

**ANÁLISIS DEL SONIDO RESPIRATORIO, FASE 1: DISEÑO DE UN SISTEMA
PARA MEDIR LA SEÑAL ACÚSTICA**

**Autor:
PAULA ANDREA ARDILA CÁRDENAS**

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
2009**

**ANÁLISIS DEL SONIDO RESPIRATORIO, FASE 1: DISEÑO DE UN SISTEMA
PARA MEDIR LA SEÑAL ACÚSTICA**

PAULA ANDREA ARDILA CÁRDENAS

Trabajo de grado para obtener el título de Ingeniera Electrónica

Director:

MSc. Físico &Ing. DAVID ALEJANDRO MIRANDA MERCADO

Codirector: Dr. LUIS ERNESTO TÉLLEZ MOSQUERA

Codirector: MSc(C) Ing. DIANA ASTRID FAJARDO SUA

**UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y
TELECOMUNICACIONES
BUCARAMANGA
2009**

DEDICATORIA

Quiero dedicar este triunfo a Dios, por ser mi fortaleza y mi refugio en los momentos difíciles y por permitirme disfrutar de este logro.

A mi madre, que con su esfuerzo y apoyo incondicional, me brindo la posibilidad de realizar este sueño.

A mi familia adoptiva, por soportarme y cuidarme durante todo este tiempo.

A los amigos, que durante la vida universitaria fui conociendo, porque jugaron un papel fundamental en la consecución de mis metas.

ANDREA

AGRADECIMIENTOS

Mis más sinceros agradecimientos:

A mi director David Alejandro Miranda por su confianza, colaboración y paciencia, durante la realización de este proyecto.

A mis codirectores Diana Astrid Fajardo y Luis Ernesto Téllez por brindarme en todo momento su conocimiento y su apoyo para sacar adelante este proyecto.

A Samuel Alberto Jaimes por su colaboración incondicional.

Al grupo CIMBIOS por patrocinar mi investigación y a sus miembros por su amistad.

Finalmente a todas las personas que directa o indirectamente hicieron su contribución para que este proyecto llegará a un feliz término.

CONTENIDO

1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA	15
1.1 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA RESPIRATORIO HUMANO	15
1.1.1 Pulmones	16
1.1.2 Conductos de las vías aéreas	17
1.1.3 Alvéolos	18
1.1.4 Circulación pulmonar	19
1.1.5 Músculos respiratorios	19
1.1.5.1 Diafragma	20
1.1.5.2 Músculos de la caja torácica	20
1.1.5.2.1 Los Músculos Intercostales externos	20
1.2 GENERACIÓN DE LOS SONIDOS POR CAVIDADES RESONANTES Y FÍSICA DEL SISTEMA RESPIRATORIO	22
1.2.1 Sonidos respiratorios normales	24
1.2.2 Sonidos anormales o adventicios	25
1.3 LOS SONIDOS RESPIRATORIOS Y SU USO COMO HERRAMIENTA DIAGNÓSTICA	28
1.4 ECOCARDIOGRAMAS, FONOCARDIOGRAMAS Y SONIDOS RESPIRATORIOS	31
1.4.1 Ecocardiograma	31
1.4.2 Fonocardiograma	34
1.4.3 Sonidos respiratorios	35
1.5 ANTECEDENTES NACIONALES	36
1.6 ANTECEDENTES EN EL MUNDO	39
1.7 NUESTRA INVESTIGACIÓN	43
2. SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DEL SONIDO RESPIRATORIO EN HUMANOS	44
2.1 SISTEMA BÁSICO PARA LA MEDICIÓN DE SONIDOS RESPIRATORIOS	44
2.2 DESCRIPCIÓN GENERAL DE LOS MÓDULOS DEL SISTEMA	46
2.3 TRANSDUCTOR ACÚSTICO ELÉCTRICO	47
2.4 PREAMPLIFICACIÓN	50
2.5 FILTRADO ANALÓGICO DE LA SEÑAL	56
2.6 AMPLIFICACIÓN PARA SALIDA DE AUDIO	61
2.7 ALIMENTACIÓN DEL CIRCUITO	65
2.8 DISEÑO Y MONTAJE DE LA TARJETA DE CIRCUITO IMPRESO	67
3. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL ANALÓGICA Y SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS (NI DAQ)	70
3.1 INSTRUMENTO VIRTUAL PARA LA MEDICIÓN DE SONIDO RESPIRATORIO (VI - LABVIEW)	72
3.2 ALMACENAMIENTO Y VISUALIZACIÓN DE LOS SONIDOS RESPIRATORIOS	76
3.3 PROCESAMIENTO DIGITAL DE SONIDOS RESPIRATORIOS	79

4. MEDICIÓN DE SONIDO RESPIRATORIO EN HUMANOS	80
4.1 PROTOCOLO DE MEDICIÓN	80
4.2 CONSIDERACIONES ESPECIALES PARA LA MEDICIÓN	81
4.3 RESULTADOS	82
4.4 ANÁLISIS DE RESULTADOS	91
5. CONCLUSIONES	94
6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	99
ANEXO A	102

LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Esquema de los pulmones humanos	17
Figura 2. La estructura de los alvéolos	18
Figura 3. Esquema de las etapas de la respiración	22
Figura 4. Posiciones del transductor de un ecocardiograma	32
Figura 5. Diagrama de bloques del sistema implementado	46
Figura 6. Etapa de preamplificación	51
Figura 7. Respuesta de la etapa de preamplificación	51
Figura 8. Modelo de voltaje total de offset para un amplificador operacional	54
Figura 9. Modelo de ruido para el amplificador operacional	55
Figura 10. Esquemático del filtro implementado	57
Figura 11. Respuesta en magnitud y fase (respectivamente) del filtro diseñado	58
Figura 12. Circuito de amplificación	61
Figura 13. Respuesta en frecuencia del sistema implementado	62
Figura 14. Conexión del regulador	66
Figura 15. ADM660 como inversor de voltaje	66
Figura 16. Capa top de la tarjeta del circuito impreso	69
Figura 17. Capa bottom de la tarjeta de circuito impreso	69
Figura 18. Tarjeta de adquisición de datos DAQ-6009	70
Figura 19. Señal de entrada al sistema	83

LISTA DE IMÁGENES

Imagen 1. Primer prototipo implementado	45
Imagen 2. Acople del diafragma del estetoscopio	50
Imagen 3. Circuito impreso final	70
Imagen 4. Panel Frontal de la interfaz implementada en LabView	73
Imagen 5. Formato para el ingreso de los datos del paciente	73
Imagen 6. Numeración de los puntos de auscultación	74
Imagen 7. Visualización de la señal adquirida	75
Imagen 8. Ventana de reproducción	76
Imagen 9. Evento número uno	77
Imagen 10. Evento número dos	77
Imagen 11. Evento número tres	78
Imagen 12. Evento número cuatro	78
Imagen 13. Auscultación durante la toma de datos	81
Imagen 14. Señal adquirida para frecuencia de 2kHz con 8000 muestras por segundo	82
Imagen 15. Señal adquirida para frecuencia de 3kHz con 8000 muestras por segundo	84
Imagen 16. Señal adquirida para frecuencia de 6kHz con 8000 muestras por segundo	85
Imagen 17. Señal adquirida para frecuencia de 8kHz con 8000 muestras por segundo	85
Imagen 18. Señal adquirida para frecuencia de 500Hz con 40000 muestras por segundo	86
Imagen 19. Señal adquirida para frecuencia de 1000Hz con 40000 muestras por segundo	87
Imagen 20. Señal adquirida para frecuencia de 2000Hz con 40000 muestras por segundo	88
Imagen 21. Señal adquirida para frecuencia de 3000Hz con 40000 muestras por segundo	88
Imagen 22. Señal adquirida para frecuencia de 6000Hz con 40000 muestras por segundo	89
Imagen 23. Señal adquirida para frecuencia de 8000Hz con 40000 muestras por segundo	90
Imagen 24. Señal respiratoria obtenida de un paciente con sonidos respiratorios normales	91
Imagen 25. Señal respiratoria obtenida de un paciente con sonidos respiratorios normales	91

LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Dispositivos estudiados para la implementación del sistema	50
Tabla 2. Elementos usados para la etapa de preamplificación	52
Tabla 3. Offset referido a la entrada y salida	54
Tabla 4. Parámetros del ruido referido a la entrada del amplificador AD8609	56
Tabla 5. Aporte de error y ruido de la etapa de preamplificación	56
Tabla 6. Elementos usados para implementar el filtro pasa bajas	59
Tabla 7. Aporte de error y ruido del filtro pasa bajas	60
Tabla 8. Elementos usados para la etapa de amplificación	62
Tabla 9. Aporte de error y ruido de la etapa de amplificación	63
Tabla 10. Aportes de ruido del sistema	64
Tabla 11. Consumo de corriente y rango de tensión de alimentación para los dispositivos de acondicionamiento de señal	65
Tabla 12. Características de las entradas analógicas del DAQ-6009	71
Tabla 13. Características de las entradas/salidas digitales del DAQ 6009	72

RESUMEN

TÍTULO: ANÁLISIS DEL SONIDO RESPIRATORIO, FASE 1: DISEÑO DE UN SISTEMA PARA MEDIR LA SEÑAL ACÚSTICA.

