posibilita que las aurículas puedan contraerse y bombear sangre hacia los ventrículos antes de la contracción ventricular.

El ciclo cardíaco se conforma por la diástole, el cual es un periodo de relajación, seguido de un lapso de contracción denominado sístole. El valor inverso de la frecuencia cardíaca es igual a la duración del ciclo cardíaco. En la figura 2.3 se observan los acontecimientos que ocurridos durante el ciclo cardíaco. Las tres curvas superiores indican diferencias de presión en la aorta, en el ventrículo izquierdo y en la aurícula izquierda. La cuarta curva cambios de la cantidad de volumen ventricular, la quinta electrocardiograma y la sexta el fonocardiograma [16].

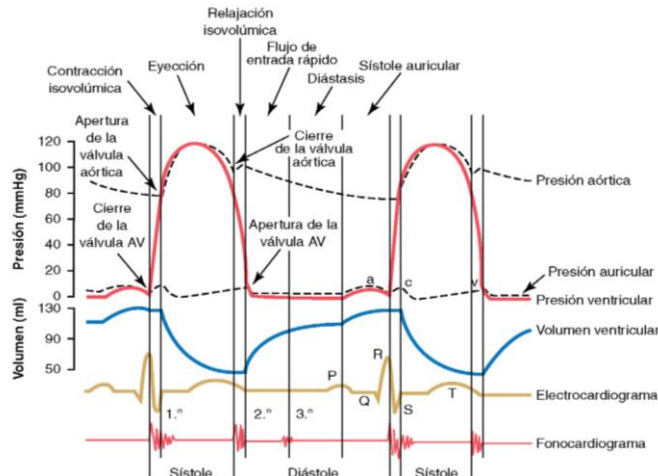


Figura 2.3. Acontecimientos del ciclo cardíaco para la función del ventrículo izquierdo [16].

En el correcto funcionamiento de este sistema, las aurículas logran contraerse aproximadamente 1/6 de segundo antes de que ocurra la contracción ventricular, posibilitando el llenado de los ventrículos antes de bombear la sangre hacia los pulmones para dar lugar a la circulación periférica. Además, este conjunto permite que todas las partes del ventrículo logren contraerse casi simultáneamente para así generar una presión más efectiva en sus cavidades. Si existen cardiopatías, pueden ocurrir diversas lesiones, un ejemplo de ello es la aparición de una isquemia de tejidos cardíacos que se debe a la reducción del flujo sanguíneo coronario. Esto puede dar lugar a alteraciones en el ritmo cardíaco o una serie anormal de contracciones dentro de las cavidades cardiacas, produciendo alteraciones graves en la eficacia del funcionamiento como bomba del corazón, provocando en su peor caso, la muerte [16].

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son un problema mundial, en donde sus consecuencias, se encuentran afectando directamente a diversos parámetros de la población: mortalidad y morbilidad individual, sufrimiento de las familias y gastos elevados, divididos en directos, por diagnóstico y tratamiento e indirectos, por pérdida de actividad laboral. Sin importar las condiciones sociales, culturales o económicas, las diversas regiones del mundo tienen que enfrentar esta epidemia, a pesar de que actualmente no existe una solución global única que permita evitar las repercusiones globales de las ECV. Una de las alternativas más rentables a estrategias de control de las ECV, es la asignación de recursos en estrategias de bajo coste que permitan la expansión de conocimientos, particularmente en estrategias de diagnóstico, prevención y terapéuticas. Una correcta inversión puede afectar el curso natural del aumento de esta transición epidemiología en todas las partes del mundo y reducir así, las excesivas repercusiones globales de las ECV [17].

2.3. Sonidos Fundamentales del corazón

Los sonidos fundamentales del corazón o ruidos cardíacos son la manifestación sonora del cierre de cada válvula cardíaca. Como su funcionamiento es unidireccional, facilita la correcta circulación de la sangre dentro del circuito cardiovascular. Para lograr esto, el corazón utiliza un conjunto de compuertas

(válvulas cardíacas) que regulan el paso de la sangre en una sola dirección evitando el retorno a la cavidad que se encuentra expulsando. La válvula tricúspide permite la abertura de sus compuertas solo en dirección hacia el ventrículo derecho y evita el paso a la aurícula izquierda de esta misma manera, la válvula pulmonar realiza su apertura hacia los pulmones evitando el retorno al ventrículo derecho, la mitral hacia el ventrículo izquierdo y no permite el retorno a la aurícula y, a su vez, la válvula aórtica realiza su apertura hacia la circulación periférica e impide el paso al ventrículo izquierdo. Cabe mencionar que los ruidos emitidos por las válvulas son debido a su cierre y no por su apertura. [16,18].

2.3.1. Primer y segundo ruido cardíaco

En un corazón normal comúnmente son escuchados dos sonidos. El primero es asociado al cierre de las válvulas auriculoventriculares (AV), es decir el inicio de la sístole, y el segundo se relaciona cuando se cierran las válvulas aórtica y pulmonar (semilunares) al terminar la sístole. Se creía que la causa de cada tono cardíaco era debido por el impacto de las valvas con el de las válvulas generando vibraciones, sin embargo, este choque provoca un ruido escaso o nulo porque la sangre amortigua este golpeteo y impide la formación de ruido. La verdadera causa de los tonos es la vibración de las válvulas tensas seguidamente después del cierre, en conjunto con la vibración de las paredes adjuntas a los vasos mayores del corazón. Para que se genere el primer sonido cardíaco es necesaria la contracción de los ventrículos, la cual provoca un flujo atrasado y brusco de sangre hacia las válvulas AV, provocando su cierre y desplazamiento hasta las aurículas, pero las cuerdas tendinosas interrumpen bruscamente la protrusión posterior. La elasticidad de las cuerdas y válvulas causa el retorno de la sangre, la cual rebota con el ventrículo respectivo, provocando una vibración de las paredes y de la sangre, generando turbulencias sonoras en la sangre, las cuales pueden ser escuchadas.

El primer tono cardíaco tiene una duración de 0.14 s y el segundo de 0.11 s. El intervalo audible de la frecuencia del primer y segundo tono cardíaco, es comenzado en frecuencias bajas en torno a 40 ciclos/s y llenado a sobrepasar 500 ciclos/s. Al usar un dispositivo para registrar estos sonidos, la mayor parte de este sonido se mantiene en frecuencias y niveles de sonido en intervalos inaudibles, pudiendo llegar a 3.4 ciclos/s en el nivel mínimo y hasta un máximo en 30 ciclos/s, Por ese motivo, los sonidos cardíacos que no pueden ser escuchados un instrumento para auscultar, pueden registrarse en un fonocardiograma. En la figura 2.4 se muestra la comparación de un FCG y electrocardiograma donde se muestra la relación de sus eventos [16,18].