AUTORES: ARDILA CÁRDENAS, Paula Andrea**

PALABRAS CLAVES: auscultación, sonidos respiratorios, diagnóstico, carácter subjetivo.

DESCRIPCIÓN:

Las enfermedades pulmonares son una de las causas más importantes de mala salud en el mundo. Las infecciones pulmonares tales como bronquitis y neumonía son frecuentes. El diagnóstico de estas y otras afecciones comunes del pecho, se facilitan por medio de la auscultación pulmonar usando un estetoscopio, el cual permite escuchar los sonidos respiratorios y detectar algún signo anormal.

No obstante, la auscultación con el estetoscopio tiene muchas limitaciones, causadas por el carácter subjetivo del diagnóstico, el cual depende del oído, la experiencia y la habilidad del especialista para interpretar los sonidos escuchados; haciendo que se requiera de procedimientos más complejos y costosos para confirmar el dictamen médico.

Recientemente, la actividad científica dentro del campo de la acústica respiratoria ha tenido un marcado aumento. De hecho, la auscultación esta siendo computarizada, prometiendo facilitar instrumentos mejorados para el diagnóstico no invasivo. Esta metodología permite superar el carácter subjetivo de la auscultación clásica. El objetivo del presente proyecto es suministrar un sistema para adquirir, visualizar, almacenar y reproducir los sonidos respiratorios, con el propósito de realizar un análisis posteriormente. Este trabajo de grado es la primera fase de un proyecto que busca desarrollar una herramienta diagnóstica de enfermedades pulmonares basada en sonidos respiratorios.

* Proyecto de grado.

** Facultad de Ingenierías Físico-mecánicas. Ingeniería Electrónica. Director: MSc. Físico &Ing. David Alejandro Miranda Mercado. Codirectores: Dr. Luis Ernesto Téllez Mosquera y Msc(C) Ing. Diana Astrid Fajardo Sua.

ABSTRACT

TITTLE: Analysis of the respiratory sound, phase 1: Design of a system to measure the acoustic signal.

AUTHORS: ARDILA CÁRDENAS, Paula Andrea **.

KEY WORDS: auscultation, respiratory sounds, diagnosis, subjective character.

DESCRIPTION:

The pulmonary diseases are one of the major important causes of ill-health in the world. The pulmonary infections such as bronchitis and pneumonia are frequent. The diagnosis of some common affections of the chest is facilitated by means of the pulmonary auscultation using stethoscope, which allows to listen to the respiratory sounds and to detect some abnormal sign.

However, the auscultation with stethoscope has many limitations, caused by the subjective character of the diagnosis, which depends on the ear, the experience and the ability of the specialist to interpret the listened to sounds; causing that is required of more complex and expensive procedures to confirm the medical findings.

Recently, the scientific activity within the field of the respiratory acoustics has increased markedly. In fact, the auscultation is now being computerized, promising to facilitate instruments improved for the noninvasive diagnosis. This methodology allows to surpass the subjective character of the classic auscultation. The objective of this present project is to provide a system to acquire, to visualize, to store and to reproduce the respiratory sounds, in order to realize an analysis later. This work of degree is first phase of a project that it looks for to develop a diagnostic tool of pulmonary diseases based on respiratory sounds.

* Degree project

** Faculty of Physical-Mechanical Engineering. Electronic Engineering School. Director: MSc. Físico & Ing. David Alejandro Miranda Mercado. Coodirectors: Dr. Luis Ernesto Téllez Mosquera and Msc(C) Ing. Diana Astrid Fajardo Sua.

INTRODUCCIÓN

La auscultación de los sonidos respiratorios es una parte fundamental de la práctica diaria de muchos médicos y de ella depende, con frecuencia, la realización de pruebas complementarias para la determinación de cualquier padecimiento del paciente. Lo anterior ha motivado al grupo de investigación CIMBIOS, a aportar en el desarrollo de nueva tecnología, que sirva como complemento a la forma de diagnóstico de las enfermedades respiratorias por medio de una técnica de carácter no invasivo, como lo es la auscultación con el estetoscopio.

Este trabajo de investigación busca montar la instrumentación necesaria para estudiar los sonidos respiratorios, mediante un sistema capaz de capturar, procesar, almacenar y visualizar la señal.

Este trabajo está conformado por 4 capítulos. El primero contiene toda la información teórica requerida para comprender el funcionamiento del sistema respiratorio y de los sonidos de la respiración. Al final de dicho capítulo se hace una descripción general de los alcances del proyecto. En el segundo capítulo se hace referencia a las etapas del sistema, al diseño del hardware, la selección de cada uno de los implementos electrónicos que se utilizaron junto con su correspondiente análisis de ruido y estimación de error, el diseño del circuito impreso que conforma la implementación del equipo. El tercer capítulo describe el desarrollo de la interfaz utilizada para la adquisición, reproducción y almacenamiento de los datos. En el cuarto capítulo muestra la metodología utilizada para la toma de datos y los resultados obtenidos con el equipo implementado, se realiza el análisis de los resultados mediante el análisis de Fourier, dando así las bases para el análisis de la señal.

1. FUNDAMENTACIÓN TEÓRICA

1.1 DESCRIPCIÓN DEL SISTEMA RESPIRATORIO HUMANO

La respiración es un proceso fundamental en el ser humano, su función es proporcionar el oxígeno que necesitan las células. Estas consiguen la energía metabolizando glucosa con oxígeno, por lo que requieren un aporte constante de él. El proceso de ventilación consiste en la entrada y salida de aire de los pulmones, la cual permite la obtención de oxígeno y la eliminación del dióxido de carbono de la sangre. De allí el oxígeno se transfiere a la sangre; que lo conduce hasta las células, donde se realiza el metabolismo con la glucosa; producto de estas reacciones se genera el dióxido de carbono que a su vez es transportado en la sangre venosa hasta los pulmones para ser expulsado. Al realizar ejercicio físico se origina un aumento en la ventilación para compensar las mayores demandas de energía de las células musculares [1].

El proceso por el cual entra el aire a los pulmones se denomina inspiración (inhalación) y el de expulsión del aire se llama espiración (exhalación). La respiración está controlada por el tronco encefálico; no se hace necesario realizar ningún esfuerzo consciente para la inhalación y exhalación del aire, despiertos o dormidos, no se tiene que pensar en respirar, es tan necesario para vivir que se hace automáticamente. Cada día, una persona respira aproximadamente 20.000 veces, y para cuando tenga 70 años habrá ventilado al menos 600 millones de veces [2], aunque la profundidad y velocidad de la ventilación pueden alterarse voluntariamente.

En el proceso de la respiración interviene el sistema respiratorio, el cual incluye pulmones, conductos de las vías aéreas, músculos respiratorios, vasos pulmonares, tejidos y estructuras circundantes; cada uno de ellos juega un papel importante; cuando respiramos, estamos tomando aire rico en oxígeno por la nariz

y la boca, los pulmones se llenan (inspiración) y se vacían (expiración), si el aire que respiramos está sucio o contaminado, nuestro sistema respiratorio nos defiende de las sustancias u organismos que entran por la nariz y la boca.

1.1. 1 Pulmones

Como unidades funcionales, el corazón y el pulmón son usualmente considerados como un órgano único complejo, pero un órgano es dedicado a la sangre y el otro para el aire; ellos usualmente se separan en términos de pruebas que conducen a evaluar la función pulmonar o del corazón. El ser humano posee dos pulmones, estos son estructuras elásticas que pueden expandirse o contraerse, mediante el proceso de inspiración y expiración respectivamente, están ubicados en el pecho dentro de la caja torácica, protegidos por las costillas y a ambos lados del corazón; la principal función de los pulmones es la distribución de oxígeno e intercambio de gases. En los pulmones el oxígeno pasa de los alvéolos a los capilares pulmonares y el dióxido de carbono se traslada en sentido opuesto, de los capilares pulmonares al interior de los alvéolos. Esto ocurre simplemente por el fenómeno físico de la difusión (cada gas va de una región donde está más concentrado a otra de menor concentración).

El pulmón derecho consta de tres divisiones llamadas lóbulos y el pulmón izquierdo tiene solo dos, esto se debe a que el corazón ocupa una parte del pecho en la región izquierda lo que disminuye espacio para el pulmón. Son órganos livianos y similares a una esponja debido a que su estructura está compuesta de tubos llenos de aire. En su interior, el pulmón está conformado por las múltiples divisiones que hacen los bronquios hasta la conformación de un lobulillo pulmonar, allí se produce la hematosis, que es el proceso durante el cual los glóbulos rojos absorben oxígeno del aire y liberan el dióxido de carbono hacia el exterior. También están los grandes vasos pulmonares (arterias y venas) que son los encargados de llevar hasta el alvéolo el gas carbónico (arterias pulmonares) y de

llevar desde el alvéolo hasta las células el oxígeno necesario para la obtención de energía (venas pulmonares).

En todo el sistema el oxígeno pasa de los pulmones a la sangre y de ésta a los tejidos, de puntos de mayor a menor concentración, hasta ser finalmente utilizado por las células; el dióxido de carbono pasa de las células, donde se produce, a la sangre, a los pulmones y al exterior, siempre hacia zonas de menor concentración (diferencia de presiones).

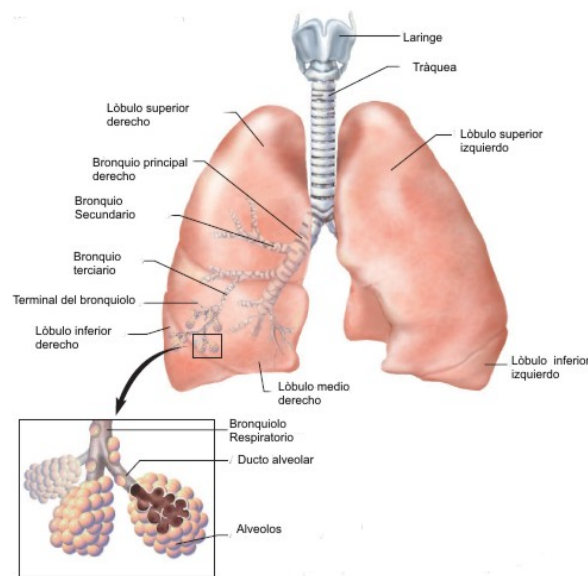


Figura 1. Esquema de los pulmones humanos

Fuente: Shier -Butler - Lewis [3]

1.1. 2 Conductos de las vías aéreas

El aire es transportado de la atmósfera a los alvéolos comenzando con las cavidades oral y nasal, dentro de la funciones de las vías aéreas esta el calentar el aire inhalado, humidificar el aire completamente a pesar del contacto con la secreción de la mucosa respiratoria y de filtrar el aire que llega a los pulmones, en pocas palabras las vías aéreas son las encargadas de acondicionar el aire.

1.1. 3 Alvéolos

Los alvéolos son sacos muy pequeños y elásticos, están tan unidos que no tienen una pared independiente en lugar de ello se conforma un tabique interalveolar, están conformados por dos o tres células epiteliales delgadas, se encuentran en la parte terminal de cada bronquiolo. Su principal función es producir el intercambio gaseoso, es decir, que es aquí donde la sangre va a descargar el gas carbónico expulsado por las células y a recibir el oxígeno que van a necesitar para cumplir con su trabajo.

En la parte interna de cada alvéolo hay células de la sangre, las cuales ingieren y destruyen sustancias irritantes que están en el aire inspirado, de forma tal que cualquier trastorno pulmonar que afecte los alvéolos, provocará una dificultad al respirar.

Una característica funcional determinante de los alvéolos es la permeabilidad que tiene para el paso de los gases arteriales: el oxígeno y el gas carbónico. Esta es la razón por la cual, a esta parte del sistema respiratorio, se le conoce como sistema de intercambio.

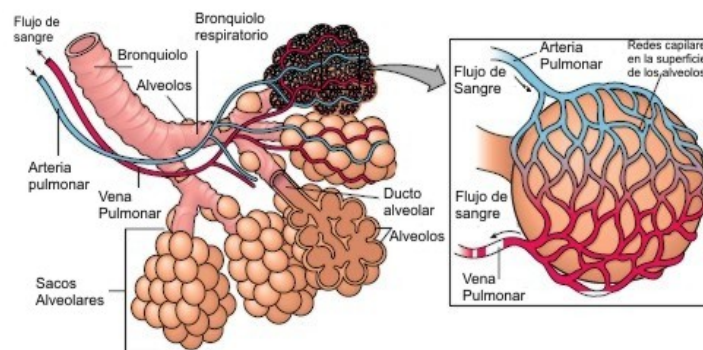


Figura 2. La estructura de los alvéolos.

Fuente: Shier -Butler - Lewis [3].

1.1. 4 Circulación Pulmonar

La circulación pulmonar es la porción del sistema circulatorio que lleva sangre desoxigenada desde el corazón hasta los pulmones, para luego regresarla oxigenada de vuelta al corazón. Adicionalmente, la circulación pulmonar tiene otras funciones secundarias tales como servir de filtro para la sangre venosa, reteniendo mecánicamente o por adherencia específica, células sanguíneas envejecidas, microcoágulos, células adiposas, células placentarias, etc., también se comporta como un órgano metabólico ya que cumple con la función de nutrir a los tejidos pulmonares, proporcionando los substratos necesarios para sus requerimientos metabólicos y además la circulación pulmonar sirve como depósito de sangre. Su estructura es adecuada para esta función, ya que su amplia red capilar cubre el 85% de la superficie alveolar, de tal forma que expone la sangre al aire alveolar en una fina capa.

El circuito pulmonar empieza en la aurícula derecha, donde llega prácticamente toda la sangre venosa del organismo, pasa al ventrículo derecho y desde allí es impulsada al territorio alveolar a través de la arteria pulmonar. Una vez arterializada, la sangre es llevada por las venas pulmonares a la aurícula izquierda, donde se incorpora al circuito mayor.

A diferencia de la circulación sistémica (envía la sangre desde el corazón a todas las partes de nuestro cuerpo y después traerla al corazón desoxigenada) la circulación pulmonar tiene un alto flujo, un régimen de presiones menores, debido a su baja resistencia.

1.1. 5 Músculos Respiratorios

Las actividades físicas requieren energía, la mayor parte esta energía que se consume durante la actividad física es generada por la acción de los músculos

respiratorios, cuya función principal es la de movilizar un volumen de aire adecuado para realizar un intercambio gaseoso apropiado, aportando oxígeno a los diferentes tejidos. Dentro de los músculos respiratorios se tienen:

1.1.5. 1 Diafragma. Esta ubicado justo en la parte inferior de los pulmones; cuando el diafragma se contrae, la cavidad torácica se ensancha reduciendo la presión interior. Para igualar la presión, el aire entra en los pulmones. En la etapa de inspiración, el diafragma, que tiene forma de cúpula mientras esta en reposo, se tensa y se aplana. Los músculos intercostales se contraen y desplazan la caja torácica hacia arriba y hacia fuera. Estos dos movimientos aumentan el volumen del tórax y provocan la expansión de los pulmones y la entrada de aire en ellos. En la espiración, el diafragma y los músculos inspiratorios del tórax se relajan, mientras los músculos espiratorios se contraen que provocan el descenso de la caja torácica y la compresión de los pulmones, con la consiguiente salida de aire. Los pulmones no se llenan completamente durante la inspiración, ni se vacían del todo durante la espiración. Con una espiración tranquila y normal solo se exhala una décima parte del aire de los pulmones, aire que es reemplazado por una cantidad equivalente de aire fresco. Este aire nuevo (aire respiratorio) se mezcla con el viejo (volumen residual) que hay en los pulmones [1].