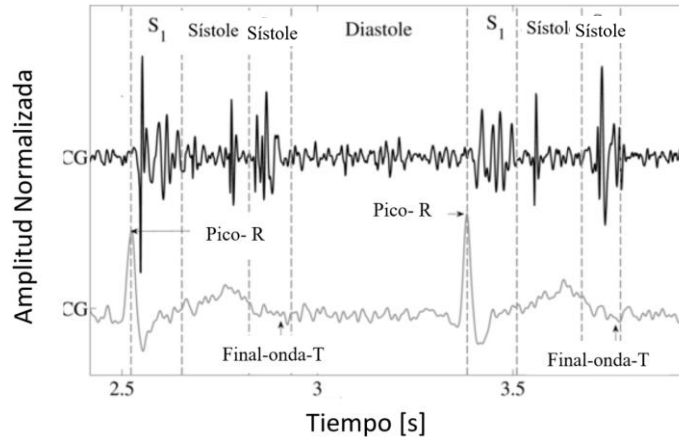


Figura 2.4. Sonidos Fundamentales del corazón (FCG) vs electrocardiograma [15]

2.3.2. Tercer y cuarto sonidos cardíacos.

Ocasionalmente, es posible registrar un tercer tono cardíaco, el cual es muy débil y ocurre al poco después del inicio de la diástole. Se considera que su origen es debido a la oscilación de la sangre que entra y sale de las paredes de los ventrículos, debido a la sangre acelerada que viene de las aurículas. Su frecuencia es mínima y no puede ser percibida por el oído humano, a pesar de ello puede ser registrado por un fonocardiógrafo.

El cuarto tono tiene una frecuencia baja de 20 ciclos/s o menos y es originado cuando las aurículas se contraen y, está causado por la sangre acelerada que impacta en los ventrículos [16]. Es difícil lograr escucharlo en un estetoscopio común, sin embargo de igual manera que el tercer sonido, puede ser posible registrarlo en el fonocardiograma.

2.3.3. Focos de auscultación para ruidos cardíacos

Aunque existen siete áreas para auscultar, la auscultación del área precordial posibilita el reconocimiento de los ruidos y sus matices en cinco distintos focos de auscultación:

- **Aórtico:** segundo espacio intercostal, línea paraesternal derecha.
- **Pulmonar:** segundo espacio intercostal, línea paraesternal izquierda.
- **Accesorio:** debajo del foco pulmonar. Se escuchan fenómenos acústicos valvulares aórticos
- **Tricúspideo:** debajo de apéndice xifoides. Se escucha el ventrículo derecho
- **Mitral:** quinto espacio intercostal. Ruidos originados por la válvula mitral [18].

En la figura 2.5 se pueden apreciar las zonas de mejor auscultación para escuchar mejor los ruidos de las válvulas cardíacas.

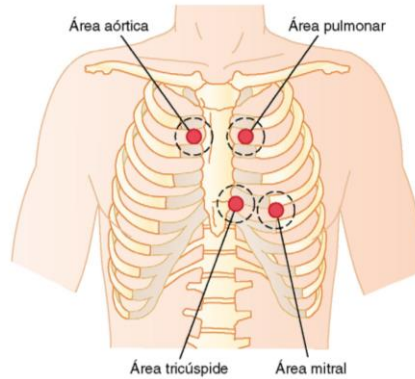


Figura 2.5. Áreas con mejor apreciación de ruidos cardíacos de las válvulas [16]

2.4. Fonocardiografía

La auscultación se ha practicado con fines de diagnóstico cardiovascular a través del sentido de la audición humana durante mucho tiempo, siendo el estetoscopio la única tecnología involucrada, que permite establecer un compartimiento de aire cerrado entre una parte de la superficie del tórax de la persona (área auscultada) y el orificio de la oreja del médico. Sin embargo, este método es psicofísico y por lo tanto, subjetivo, y depende totalmente de la capacidad de audición del auscultante. Aun así, ha demostrado su beneficio y continúa siendo una herramienta importante en el diagnóstico cardiovascular.

El origen de la fonocardiografía está fuertemente relacionado con la auscultación. Puede definirse como el método para obtener grabaciones de sonidos cardiovasculares, es decir los fenómenos captados por la técnica de auscultación.

Las grabaciones de estos sonidos se evalúan en papel o a partir de un registro en computadora, muchas veces en sincronía de otras señales como el electrocardiograma, buscando ciertos patrones de onda y su relación con señales predeterminadas. Las señales fonocardiográficas se examinan con respecto a la aparición de patrones patológicos, intensidades relativas y variaciones de intensidad, dependiendo de la duración de los eventos. Además, pueden hacerse evaluaciones más objetivas que va desde analizar cada fenómeno hasta analizar la forma de onda con bancos de datos. La figura 2.6 muestra un registro típico de la señal de FCG, en la cual aparecen ocho trazas sucesivas del primer y segundo con marcadores clínicos anotados [19].

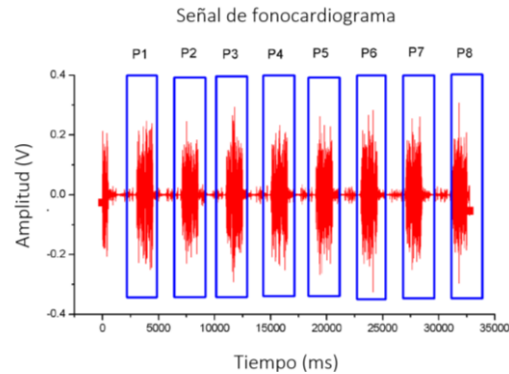


Figura 2.6. Trazo de fonocardiograma con 8 ondas sucesivas de S1-S2 [19].

Se sabe que, para obtener información suficiente mediante la fonocardiografía, una sola grabación no es suficiente. Es por ello que se necesita la repetición de la prueba con diferentes coeficientes de filtrado para así el médico mediante su experiencia clínica tenga la posibilidad de reconocer distintos patrones.

2.4.1. Descubrimiento de la señal de fonocardiografía

El primer científico que escuchó los sonidos del corazón y sentó las bases de la auscultación actual gracias a su invención, el estetoscopio, fue Laennec. Al avanzar el conocimiento fisiológico, interpretaciones erróneas de los sonidos cardíacos fueron eliminadas. La primera transducción fue de los sonidos fue en 1895 por Huerthle, quien conectó un micrófono a un tejido de músculos nerviosos de rana. La primera persona en grabar un fonocardiograma fue Eithoven, en 1907, quien con la ayuda de un micrófono de carbono y un galvanómetro de cuerda registró la vibración acústica muscular.

Un gran número de investigadores se involucraron en el desarrollo de filtros para separar los fenómenos, como lo fue el tubo de vacío, donde la amplificación electrónica estuvo disponible. En la década de los setenta y principios de la década de los ochenta, se realizó una investigación para conocer los aspectos físicos del registro, generación y transmisión del sonido cardíaco, en conjunto de la ecocardiografía y Doppler. Era difícil obtener grabaciones de alta calidad con alta SNR. Sin embargo, en la actualidad no se ha alcanzado el mismo nivel de estandarización que otras técnicas, aun así, la presentación de imágenes gracias a estetoscopios de alta definición (combinado con computadoras y softwares de adquisición) han generado un concepto moderno y de alto valor clínico para la fonocardiografía.

Las técnicas utilizadas actualmente para registrar el fonocardiograma necesitan de un conjunto de señales filtradas en frecuencia, donde cada una enfatiza componentes gradualmente de mayor frecuencia (utilizando filtros paso alto o paso banda) haciendo posible la inspección visual de fenómenos de sonidos en diferentes rangos de frecuencia, adaptados por una amplificación compensadora alta [19].