1.1.5. 2 Músculos de la caja torácica. Los músculos más importantes que actúan sobre la caja torácica son los intercostales. Se trata de músculos que se posicionan en dos finos planos de fibras musculares ocupando los espacios intercostales, y denominándose externos o internos en función de su relación con la superficie torácica.

1.1.5.2. 1 Los Músculos intercostales externos. Son los que levantan las costillas para aumentar el volumen de la cavidad torácica y así producir la inspiración. Están posicionados entre las costillas y ayuda a la inspiración por el

movimiento de las costillas arriba y hacia delante. Esto, entonces, incrementa el volumen del tórax. Los intercostales internos tienen unas fibras que van oblicuamente en dirección caudal y, posteriormente, desde la costilla superior a la inferior.

La función de la respiración se puede describir en seis etapas (ver figura 3) como se enuncia a continuación:

Etapas 1. Aquí el aire conteniendo oxígeno es inspirado al interior de los pulmones y penetra en los alvéolos. El oxígeno se pasa desde el aire al interior de los vasos sanguíneos que rodean los alvéolos.

Etapas 2. La sangre saturada de oxígeno pasa desde los pulmones, por las venas pulmonares, hasta el lado izquierdo del corazón.

Etapas 3. Desde el lado izquierdo del corazón, la sangre oxigenada es bombeada a través de la aorta hasta los tejidos corporales. El oxígeno es transportado en la sangre por los hematíes (glóbulos rojos).

Etapas 4. Según pasa la sangre a través de los capilares, proporciona oxígeno (y nutrientes como la glucosa) a los tejidos y células corporales y recoge los productos de desecho de la respiración celular: dióxido de carbono y agua.

Etapas 5. En el interior de las células corporales, la glucosa y el oxígeno forman parte de una compleja serie de reacciones, que proporcionan energía a las células. Durante esta respiración celular la glucosa es convertida en dióxido de carbono y agua.

Etapas 6. El dióxido de carbono es devuelto en la sangre al corazón y luego a los pulmones, donde se expande por los alvéolos y es expulsado del organismo con la respiración.

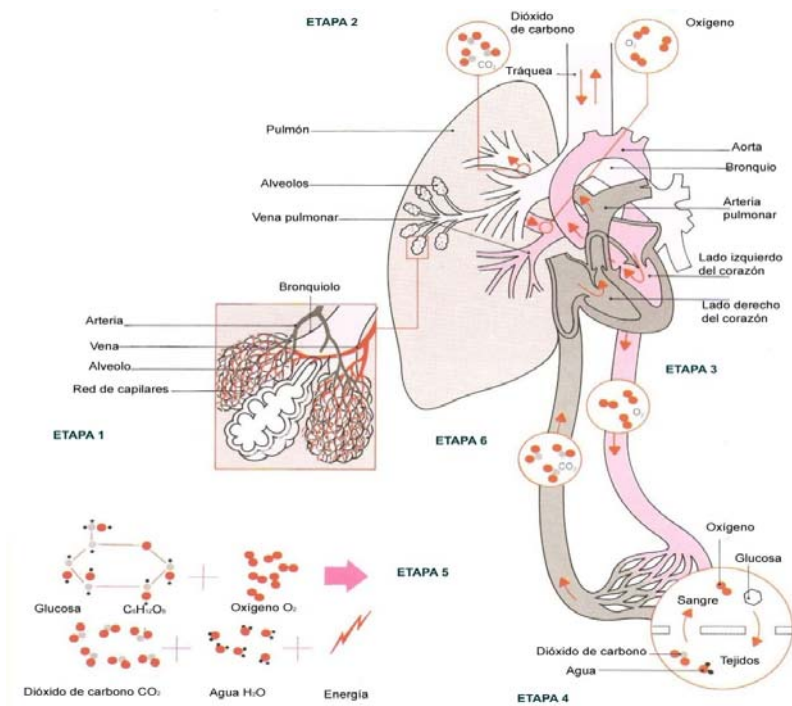


Figura 3. Esquema de las etapas de la respiración

Fuente: Enciclopedia Larousse [4].

1. 2 GENERACIÓN DE LOS SONIDOS POR CAVIDADES RESONANTES Y FÍSICA DEL SISTEMA RESPIRATORIO

Por medio de la auscultación pulmonar en la que el médico coloca el diafragma membrana del estetoscopio mientras el paciente inspira y expira alternadamente, se pueden escuchar los movimientos respiratorios en personas sanas y en enfermas del pulmón, porque se producen ruidos apreciables. Se hace necesario auscultar de forma metódica el tórax tanto en su parte posterior, anterior y las parte laterales. Lo ideal para una buena auscultación pulmonar es escuchar sucesivamente los sonidos en lugares homólogos de ambos lados, ya que esto permite una comparación, adecuada para descubrir lesiones unilaterales.

Es preciso tener en cuenta que cuando se ausculta en varones se debe cuidar que el roce con el vello torácico no cause confusiones, lo cual haría mayor la probabilidad de un diagnóstico errado.

La generación del sonido (el término sonido se utiliza para definir un cambio de presión que se propaga en un medio elástico) respiratorio se debe a la circulación del aire en los pulmones. El flujo de aire a través de las vías aéreas causa perturbaciones, que originan las vibraciones que percibimos como ruidos. Las alteraciones se producen en las zonas donde la velocidad del aire es mayor y en aquellas con condiciones geométricas que dificultan un flujo laminar.

Los sonidos generados en los pulmones y en las vías aéreas por la respiración normal de un individuo sano, se diferencian según la localización donde son auscultados.

Los mecanismos de producción de estos ruidos han sido motivo de debate ya que se ha apoyado más en opiniones personales que en observaciones experimentales concretas. Los sonidos normales se encuentran presentes en toda el área torácica. Al auscultar los pulmones se pueden encontrar sonidos respiratorios normales, sonidos disminuidos o ausentes, o sonidos anormales como se muestra en la siguiente clasificación [5].

Sonidos respiratorios

A. SONIDOS NORMALES

Sonido pulmonar (vesicular)

Sonido bronquial

B. SONIDOS NORMALES AUMENTADOS

Respiración ruda (broncopulmonar)

Respiración Traqueal

C. SONIDOS NORMALES DISMINUIDOS

En referencia a:

Ausencia más o menos generalizada (derrame pleural, neumotórax)

Ausencia localizada (enfisema, atelectasia con bronquio ocluido)

D. SONIDOS ANORMALES CONTINUOS

Roncus (roncancias)

Sibilancias

E. SONIDOS ANORMALES DISCONTINUOS

Estertores finos regulares (crepitancias)

Estertores finos irregulares

Estertores gruesos

Frote pleural

Crepitación mediastinal

F. SONIDOS APRECIADOS A DISTANCIA

Estridor

Sibilancias

G. AUSCULTACIÓN DE LA VOZ

Broncofonía

Egofonía

Algunas características generales de los sonidos de nuestro interés:

1.2. 1 Sonidos respiratorios normales

Existen cuatro tipos de sonidos respiratorios, estos pueden ser oídos sobre el pecho durante la respiración normal, en esta clasificación se tiene: sonidos de la respiración *pulmonar*, esta clase de sonidos se asemejan a un suspiro o a un susurro tranquilo y son escuchados sobre la mayor parte del pecho y con un rango de frecuencia que va de 100 a 1000 Hz. La fase de espiración predomina sobre la inspiración en una relación de 3 a 1, en esta clase de sonidos la fase de espiración es mucho más suave (se percibe usualmente sólo en su primera mitad) y es a menudo inaudible. La respiración *Bronquial* es producida por el flujo de aire en los bronquios centrales, una de las características de este sonido es de tonalidad fuerte. En contraste con los sonidos de la respiración pulmonar, la espiración es

más pronunciada que la inspiración, y hay generalmente una pausa entre las dos fases.

Existen también los sonidos de la respiración *Broncopulmonar*, como su nombre lo indica son sonidos intermedios entre los sonidos vesiculares y los sonidos bronquiales, de esta forma la inspiración y espiración tienen la misma calidad y duración. Las dos fases son continuas o tienen una separación muy pequeña. Los sonidos broncovesiculares son normalmente audibles en la parte anterior, cerca del primer y segundo espacio intercostal, y en la parte posterior entre las dos escápulas. En ambas localizaciones los sonidos son más evidentes en la parte derecha que en la izquierda.

Los sonidos de la respiración *traqueal*, son muy fuertes y agudos, tienen un rango de frecuencia de 100 a 3000 Hz. Tienen componentes iguales en la inspiración y espiración con una pausa definida entre las dos fases. Estos sonidos son escuchados solo sobre la porción extratorácica de la tráquea y no son habitualmente escuchados en la rutina de auscultación.

Los sonidos disminuidos o ausentes son aquellos que no se perciben o se escuchan con un volumen menor, reflejando una disminución en el flujo de aire en alguna zona, una sobre inflación de una porción de los pulmones como en el enfisema, presencia de aire o de líquido alrededor de los pulmones o, incluso pueden reflejar un incremento en el grosor de la pared torácica [5].

1.2. 2 Sonidos anormales o adventicios

Se denominan así a aquellos sonidos que no son propios al proceso normal de respiración y por lo tanto indican enfermedad pulmonar sin que su diagnóstico implique la presencia de un proceso patológico específico.

Los sonidos adventicios son separados en dos categorías principales denominados continuos y discontinuos.

Sonidos continuos: Esta clase de sonido indica que tiene una duración de 250ms o más y en el espectro se muestran como picos repentinos separados del sonido respiratorio, y pueden no estar durante el ciclo completo de la respiración. Se pueden auscultar sobre cualquier sitio del tórax. Esta clase de sonidos tienen un carácter musical que de acuerdo a su tono (característica de un sonido que da una percepción definida de frecuencia), se clasifican en sibilancias y roncus, las de tono agudo o alto y de tono bajo o grave respectivamente.

- *Sibilancias:* Esta clase de sonidos respiratorios adventicios emite un silbido, que se produce en el pecho durante la respiración que ocurre por el paso del aire por los conductos respiratorios obstruidos. Estos sonidos son propios del asma, bronquitis, bronquiolitos o edema pulmonar (líquido en los alvéolos pulmonares), así como cuando un cuerpo extraño ingresa en las vías respiratorias.
- *Roncus:* Se produce por la presencia de una secreción abundante en los conductos bronquiales o por un engrosamiento de la pared de los mismos debido a la inflamación de ellos. Este tipo de sonidos respiratorios anormales son característicos de la bronquitis.

La producción de roncus o sibilancias no depende del ancho original de las vías aéreas donde se producen o de su longitud sino de la relación que exista entre el tamaño de la abertura donde se produce el ruido, la velocidad del aire que lo produce y las propiedades elásticas de las estructura. Un cuerpo extraño o un tumor comprimiendo la tráquea por ejemplo pueden producir roncus o sibilancias según sea la velocidad con que circule el aire.

El hecho de que la producción de sibilancias tenga relación con la velocidad del flujo de aire es importante para aclarar que la disminución o desaparición de este sonido, puede ser indicio de mejoría cuando se acompaña de una disminución de la fatiga, aunque también puede indicar debilidad de los músculos respiratorios de tal forma que los hace incapaces de generar la fuerza para producir sibilancias, esta situación se puede reconocer por la persistencia de la fatiga y la presencia de síntomas de dificultad en la respiración.

Los métodos clásicos de auscultación, los cuales se emplean en la práctica médica, describían las sibilancias en términos de todo o nada. Mediante los métodos de análisis por computador es posible realizar medidas cuantitativas de las sibilancias.

El criterio absoluto para afirmar o no la presencia de roncus y sibilancias, es su auscultación. La exploración física por medio de la auscultación, permiten una calificación de los ruidos anormales como roncus, sibilancias, caracterizando de forma subjetiva el predominio de tonos altos (sibilancias) o de tonos bajos (roncus) [5].

Sonidos discontinuos: Se caracterizan porque son de corta duración ($\leq 10\text{ms}$), y se presentan como una serie de sonidos explosivos que al momento de la auscultación se escucha como si se unieran los unos con los otros sin lograrse del todo. Según sus características acústicas se pueden dividir en estertores gruesos o finos.

Estertores finos (se parecen al ruido que se produce al frotar el cabello), estos a su vez también se clasifican en estertores finos de aparición regular y constante al final de la inspiración y los estertores finos de aparición irregular, al comienzo de la inspiración o durante la espiración.

Los estertores finos de aparición regular o llamados también crepitancias se auscultan con regularidad al final de la inspiración como un ruido similar al que se

produce al desprender el velcro del manguito de algunos tensiómetros y corresponden al momento en que se abren las vías aéreas periféricas cerradas durante la espiración anterior. Estos sonidos son característicos de la asbestosis, sarcoidosis, de la fibrosis pulmonar y el edema pulmonar, además pueden auscultarse en la fase central de la neumonía y el infarto pulmonar.

Los estertores finos de aparición irregular se auscultan en cualquier momento del ciclo respiratorio ya sea al principio o al final de la inspiración o espiración, se creen que son producidos por secreciones endobronquiales o cambios inflamatorios en los bronquios de pequeño calibre. Este tipo de sonidos se pueden escuchar en la bronquitis aguda, crónica y el edema pulmonar.

Los estertores gruesos son de mayor duración y mayor intensidad que los estertores finos por lo cual en algunas ocasiones pueden ser audibles a distancia. Son producidos por las burbujas que forman el aire con las secreciones bronquiales por lo cual se cambian o desaparecen con la tos. Estos sonidos se encuentran en el edema pulmonar, la fase evolutiva avanzada de las bronconeumonías, las bronquitis agudas, la exacerbación aguda de las bronquitis crónicas y en general en todos los procesos acompañados de secreciones bronquiales abundantes [4].

De acuerdo a lo expuesto anteriormente, la auscultación pulmonar en un enfermo de las vías respiratorias debe basarse en la presencia de los sonidos pulmonares tanto normales como anormales, para la determinación de un diagnóstico médico que favorezca a la mejoría de sus pacientes.

1. 3 LOS SONIDOS RESPIRATORIOS Y SU USO COMO HERRAMIENTA DIAGNÓSTICA

La auscultación realizada con el estetoscopio, permite diagnosticar enfermedades como bronquitis, neumonía, síntomas del edema pulmonar, de la enfermedad

pulmonar obstructiva crónica, asma, entre otras; ya que este procedimiento proporciona información de las posibles anomalías como obstrucción del flujo aéreo, alteraciones y síntomas de enfermedades respiratorias; pero el diagnóstico acertado de dichas anomalías se debe a una buena interpretación de los sonidos escuchados, lo cual hace que este dictamen sea muy subjetivo y que dependa del oído, la experiencia y la habilidad del profesional en medicina para diferenciar unos sonidos de otros. En los últimos años, la tecnología ha contribuido con el hecho de brindar herramientas de diagnóstico más acertadas, reforzando y enriqueciendo el dictamen médico, de esto surgen los métodos de análisis computarizado de sonidos respiratorios como una alternativa novedosa que va más allá de la auscultación simple. Con el análisis de los sonidos respiratorios se pueden medir los cambios en ellos, ya que se hacen grabaciones permanentes y se producen gráficas que ayudan con el diagnóstico para el tratamiento de las enfermedades pulmonares [8], de esta forma es fácil determinar los cambios de intensidad del sonido, lo que posibilita la identificación de obstrucciones leves que no se obtienen con la auscultación simple, además de estar reduciendo la subjetividad del diagnóstico por parte del médico.