2.4.2. Grabación de los sonidos

La grabación de los sonidos del corazón es un problema debido a la medición de la vibración, ya que implica la necesidad de un sensor para convertir sonido o vibraciones a electricidad, preamplificación para amplificar la señal y un filtrado adecuado para evitar frecuencias no deseadas, un convertidor analógico a digital, así como el almacenamiento y la visualización en papel o utilizando tecnologías de la información. Una herramienta útil que presenta esta cadena de pasos es el estetoscopio electrónico inteligente [20]. El ancho de banda útil va desde los 20 hasta los 1000 Hz. El sensor debe ser un transductor de vibración, y si se desea mostrarlo virtualmente es necesario una tarjeta de adquisición de datos y un software de procesamiento de señales como LabView [21].

2.4.3. Sensores para la adquisición de sonidos cardíacos

La necesidad de avanzar en las técnicas de registro es evidente, lo que ha dado lugar a la aparición de un nuevo campo llamado auscultación computarizada, la cual surge gracias a la aparición del estetoscopio electrónico. En general, existen dos tipos de estetoscopios: el acústico tradicional y el electrónico. El acústico funciona con la transmisión de sonido, a través de tubos huecos llenos de aire, hasta los oídos del oyente. La pieza de cofre permite detectar el sonido, y transmitirlos. Su problema radica en el sonido, el cual es extremadamente bajo. Un estetoscopio electrónico supera esos bajos niveles al amplificarlos electrónicamente. Se ha demostrado que existen mucha mejora en los diagnósticos si se comparan ambos tipos. Existen varios tipos de sensores para captar las señales, cada uno de ellos con características distintas, entre los que destacan micrófonos, acelerómetros, capacitivos y piezoeléctricos.

2.4.3.1 Micrófono y acelerómetro

A diferencia de los estetoscopios acústicos, los sensores en los estetoscopios electrónicos varían ampliamente. La manera más simple de detección consta en un micrófono en la pieza del cofre [22]. El micrófono es un sensor acoplado al aire que mide las ondas de presión inducidas por los movimientos de la pared torácica. Otro sensor muy utilizado es el acelerómetro, los cuales son sensores de contacto que miden directamente los movimientos de la pared torácica [20].

En la figura 2.7 se muestra la estructura del acelerómetro. La tecnología utilizada es la de soldadura anódica de obleas de silicio mediante una capa intermedia de Pyrex depositado por sputtering.

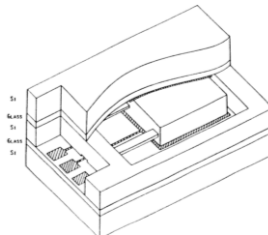


Figura 2..7 Esquema de un acelerómetro capacitivo [23]

2.4.3.2 Sensor capacitivo

El sensor de tipo capacitivo está basado en la tecnología del sistema micro-electromecánico (MEMS) y detecta la presión acústica con un cambio en su valor de capacitancia nominal. La pieza central del diafragma es un peso suspendido (masa de prueba) que se puede mover libremente. Esta masa de prueba está eléctricamente aislada de una estructura fija estática teniendo así un valor de capacitancia nominal entre ellos. Cuando el diafragma está sujeto a una fuente de presión acústica, comenzará a moverse en armonía con la fuente, causando así cambios en su valor de capacitancia nominal. El sensor capacitivo MEMS tiene la ventaja de ser de un tamaño pequeño y una mejor estabilidad de la temperatura. Además, es compatible con la tecnología convencional complementaria de semiconductores de óxido de metal; por lo tanto, cuando se combina con un circuito integrado, hace posible desarrollar un sistema de sensor sonidos cardíacos de alto rendimiento [22].

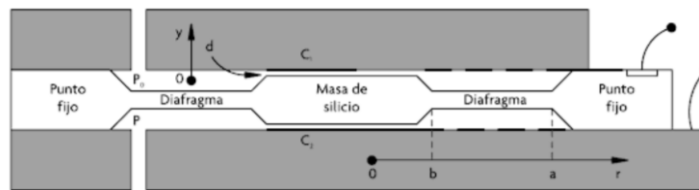


Figura 2Error! No text of specified style in document..8. Sensor capacitivo MEMS de presión basado en el principio de masa móvil [24]

2.4.3.3 Sensor piezoeléctrico

Los sensores piezoeléctricos funcionan algo diferente de la simple detección de la presión de sonido del diafragma. Los sensores piezoeléctricos producen energía eléctrica por deformación de una sustancia cristalina. En este caso, el movimiento del diafragma deforma un cristal del sensor piezoeléctrico, que está acoplado mecánicamente al diafragma del estetoscopio, y se produce una señal eléctrica. El problema con este sensor es que el mecanismo de conversión produce una distorsión de la señal en comparación con la detección del movimiento puro del diafragma.

El sonido resultante es, por tanto, algo diferente en tono y distorsionado en comparación con el obtenido por un estetoscopio acústico [20]. Se han hecho intentos por mejorar la obtención de señales mediante estos sensores presentan ventajas de a diferentes, lo cual facilita su implementación en cualquier sistema portátil. La sensibilidad de estos sensores dependiendo de los materiales utilizados para su construcción.

Los más usuales son los sensores Electromecánicos (EMFi, de Electromechanical Film) y los de Fluoruro de Polivinilideno (PVDF, por sus siglas en inglés). Se han utilizado este tipo de sensores para detectar diversos parámetros fisiológicos con elevada SNR [1].

Los sensores piezoeléctricos apantallado SDT como el de la figura 2.9 cuentan con una carcasa de plástico moldeado y cables coaxiales o blindados. Esto con el fin de proteger las señales piezoeléctricas de baja tensión de la interferencia eléctrica exterior. De lo contrario, la interferencia

eléctrica exterior podría enmascarar señales válidas. Además, se asegura recibir solamente señales de interés [25].

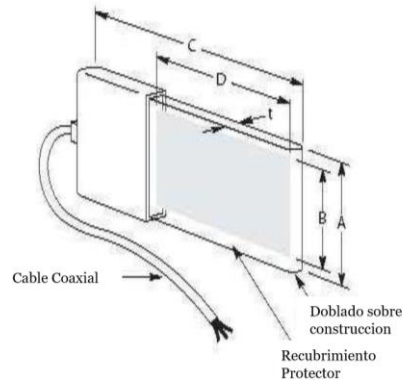


Figura 2.9. Estructura de un sensor SDT [26]

2.4.4. Preamplificación de la señal de fonocardiografía

Sin detallar a fondo la electrónica, la importancia del preamplificador radica en que determina en gran parte, el nivel de ruido electrónico de todo el conjunto. Es por ello que se trata de evitar influencias perturbadoras en esta etapa. Primero, se tienen las vibraciones fisiológicas generadas por otros órganos además del corazón, siendo las de mayor inconveniente las generadas por respiración, especialmente cuando existe una enfermedad pulmonar. Para la medición se recomienda un estado de reposo expirado. Aunado a esto, hay vibraciones ambientales y ruidos que son transmitidos por el aire, que se presentan como frecuencias altas mientras la vibración cardíaca es débil, que de igual manera son inconvenientes. Es por ello que, la campana debe acoplarse de manera hermética a la pared del tórax. Si no se logra mantener un ruido electrónico bajo, no se logrará reconocer ningún sonido o soplo cardíaco [21].

Además, se debe considerar la característica en frecuencia de la amplificación. Un ejemplo en el caso de la obtención piezoeléctrica, su propiedad de salida eléctrica es capacitiva y la combinación de esta capacitancia con la resistencia de entrada de un preamplificador de voltaje da lugar a un efecto de paso alto de primer orden, para lo cual pueden usarse amplificadores de carga o de corriente [21].

2.5. Amplificadores de Carga

Un amplificador de carga es un circuito cuya impedancia de entrada equivalente es una capacitancia que proporciona un valor de impedancia muy alto a bajas frecuencias. Por lo tanto, al contrario de lo que su nombre puede sugerir, un amplificador de carga no amplifica la carga eléctrica presente en su entrada. Su función es en realidad obtener un voltaje proporcional a esa carga con una baja impedancia de salida. Por lo tanto, es un convertidor de carga a voltaje.

En la figura 2.10 se muestra un circuito propuesto por W. P. Kistler en 1940 [27]. Consiste en un amplificador operacional con un solo condensador como retroalimentación.

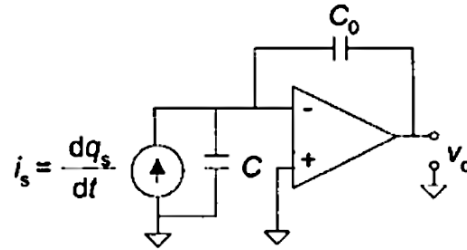


Figura 2.10. Amplificador de carga ideal

Se basa en la transferencia de carga del sensor (en paralelo con el cable y la entrada del amplificador) a un condensador fijo, C_0 , y luego se mide el voltaje a través de él con un amplificador como un electrómetro. Si la ganancia de lazo abierto para el amplificador es Ad , entonces tenemos

$$V_o = \frac{Q_s}{C_0 + \frac{C + C_0}{Ad}} \approx \frac{Q_s}{C_0}$$

donde se asume $Ad \gg 1$, siendo verdadero solo a bajas frecuencias. Ahora la sensibilidad no depende del cable, excepto a altas frecuencias, donde Ad disminuye. La capacitancia del cable puede ser importante cuando C_0 es pequeño para tener una sensibilidad alta. La ganancia acumulada depende de C_0 , que en consecuencia debe tener una alta estabilidad y fuga mínima. Si es necesario, la capacitancia parásita debe reducirse apantallando [27].

La figura 2.11 muestra el circuito equivalente para el sensor piezoeléctrico conectado al amplificador de carga.

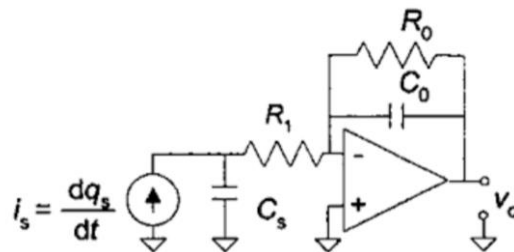


Figura 2.11. Circuito equivalente para un sensor piezoeléctrico conectado a un amplificador de carga cuya entrada es protegida por resistencias en serie.

Si consideramos R_0 como infinita, la tensión de salida será:

$$V_o = -V_s \frac{C_s}{C_0} = -\frac{q_s C_s}{C_s C_0} = -\frac{q_s}{C_0}$$

2.6. Estetoscopio electrónico

El interés clínico por el PCG en su forma clásica ha ido disminuyendo en los últimos años, pero se ha despertado un interés creciente en el registro de sonidos cardíacos con la ayuda de estetoscopios electrónicos. Esto es debido a que presenta un combinado de tecnología de la información que permite la adquisición de datos, visualización, manejo de datos, extracción de parámetros, reproducción, aplicaciones de telemedicina, reconocimiento de patrones de onda y diagnóstico mediante bancos de datos. El estetoscopio acústico moderno comprende un auricular biauricular y una pieza de cofre conectada con un tubo elástico. El estetoscopio electrónico combina esa simplicidad del estetoscopio acústico con todos los beneficios de la electrónica.

Esencialmente, el estetoscopio electrónico es un estetoscopio acústico provisto de sensores incorporados, para la captación de vibraciones. Cuentan con amplificación y filtrado y la mayoría cables o conexión inalámbrica a una computadora personal para su posterior procesamiento. Como se sabe están destinados a la observación (y registro) de los sonidos y soplos cardíacos. Los beneficios obtenidos son más que obvios, ya que los sonidos grabados con el estetoscopio electrónico se pueden observar y/o visualizar después de la auscultación, logrando obtener una colección típica del corazón y soplos con fines de capacitación. Las señales grabadas se pueden imprimir, o hasta lograrlas adaptar a un filtrado y escalado digital.

El valor del PCG convencional disminuye, pero la auscultación con un estetoscopio electrónico, al ser simple, económica y no restringida, se ha mantenido como una herramienta de diagnóstico para el cardiólogo. El procesamiento permite apoyar el diagnóstico. En la figura 2.12 se observa la estructura básica de un estetoscopio electrónico [21,22].

3. METODOLOGÍA

1. Selección de componentes de bajo consumo que contengan las características estáticas y dinámicas suficientes para procesar el FCG.
2. Diseño de la etapa de alimentación de todo el sistema electrónico.
3. Implementación del circuito para adquirir la señal del FCG con un sensor piezoeléctrico.
4. Caracterización del sistema electrónico.
5. Adaptación de la etapa de conexión inalámbrica al sistema electrónico de acondicionamiento de señal.
6. Gestión de la comunicación inalámbrica de datos para la optimización del consumo eléctrico del sistema.
7. Selección de la membrana que se usará para acoplar el sensor piezoeléctrico.
8. Diseño y construcción de la campana del estetoscopio donde se incorporará el sistema electrónico
9. Desarrollo de un algoritmo en LabVIEW para la adquisición y visualización de las señales de FCG.

10. Obtención de medidas en diferentes sujetos de pruebas, para compararlo con un método de medida estandarizado.

4. RESULTADOS

4.1. Introducción

El contenido de este capítulo incluye la presentación y discusión de los resultados obtenidos a partir de la metodología descrita en el capítulo anterior.

4.2. Acoplamiento de la membrana con la campana diseñada

La campana diseñada debería permitir un acoplamiento correcto entre el sensor y la membrana. Tal y como se observa en la figura 4.1, la calidad que se logró con la impresión en resina permite que el aro se sostenga en conjunto con la membrana de manera adecuada. Además, la apertura que se diseñó para el soporte del sensor cumple con la condición de dejar un espacio de aire entre el área activa de éste y la membrana.

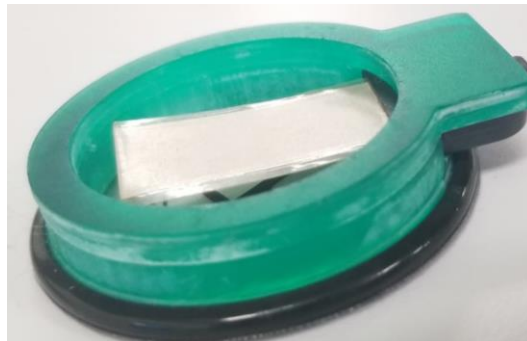


Figura 4.1. Sensor piezoeléctrico acoplado a la campana de resina.

4.3. Comparación de la adquisición de la señal

El diseño de la campana permite reducir los efectos de los movimientos involuntarios del sujeto de prueba, ya que debido a la alta sensibilidad del sensor se detectaban señales debidas a artefactos de movimiento. Aunado a eso, mantener constante el espacio de aire entre la membrana y el sensor era complicado, lo cual hacía que cambiara la respuesta de este y detectará vibraciones no deseadas. En la figura 4.2 se puede observar el FCG obtenido cuando la campana se acopló al sujeto mediante una cinta adhesiva y cuando el sensor se incorporó a la campana. Es evidente el cómo mejora la calidad de la señal detectada cuando se usó el sensor acoplado a la campana. En el otro caso se aprecian señales que no son debidas al FCG y que disminuyen la SNR de dicha señal.