El análisis de los sonidos del pulmón permite ser usado en pacientes de cualquier edad, ya que no requiere de un máximo esfuerzo y se presenta como una promesa en investigaciones sobre patologías de las vías aéreas, así como en pacientes con apnea del sueño obstructiva y con estrechez en la tráquea [9].

Muchos de los conocimientos ganados recientemente han sido el resultado de una amplia variedad de técnicas de adquisición de datos, procesamiento y análisis de señales, el uso de técnicas modernas de procesamiento de señales digitales, el análisis en la forma de onda de los sonidos del pulmón por computadora, llegará a estabilizar las técnicas de investigación en este tema [10].

Los sonidos respiratorios contienen información fisiológica y patológica del pulmón y de las vías aéreas. El espectro de frecuencia y la amplitud de los sonidos traqueales o sonidos pulmonares sin componentes adventicios, pueden reflejar la dimensión y cambios patológicos en el tejido pulmonar, los sonidos respiratorios grabados sobre el pulmón tiene su banda de frecuencia fundamental de 200-250 Hz. Uno de los inconvenientes con esta banda de frecuencia es que contiene componentes de los músculos respiratorios y del corazón.

Cuando los sonidos son grabados sobre la tráquea la energía fundamental se extiende por encima de 850-1000 Hz; es importante destacar que los sonidos de la respiración son dependientes de la perturbación inducida por el flujo de aire. Los sonidos bronquiales tienen componentes de frecuencia hasta de 600-1000 Hz, cuando son registrados en la parte posterior del pecho [11].

De esta forma se determina que la banda de frecuencia más comúnmente usada para los sonidos de la respiración es de 60-100 Hz hasta 2kHz cuando los sonidos son grabados en el pecho y de 60-100 Hz hasta 4kHz cuando estos son obtenidos sobre la tráquea. La frecuencia estándar para los sonidos adventicios en el pecho, se encuentra de 60-100 hasta 6kHz [12].

El análisis computarizado del sonido del pulmón es un campo que integra no solo el diagnóstico de enfermedades pulmonares sino que permite caracterizar elementos que sirvan para su tratamiento, ya que la grabación y análisis pueden ser usados no solo para determinar enfermedades respiratorias, sino también para obtener la respuesta de broncodilatadores y broncoconstrictores así como las variaciones del flujo de aire durante las pruebas bronquiales.

1.4 ECOCARDIOGRAMAS, FONOCARDIOGRAMAS Y SONIDOS RESPIRATORIOS

Algunas de las técnicas no invasivas en la detección de enfermedades respiratorias son: el ecocardiograma, el fonograma y el análisis de sonidos respiratorios (algunas de ellas también sirven para diagnóstico de enfermedades cardíacas).

1.4. 1 Ecocardiograma

Es un método que emplea ondas de sonido de alta frecuencia (sin causar riesgos para el paciente), estas son emitidas por un transductor y chocan contra las estructuras del corazón, vasos sanguíneos y otros órganos de interés, con el fin de crear una imagen en movimiento en la pantalla del computador.

Cuando se realiza esta prueba se coloca un pequeño dispositivo, parecido a un micrófono, contra el pecho; al cambiar la posición y el ángulo del transductor, se puede observar el corazón y los tejidos adyacentes, como se puede observar en la figura 4, con el fin de obtener una imagen detallada de estos órganos y determinar con mayor seguridad la afección que padece el paciente.

El ecocardiograma es una prueba segura e indolora, definida como procedimiento es muy sencillo, simple, de carácter no invasivo que se utiliza usualmente para evaluar, diagnosticar y detectar el tamaño del corazón, anomalías en la función y estructuras del corazón, coágulos intracavitarios, áreas de isquemia, cardiopatías congénitas, tromboembolismos pulmonares e hipertensión arterial pulmonar, si se ha acumulado fluido alrededor del corazón, el volumen de sangre bombeado con cada latido y la eficiencia con la que se está realizando este bombeo.

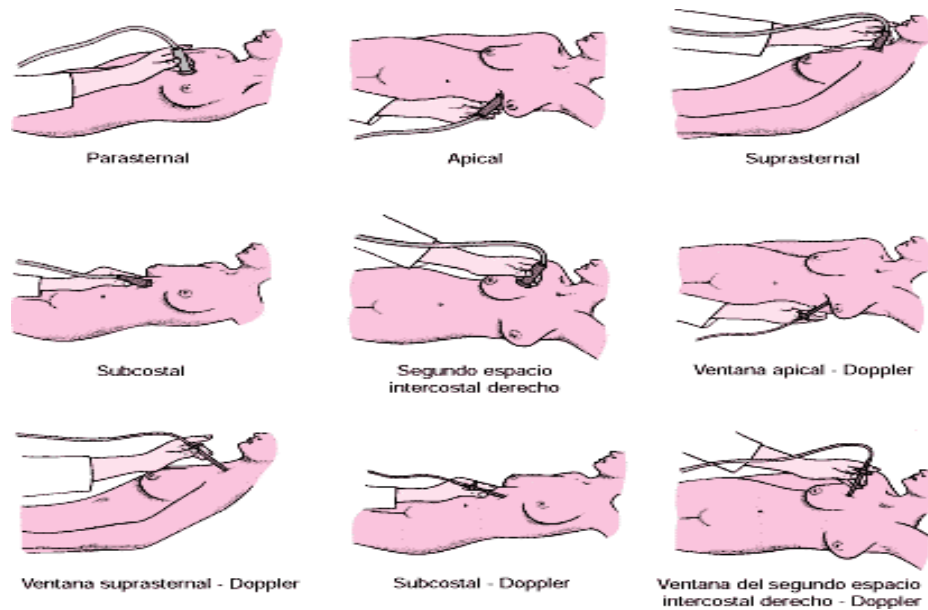


Figura 4. Posiciones del transductor de un Ecocardiograma

Fuente: Manual Merck [13]

Esta prueba se realiza normalmente en un hospital, un consultorio médico o un centro de salud, dura aproximadamente de treinta a cuarenta y cinco minutos, eso depende del tipo de ecocardiograma y de la cantidad de imágenes que haya ordenado el médico especialista.

El paciente se acostará en una tabla, el técnico pondrá un poco de gel y apoyará el transductor en el pecho, y lo ubicará en diferentes lugares sobre el pecho hasta lograr la imagen completa del comportamiento del corazón y sus tejidos adyacentes.

Los principales tipos de exámenes con ultrasonidos son el modo M, bidimensional, Doppler.

- * Modo M: Es la técnica más simple, en la cual se dirige un haz de ultrasonidos hacia la parte del corazón deseada. Esta técnica permite medir

el tamaño, las estructuras y el grosor de las cavidades cardíacas. La imagen que se produce es más parecida a un dibujo lineal que a una fotografía [14].

- * Bidimensional: es la más usada y produce imágenes bidimensionales reales. En este tipo de ecocardiograma, se muestra en el monitor una imagen en forma de cono y se puede observar el movimiento en tiempo real de las estructuras del corazón. Esto le permite al médico ver las diversas estructuras del corazón en funcionamiento para poder así valorarlas [15]. Esta clase de examen presenta algunas características dependiendo del requerimiento:

- * Ecocardiograma bidimensional transtorácico con o sin medio de contraste. Se coloca el transductor sobre el tórax del paciente, sobre la región cardíaca. En ocasiones no se pueden obtener buenas imágenes, por ejemplo en personas muy obesas o con enfisema pulmonar. En estos casos es recomendable el ecocardiograma transesofágico.

- * Ecocardiograma bidimensional transesofágico. Se introduce un transductor en el esófago lo cual permite obtener imágenes muy claras de la parte posterior del corazón. Para este examen se utiliza sedación en forma muy similar a la endoscopia digestiva.

- * Ecocardiograma bidimensional de esfuerzo. El efecto del ejercicio sobre el corazón puede medirse tomando un ecocardiograma en descanso y uno durante el esfuerzo, los resultados son registrados en una computadora donde se comparan los cambios en el movimiento de las paredes del corazón. Cuando un área del corazón no muestra movimiento después del ejercicio, puede indicar que no está recibiendo suficiente sangre.