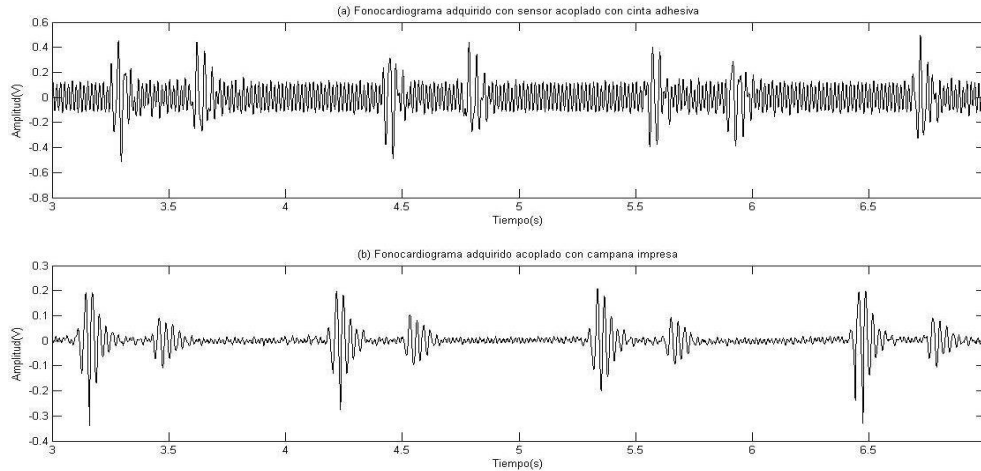


Figura 4.2. FCG obtenido del tercer espacio intercostal cuando el sensor se acopló al sujeto mediante cinta adhesiva (superior) y mediante la campana (inferior). Las señales no presentan sincronía debido a que no se adquirieron simultáneamente.

4.4. Caracterización de la instrumentación electrónica

4.4.1. Errores de cero

El error de cero es un término utilizado para indicar el valor de la desviación de la señal de salida desde el cero cuando tenemos una entrada nula. Estos errores son causados, principalmente, por corrientes de polarización y tensiones de offset en la entrada y salida de los amplificadores.

Tal como lo muestra la gráfica de probabilidad normal de la figura 4.3, el promedio de las mediciones es de $1.13 \mu\text{V}$. Se puede decir que existe una distribución normal Gaussiana en los datos ya que la mayoría de los datos se encuentra dentro de la normal. El valor de $p < 0.005$ nos indica que ciertos datos adquiridos son valores atípicos, los cuales son los que no se encuentran dentro de la recta.

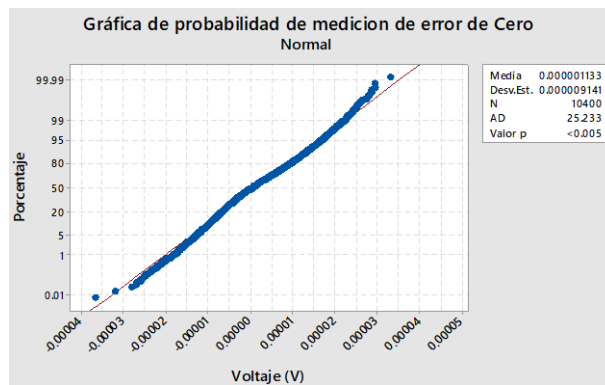


Figura 4.3. Gráfica de probabilidad normal de los errores de cero.

Con esto podemos inferir que el histograma mostrado en la figura 4.4 sigue una distribución normal; la media (promedio) obtenido de este histograma se corresponde con el error de cero del sistema de medida del FCG.

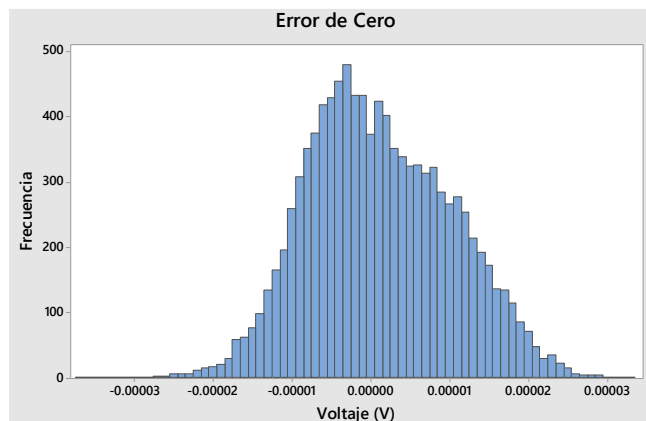


Figura 4.4. Gráfica de probabilidad normal de los errores de cero.

4.4.2. Ruido electrónico

La figura 4.5 muestra la densidad espectral la tensión de ruido obtenida a partir de la metodología descrita en el apartado 3.9.2. Como se puede observar, la mayor contribución de ruido se encuentra a frecuencias bajas. A pesar de ello, se tiene la ventaja de que nuestro sistema trabaja en un ancho de banda más alto, la contribución de ruido es un poco menor. De la figura 4.5 se obtiene que para una frecuencia de 33 Hz (mínima de frecuencia del sistema diseñado) la densidad de la tensión de ruido es de $3.56\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$.

A partir de la densidad de la tensión de ruido es posible estimar la tensión de ruido de pico a pico para posteriormente estimar la SNR de las señales detectadas. Primeramente, se obtiene la potencia de la densidad espectral de ruido elevando al cuadrado la densidad espectral de la tensión de ruido, esto es

$$e_n = 3.56 \mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$$

$$e_n^2 = (3.56 \mu\text{V})^2/\text{Hz}$$

Posteriormente, se estima la potencia de ruido tomando en cuenta el ancho de banda de interés, resultando:

$$E_n^2(\text{rms}) = [(3.56\mu\text{V})^2/\text{Hz}][450\text{Hz} - 33\text{Hz}] = 5.28 \times 10^{-9} \text{V}^2$$

A partir de este valor, es posible estimar la tensión ruido de pico a pico con un 95 % de confianza tomando un factor cresta de 4. Es decir,

$$E_n(\text{rms}) = \sqrt{[(3.56 \mu\text{V})^2/\text{Hz}][450 \text{ Hz} - 33 \text{ Hz}]} = 72.69 \mu\text{V}_{\text{rms}}$$

$$E_n(p-p) = (72.69 \mu V_{rms})(4) = 0.2907 \text{ mV}(p-p)$$

Una vez estimado $E_n(p-p)$, es posible calcular la SNR de la señal obtenida. En nuestro caso, la amplitud máxima de pico a pico de nuestra señal ($S(p-p)$) fue de 0.2939 V.

$$SNR(dB) = 20 \log\left(\frac{S(p-p)}{E_n(p-p)}\right) = 20 \log\left(\frac{0.2939V}{0.2907 \text{ mV}}\right) = 60.09 \text{ dB}$$

El valor de la SNR para el peor de los casos es de 60.09 dB.

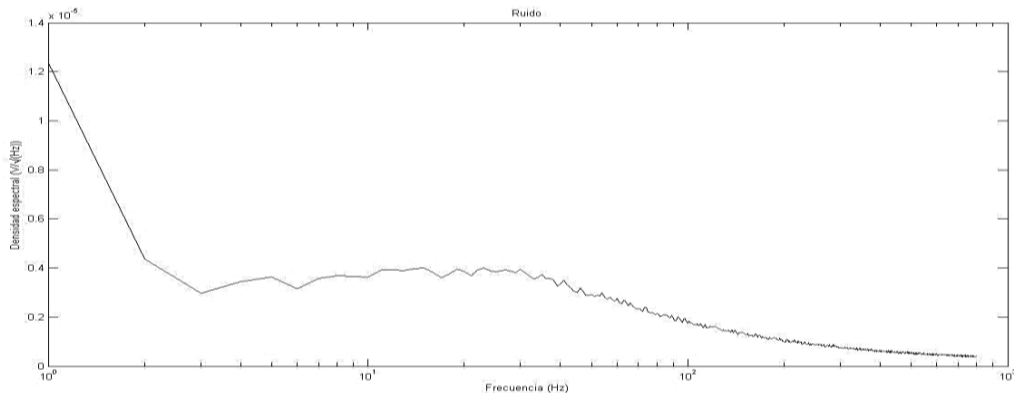


Figura 4.5. Densidad espectral de la tensión de ruido del sistema de detección del FCG.

4.4.3. Respuesta en frecuencia

En la figura 4.6 se puede observar la respuesta en frecuencia del sistema implementado. La ganancia máxima es de aproximadamente 62, probablemente debido a que el amplificador de carga tenga una ganancia de tensión inferior a 1 en el margen de frecuencias utilizados para la caracterización. La respuesta en frecuencia de todo el sistema está comprendida entre los 33 Hz y los 450 Hz, aproximadamente, permitiendo el paso de las principales componentes de frecuencia del FCG, las cuales se encuentran entre los 35 Hz y los 420 Hz. Se observa que el sistema tiene una respuesta paso-alto de segundo orden, debido a que la respuesta del amplificador de carga coincide con el polo del filtro paso-alto conectado a la salida del circuito.

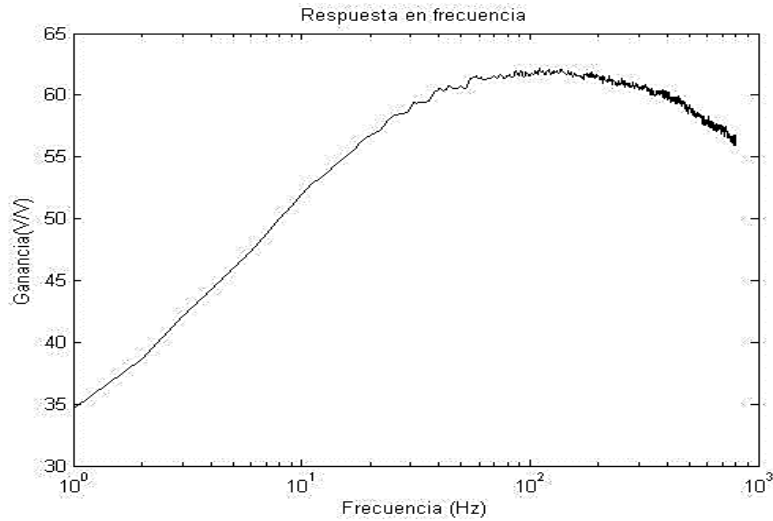


Figura 4.6. Respuesta en frecuencia del circuito de fonocardiografía.

4.5. Registro de señales

En la figura 4.7 se muestra el FCG obtenido con el sistema propuesto y la derivación II del electrocardiograma obtenido con 3 electrodos húmedos mediante el sistema BIOPAC, ambas señales registradas simultáneamente. El FCG no se presenta derivas de línea base y la contribución de las interferencias provenientes de los 60 Hz es imperceptible. La amplitud del S1 se encuentra por debajo del 1 V de pico a pico, y la del S2 se encuentra por debajo de 500 mV. Claramente se logra ver la sincronía de las señales, ya que como fue descrito anteriormente, casi de inmediato de la despolarización de los ventrículos, lo cual es el inicio del segmento QRS del ECG, ocurre el primer sonido cardiaco, es decir, el cierre de la válvula mitral. En el siguiente segmento que abarca la onda T, donde ocurre la repolarización de los ventrículos se observa el inicio del S2.

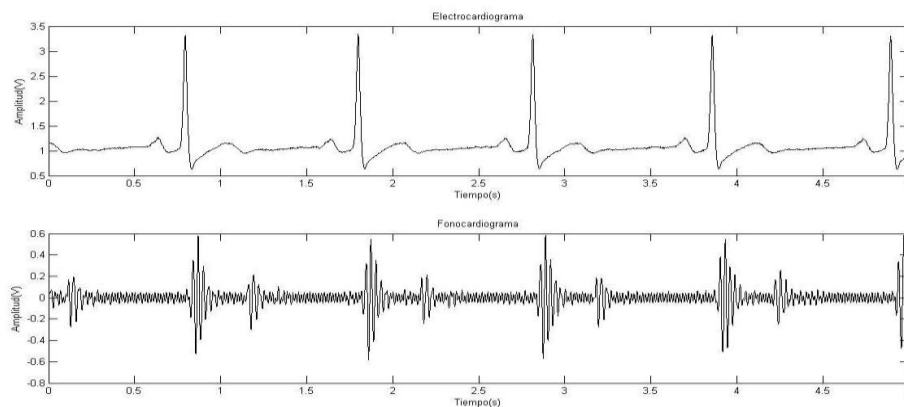


Figura 4.7. Derivación II del ECG obtenido con el sistema BIOPAC (superior) y FCG obtenido del tercer espacio intercostal con el estetoscopio esarrollado (inferior). Se observan claramente S1 y S2 en sincronía con el ECG.

La figura 4.8 muestra el FCG obtenido de una persona de edad adulta con mayor contextura física. Se observa como la calidad de la señal es inferior a la presentada en la figura 4.7. Aunque el S1 y S2 se aprecian claramente, la amplitud de pico a pico dichas señales apenas alcanzó los 400 mV y los 300 mV, respectivamente. Por otro lado se observa una importante contribución de los 60 Hz.

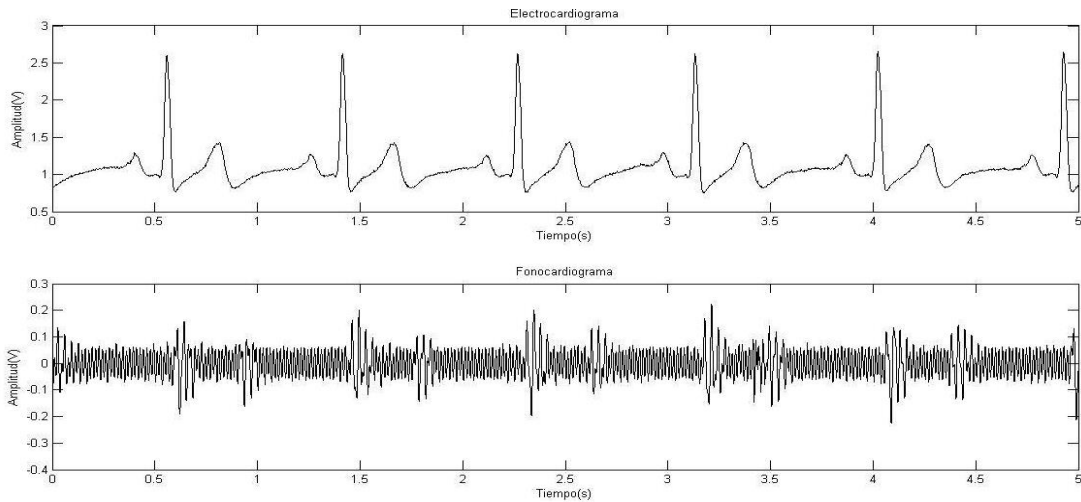


Figura 4.8. Derivación III del ECG obtenido con electrodos húmedos (superior) y FCG obtenido del tercer espacio intercostal con el estetoscopio (inferior) en adulto con mayor contextura física.