- * Doppler: Detecta el movimiento y el flujo de la sangre a través de las cavidades y las válvulas del corazón. Se pueden detectar problemas en las válvulas cardíacas o en las paredes del corazón por alteración en el los flujos de la sangre [16].

Los sonidos del corazón son las señales biomédicas más tradicionales, según lo indicado por el hecho de que el estetoscopio es el instrumento base utilizado por los médicos para realizar diagnóstico, aunque este puede darse tanto para el corazón como para enfermedades respiratorias.

1.4. 2 Fonocardiografía

El fonocardiograma podría definirse como el registro de las vibraciones o señales de sonido, relacionado con la actividad de contracción del sistema cardiovascular y representa una grabación de la señal de los sonidos del corazón, lo cual proporciona establecer características como: temporización, frecuencia, tono, intensidad, timbre y ubicación de las diferentes componentes de los sonidos cardíacos de una manera objetiva y con la posibilidad de reproducirlos nuevamente.

Una de las ventajas del fonocardiograma es el bajo coste económico, lo que hace viable la utilización en centros de atención de salud primaria, ya que esta técnica permite obtener información que no es posible lograr con la misma rapidez, facilidad y economía en comparación con otros métodos de diagnóstico.

Los sensores utilizados para adquirir la señal del fonocardiograma son normalmente, estetoscopios electrónicos, micrófonos, transductores de presión o sensores piezoeléctricos de contacto sensibles al desplazamiento o aceleración de la superficie de la piel, con el propósito de convertir la vibración o señal de sonido en una señal electrónica.

El fonocardiograma permite la posibilidad de objetivar la apreciación del médico al auscultar un paciente, todo ello demuestra el interés en la investigación que se realiza en este campo, sobre todo en la aplicación de nuevas tecnologías al registro, visualización y análisis del fonocardiograma [17].

Los sonidos normales del corazón proporcionan una indicación del estado general del corazón en términos de ritmo y contractilidad. Los componentes del sonido del corazón se oyen mejor en ciertas localizaciones en el pecho de cada individuo y esta localización ha llevado al concepto de fuentes secundarias relacionadas con el área auscultar conocidas como: área mitral, aórtica, pulmonar y tricúspide. El área mitral esta cerca de punta del corazón, el área aórtica esta a la derecha del esternón, en el segundo espacio intercostal derecho. La tricúspide esta en el cuarto espacio intercostal cerca del borde esternal derecho. El área pulmonar está situada en la línea paraesternal en el segundo o tercer espacio intercostal izquierdo [18].

Una de las ventajas de los procedimientos basados en el análisis acústico como en el caso del fonocardiograma, es la posibilidad de permitir la realización de procedimientos de muy bajo costo económico, válido e importante para el apoyo diagnóstico y evaluación del paciente [19].

Existen diversas condiciones pulmonares patológicas que los médicos y enfermeras encuentran durante su actividad diaria. Debido a esto, es importante que las personas dedicadas al área de la salud, tengan destreza en la auscultación para realizar un diagnóstico acertado, escuchando los sonidos y con la capacidad de distinguir entre las condiciones de mayor y de menor importancia.

1.4. 3 Sonidos respiratorios

El análisis de los sonidos respiratorios ha sido empleado para aplicaciones clínicas, sin embargo, el valor de dichas mediciones depende de la capacidad para diferenciar señales normales y anormales.

La auscultación de los pulmones con un estetoscopio es un método de diagnóstico fundamental y simple. Da una información directa acerca de la estructura y la

función de los tejidos que no puede ser obtenida por cualquier otro método simple y no invasivo. Aunque la auscultación tradicional no cumple los requisitos para un diagnóstico profundo (sobre todo por las limitaciones del ser humano en cuanto al sistema auditivo), sigue siendo la herramienta básica para la apreciación médica de enfermedades respiratorias.

Actualmente se han introducido diversas técnicas computacionales dedicadas a analizar los sonidos respiratorios, esto ha aumentado el interés en la información que se pueda obtener con la auscultación pulmonar, sobre todo porque las técnicas de procesamiento digital de señales permiten obtener información de sonidos respiratorios que sobrepasan los límites del oído humano, igualmente permiten el almacenamiento y análisis en forma repetida, además de la comparación de resultados entre distintos centros tanto clínicos como de investigación [20].

Los cambios en la calidad de los sonidos del pulmón están directamente correlacionados con cambios patológicos en el mismo, por tanto un sonido anormal indica enfermedad en el pulmón. Particularmente en la práctica médica, la auscultación es muy importante y es considerada como un método estándar de diagnóstico y monitoreo de las enfermedades pulmonares. La multiplicidad de los sonidos del pulmón que pueden ser escuchados hace que se dificulte llegar a un diagnóstico definitivo [21]. Una de las ventajas del análisis acústico es la de convertir un procedimiento subjetivo dado en las apreciaciones médicas, en valores cuantitativos mediante técnicas de procesamiento digital de señales [19].

1. 5 ANTECEDENTES NACIONALES

En nuestro país se han desarrollado trabajos de investigación dedicados a la exploración de nuevas herramientas para el diagnóstico de enfermedades pulmonares y cardíacas, posibilitando que la información obtenida mediante la

auscultación como una forma de diagnóstico no invasiva, sea confiable y veraz, enriqueciendo el dictamen médico y reduciendo el carácter subjetivo en sus apreciaciones; para ello se han agregado funciones al estetoscopio con el propósito de que sea capaz de capturar los sonidos provenientes del pulmón y corazón, mediante el desarrollo de un software se almacenen y procesen; un proyecto que se realizó con estas características se llevo a cabo en la universidad Pontificia Bolivariana de la ciudad de Medellín, donde se diseño un estetoscopio digital para que los sonidos escuchados puedan ser amplificados, grabados, almacenados, procesados, reproducidos y transmitidos. Para la realización de este proyecto, se implementó un hardware con un micrófono del tipo condensador electret cuya respuesta en frecuencia está entre los 20Hz y los 20khz, se adaptó al estetoscopio convencional y se construyó un circuito que acopla la impedancia del micrófono a la de la tarjeta de sonido del computador, para que allí por medio de un software diseñado en LabView se obtenga el sonido y su forma de onda.

En esta investigación el programa permite acciones como grabación, reproducción, guardar, pausar, Abrir archivo, variar volumen y salir. Aparecen algunos problemas enunciados en el artículo mediante los cuales se aclara la dificultad en la obtención de señales acústicas claras del cuerpo humano, así como del efecto que ejerce el ruido ambiental en la audibilidad de los sonidos auscultados [22].

El análisis computarizado ha sido implementado no solo para los sonidos respiratorios, sino también para detección de fallas cardiacas por medio de registros fonocardiográficos digitales, con el propósito de enviarlos como archivos adjuntos a través del correo electrónico a un especialista, los cuales puede ver y escuchar, de esta forma se esta brindando una herramienta valiosa para la comprensión de los sonidos cardiacos y el desarrollo de habilidades en la interpretación de los mismos. Con la aplicación de técnicas de procesamiento de señales biomédicas se convierte en un apoyo, aclarando imprecisiones y sesgos derivados de la auscultación convencional, reforzando la fonocardiografía digital

como una técnica de diagnóstico no invasiva, económica, versátil y de fácil adquisición.

El trabajar con señales biomédicas implica la realización de pruebas que ofrecen facilidades en la interpretación clínica, generándose una representación, de tal forma que se puedan establecer márgenes de separación entre normal y patológico [23].

En nuestro país se han realizado implementaciones con el propósito de brindar un mejor diagnóstico, una muestra de ello es la construcción de un fonocardiógrafo digital, el cual básicamente está compuesto las siguientes etapas: *sensado*. Contiene un micrófono capacitivo el cual es adaptado al estetoscopio, *acondicionamiento*. Consiste en una amplificación y filtrado, *alimentación*. Comunicación una de alimentación, una de comunicación con el computador y la visualización de la señal recogida; con la construcción de este dispositivo se pueden obtener datos y visualizarlos en tiempo real, de tal forma que se convierte en un método de diagnóstico efectivo e inmediato [24].