4.6. Dispositivo Final

La figura 4.9 muestra el diseño final del estetoscopio electrónico inalámbrico. Se utilizaron solamente 125 gramos de PLA para su construcción. La estructura permite el acomodo del circuito, contiene una base para la batería y un espacio para el sistema Arduino. Debajo de la estructura sobresale la campana que sirve de soporte para el sensor piezoeléctrico. No obstante, la campana se puede separar de la estructura del estetoscopio para tener una mejor manipulación del sensor y poder explorar distintos focos de auscultación. Se realizaron orificios para las entradas del sensor y para la antena del sistema Xbee, el cual permite que se logre la transmisión inalámbrica de datos entre el dispositivo y una laptop o PC.

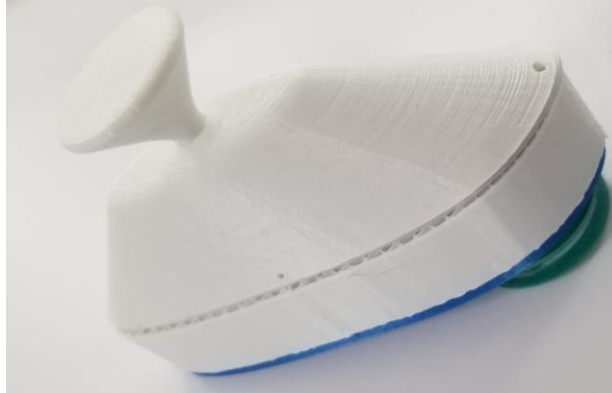


Figura 4.9. Vista lateral del estetoscopio (Cerrado).

El acomodo interno de las piezas se muestra en la figura 4.10. La pila es sostenida en la parte superior de la base, y todos los demás componentes se encuentran por debajo de esta.



Figura 4.10. Vista lateral del estetoscopio (Abierto).

4.7. Adquisiciones inalámbricas

La figura 4.11 muestra el FCG obtenido con el estetoscopio electrónico y cuyos datos se transmitieron inalámbricamente a una Laptop. La amplitud máxima de pico a pico del S1 alcanzó los 600 mV, mientras que la del S2 se encuentra por debajo de los 300 mV. Se puede observar que existe una mayor cantidad de interferencias de 60 Hz, aun así, se distinguen claramente el S1 y S2 del FCG del sujeto.

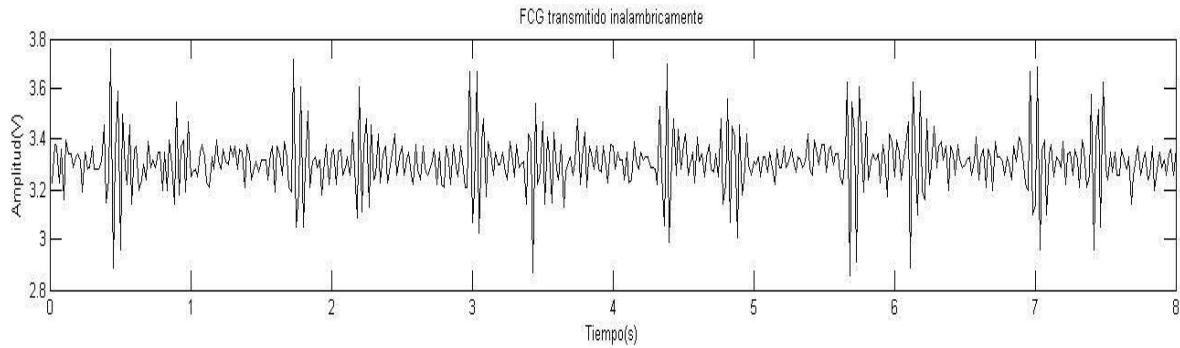


Figura 4.11. FCG en tercer espacio intercostal transmitido inalámbricamente

Cuando las vibraciones generadas por el S2 son muy bajas, es difícil para el convertidor analógico-digital del sistema Arduino registrar estas señales. Esto se debe a la baja resolución de dicho convertidor para detectar señales de muy baja amplitud, lo cual no permite observar adecuadamente los picos del S2 tal como se muestra en la figura 4.12.

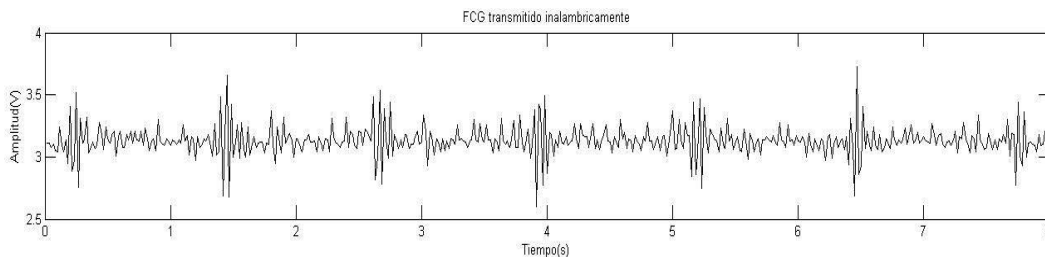


Figura 4.12. FCG en tercer espacio intercostal transmitido inalámbricamente. Amplitud de S2 baja.

4.8. Consumo de energía

El consumo de corriente del sistema diseñado es de 2.946 mA, esto siempre y cuando los sistemas de transmisión inalámbrica Xbees no estén activados. El circuito al estar alimentado con una batería de 9V con una capacidad de 500 mAh, puede tener 170 horas de uso continuo.

El consumo durante la transmisión inalámbrica de datos es alto, a pesar de que se modificaron factores, como la velocidad de transmisión. Cuando se activaron los sistemas Xbees para realizar la transmisión inalámbrica de datos a una distancia de 60 cm, el consumo de corriente aumentó a 90.52 mA, lo cual reduce la autonomía del circuito a unas 5.5 horas (usando la misma batería). De allí la importancia de contar con un sistema que permita activar la transmisión inalámbrica sólo cuando se requiera enviar los datos a un dispositivo externo. En el estetoscopio desarrollado, esta opción se realiza mediante un interruptor que activa y desactiva lo sistemas Xbee, lo cual permite gestionar, manualmente, el consumo de corriente del estetoscopio.

5. CONCLUSIONES

5.1. Introducción

Este capítulo contiene las conclusiones generales del trabajo realizado. Además, se presentan recomendaciones para trabajos futuros, las cuales permitan mejorar el trabajo de investigación que se llevó a cabo en la elaboración del proyecto.

5.2. Conclusiones

De los resultados obtenidos en la metodología propuesta, se concluye:

1. La campana diseñada en resina soporta de manera adecuada al sensor, manteniéndolo inmóvil, aislándolo de perturbaciones externas y con el espacio de aire necesario entre éste y la membrana para obtener la respuesta deseada.
2. La calidad de la señal presenta una notable mejoría al adquirirla con el sensor acoplado a la campana impresa en comparación a la adquisición realizada con el sensor acoplado con cinta adhesiva. Se registraron el S1 y el S2, con amplitudes de pico a pico mayores a 1 V y 500 mV, respectivamente.
3. El error de cero del circuito fue de 1.13 μ V.
4. La mayor contribución de ruido del sistema se encuentra en los 33 Hz ocasionado principalmente por trabajar con amplificadores de bajo consumo, lo cual limita las características eléctricas de estos, como baja tensión de ruido en el margen de frecuencias que se trabajó.
5. Con el sistema desarrollado se pudo registrar el FCG con una SNR de 60 dB.
6. El sistema se validó registrando simultáneamente el FCG con el ECG en todos los sujetos de prueba.
7. El dispositivo final es ergonómico, permite un acomodo de todos los componentes del circuito, incluyendo los de transmisión inalámbrica. A separar la campana permite que las auscultaciones sean más prácticas, sencillas y rápidas.
8. El consumo medio del circuito es de 2.96 mA, gracias al tipo de amplificador operacional y sensor (generador) utilizados. Sin embargo, mientras se encuentre transmitiendo, se obtiene un consumo medio de 90.52 mA, lo cual reduce el tiempo de duración de la batería, es por ello que la gestión inalámbrica ayuda a que el circuito opere por más tiempo, permitiendo que el envío de datos se reduzca a solamente el necesario.

REFERENCIAS (bibliografía)

- [1] K. Vázquez, J. Cota, E. Sifuentes and R. González, "High Signal-to-Noise Ratio Phonocardiogram using a Shielded PVDF Film Sensor", IEEE Latin America Transactions, vol. 14, no. 3, pp. 1139-1145, 2016.
- [2] J. Olarte Pedraza, "Diseño y construcción de un prototipo de fonocardiógrafo", licenciatura,
- [3] D. Kurniawati Agustika, J. Astono and A. Purwanto, "The Improvement of Phonocardiograph Signal (PCG) Representation Through the Electronic Stethoscope", International Conference on Electrical Engineering, pp. 1-2, 2017.
- [4] L. Cherif, S. Debbal and F. Berekci-Reguig, "Choice of the wavelet analyzing in the phonocardiogram signal analysis using the discrete and the packet wavelet transform", Expert Systems with Applications, vol. 37, no. 2, pp. 913-918, 2010.
- [5] C. McMechan, I. Morozov, A. Patten, and P. So, "Tele-auscultation system," Proceedings of International Conference on Broadband and Wireless Computing, Communication and Applications, 2011, pp. 478
- [6] A. Sangasoongsong, J. Kunthong, V. Sarangan, X. Cai and S. Bukkapatnam, "A Low-Cost, Portable, High-Throughput Wireless Sensor System for Phonocardiography Applications", Sensors, vol. 12, no. 12, pp. 10851-10870, 2012.
- [7] N. Kumar Bakshi, "Wireless Electronic Stethoscope", International journal of engineering research & technology, vol. 3, no. 4, p. 461, 2014.
- [8] W. Y. Shi, Jeffrey Mays, J.-C. Chiao. (2016) Wireless stethoscope for recording heart and lung sound. 2016 IEEE Topical Conference on Biomedical Wireless Technologies, Networks, and Sensing Systems (BioWireleSS), 1-4.
- [9] S. Nur Hidayah Malek, W. Suhaimizan Wan Zaki, A. Joret and M. Mahadi Abdul Jamil, "Design and development of wireless stethoscope with data logging function," 2013 IEEE International Conference on Control System, Computing and Engineering, Mindeb, 2013, pp. 132-135.
- [10] M. Kharrat, Y. Wakuda, S. Kobayashi, N. Koshizuka and K. Sakamura, Adaptive radial artery pulse rate measurement using Piezo film sensor based on ensemble empirical mode decomposition, Information Technology and Applications in Biomedicine (ITAB), pp.1-4, 2010
- [11] J. Jusak and I. Puspasari, "Wireless Tele-Auscultation for Phonocardiograph Signal Recording Through Zigbee Networks", IEEE Asian Pacific Conference on Wireless and Mobile, pp. 1-6, 2015.
- [12] A. Valipour and R. Abbasi-Kesbi, "A heartbeat and respiration rate sensor based on phonocardiogram for healthcare applications," 2017 Iranian Conference on Electrical Engineering (ICEE), Tehran, 2017, pp. 45-48.
- [13] S. A. Fattah et al., "Stetho-phone: Low-cost digital stethoscope for remote personalized healthcare," 2017 IEEE Global Humanitarian Technology Conference (GHTC), San Jose, CA, 2017, pp. 1-7.
- [14] Cardiovascular diseases. [cited 2010 June 1]; Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/index.html>.
- [15] M. Nassralla, Z. E. Zein and H. Hajj, "Classification of normal and abnormal heart sounds," 2017 Fourth International Conference on Advances in Biomedical Engineering (ICABME), Beirut, 2017, pp. 1-4.
- [16] A. Guyton and J. Hall, Guyton & Hall, Tratado de fisiología médica, 12th ed. Barcelona: Elsevier España, 2011, p. 132.
- [17] E. Braunwald, Tratado de cardiología, 9th ed. Mexico: McGraw-Hill. Interamericana, 2013, p. 45.
- [18] H. Cruz Ortega and F. Calderón Montera, "El corazón y sus ruidos cardíacos", Revista de la Facultad de Medicina de la UNAM, vol. 59, no. 2, pp. 1,3,4,5, 2016.
- [19] Abbas, Abbas K. & Bassam, Rasha. (2009). Phonocardiography Signal Processing. Synthesis Lectures on Biomedical Engineering. 4. 218. 10.2200/S00187ED1V01Y200904BME031.
- [20] C. Ahlström, "Processing of the Phonocardiographic Signal" – Methods for the Intelligent Stethoscope", Licenciatura, Linköpings universitet, 2006.
- [21] J. Webster, Encyclopedia of medical devices and instrumentation. Hoboken, N.J.: Wiley InterScience, 2006, pp. 283-295.
- [22] Leng, Shuang & Tan, Ru San & Tshun Chuan Chai, Kevin & Wang, Chao & Ghista, Dhanjoo & Zhong, Liang. (2015). The electronic stethoscope. Biomedical engineering online. 14. 66. 10.1186/s12938-015-0056-y.
- [23] A. Burón Romero, Microelectrónica 92, 1st ed. Santander: Servicio de Publicaciones de la Universidad de Cantabria, 1993, p. 116.
- [24] L. Corona Ramírez, G. Abarca Jiménez and J. Mares Carreño, Sensores y Actuadores, 1st ed. México, D.F: Grupo Editorial Patria, 2014, p. 250.

- [25] R. Barnard, Intrusion detection systems. Boston: Butterworths, 1988, p. 192.
- [26] TE Connectivity, "SDT Shielded Piezo Sensors", SDT1 datasheet, Julio 2017.
- [27] Pallas-Areny, Ramon & Webster, John. (2003). Sensors and signal conditioning, 2nd ed.