Investigaciones sobre este tema se han realizado, llevando a cabo la elaboración de prototipos fonocardiográficos con el fin de presentar mejores alternativas a menor costo, para el desarrollo de tal prototipo se tiene en cuenta una etapa de *sensado*, una de *acondicionamiento de señal* la cual consta de un amplificador y un filtro pasa bandas, posteriormente la señal llega a un sumador cuyo objetivo es sumar un nivel de voltaje y además invertir la señal, lo cual hace necesario un amplificador inversor que convierte la señal negativa en positiva, la siguiente etapa es la comprendida por el microcontrolador, la activación de un reproductor de voz el cual da una introducción acerca del contenido del proyecto y una etapa encargada de la comunicación serial con el computador en el cual se observa la gráfica en LabView, con este diseñado se pudo observar el comportamiento de la señal apreciando a frecuencia para los sonidos del corazón [25].

Esta forma de diagnóstico basada en los sonidos del corazón permite fortalecer el desarrollo de herramientas para el análisis de los sonidos respiratorios.

1.6 ANTECEDENTES EN EL MUNDO

Las investigaciones relacionadas con los sonidos respiratorios, se han realizado en varias partes del mundo con el propósito de brindar una herramienta para el diagnóstico y manejo de las condiciones médicas, por medio de una técnica de carácter no invasivo, como lo es la auscultación con el estetoscopio.

Una de las investigaciones realizadas en este campo fue la de Raymond Murphy, titulada análisis de multicanales automatizados del sonido del pulmón, en este estudio emplea 16 estetoscopios, una caja de acondicionamiento de señal, un convertidor análogo digital y un computador estándar para correr el software diseñado; dentro de las principales características de esta investigación incluye la grabación de los 16 puntos de auscultación y presenta un análisis de forma de onda expandida (en este artículo se muestran señales expandidas en una relación de 1 a 8), la señal se presenta en forma similar a la de un electrocardiograma y cada patrón puede ser examinado para la determinación de sibilancias y estertores. En esta investigación se separaron las señales de inspiración y espiración y se comparan con las obtenidas en el pecho y en la tráquea. Una de las conclusiones importantes de este estudio es la comprobación del análisis computarizado de los sonidos del pulmón como una herramienta importante para el tratamiento de pacientes con diversas condiciones médicas, específicamente en quienes están gravemente enfermos [26].

Uno de los países que ha realizado investigaciones en este campo es México que cuenta con el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (**INER**) este posee

un laboratorio de acústica respiratoria desde 1998, lo cual lo convierte en pionero en el análisis computarizado del sonido respiratorio en México.

Este laboratorio ofrece un área para que los estudiantes de medicina se familiaricen con la metodología y aprendan de forma visual y auditiva las características acústicas del sonido respiratorio (SR) normal y anormal; para ello se cuenta con un banco de sonidos pulmonares de pacientes del Instituto y dos interactivos de SR en adultos y niños.

Aunque los sonidos respiratorios presentan medidas no invasivas de las condiciones de las vías aéreas, las características de los sonidos pueden estar contaminadas por los sonidos del corazón ya que los sonidos del corazón y los del pulmón se traslapan en términos de contenido espectral y temporal, por eso se hace necesario aplicar filtros para la separación de estas señales; debido a esto se han realizado varias investigaciones sobre los métodos mas convenientes, un estudio el cual se centra en esta tema, revisa los métodos adaptivos de cancelación de sonidos del corazón de los sonidos del pulmón y aquellos métodos basados en tiempo-frecuencia implementados en diversos estudios, se exponen 15 métodos de filtrado, de los cuales hay 10 métodos lineales adaptivos y los demás implementan otras técnicas tales como la transformada rápida de Fourier y la transformada Wavelet, con esto se determinó la utilidad potencial de cualquier método de filtrado y se dan pautas para futuros estudios en este campo [27].

Realizando una recopilación bibliográfica de los estudios encargados de la separación de los sonidos del pulmón de los del corazón se pueden nombrar algunas características.

En el año de 1993 se realizó un estudio con el fin de comparar el comportamiento de los sensores empleados en la captura de la señal respiratoria, allí se toma el desempeño de 3 micrófonos acoplados y 4 sensores de contacto, los sonidos obtenidos con estos sensores fueron filtrados y muestreados, para posteriormente

aplicar técnicas de Fourier y analizar su potencia espectral, una de las principales conclusiones que se extraen de este artículo, es la importancia de lograr una estandarización para aprovechar la información que se puede ganar de los sonidos respiratorios [28].

En 1996, se publicó una investigación que resalta la importancia de la separación de la señal respiratoria de la cardíaca, ya que comúnmente se presentan interferencias en la adquisición y procesamiento de señales biomédicas, en el caso de la señal respiratoria, esta contiene sonidos como el de la contracción de los músculos que intervienen en el proceso, el ruido ambiente, la piel y el pelo, además de la señal del corazón que siempre aparece; estas interferencias pueden ser disminuidas con el uso de un cuarto aislado de ruido y de un micrófono ubicado firmemente sobre la piel, pero los efectos de la señal cardíaca no pueden ser removidos tan fácilmente, para ello han implementado “Reduce-order Kalman filter” (ROKF) y se demostró su alto desempeño en comparación con otro filtro que se emplea para la separación la señal respiratoria, en términos de dominio del tiempo y frecuencia [29].

Basados en la auscultación como un método de diagnóstico simple y no invasivo de enfermedades cardiovasculares y desordenes respiratorios, en 2001 se publica un artículo que emplea la grabación automática con control de ganancia y técnicas de filtrado adaptivo. Para esta clase de filtro se requiere de una señal de referencia; en previas investigaciones la señal de referencia era la señal electrocardiográfica, con esta técnica se reduce la señal del corazón en un 50-80% [30], sin embargo esta técnica requiere de una gran habilidad computacional y se presenta dificultad en la implementación para aplicaciones con el estetoscopio, en tiempo real. Por eso, en este artículo se plantea la señal de referencia como el Laplaciano de la señal electrocardiográfica y es implementado un simple filtro adaptivo least-mean-square (LMS) para eliminar la interferencia, como resultado de este estudio se muestra la reducción efectiva de los sonidos del

corazón y el esquema facilita la extracción e interpretación de los sonidos respiratorios [31].

Siguiendo con las investigaciones relacionadas con la cancelación de los sonidos del corazón en 2003 se publica un estudio el cual implementa un filtro adaptivo de cancelación de ruido denominado “recursive least squares” (RLS), el esquema consiste en un filtro con respuesta al impulso de duración finita (FIR) y una adaptación al algoritmo RLS, con esto se obtienen resultados prometedores en la reducción de los sonidos del corazón en los del pulmón sin entorpecer en los sonidos de la respiración, dejando para futuros trabajos el análisis y comparación con otras técnicas para la reducción de los sonidos del corazón [32].

En 2003 se realiza una investigación sobre las características espectrales de las señales del sonido del pulmón, antes y después del filtrado basado en transformada Wavelet, los resultados muestran que esta técnica reduce altamente la potencia en los sonidos del pulmón encima del rango de frecuencias, confirmando la necesidad de investigaciones que apliquen este tipo de técnica de filtrado [33].

Una de las investigaciones mas recientes relacionadas con este tema se publica en 2007, en la cual se presenta un nuevo método de cancelación de sonidos del corazón de los del pulmón, este método usa el producto multiescala de los coeficientes de Wavelet de la señal original a detectar. El objetivo de este estudio fue investigar otra nueva y eficiente técnica para la cancelación del sonido; en términos de calidad y procesamiento, los resultados son muy prometedores sin dañar las principales componentes de los sonidos del pulmón. Estos resultados fueron confirmados tanto cualitativa como cuantitativamente, escuchando la señal reconstruida y con su análisis espectral respectivamente [34].

Las diferentes investigaciones en esta área han desarrollado, diversos tipos de equipos e implementado técnicas de separación de señales. Los objetivos de la

investigación en este campo, en Europa y en otras partes del mundo es determinar el grado al cual un equipo puede ser estandarizado e identificar las técnicas usadas para analizar los sonidos respiratorios [10].

1. 7 NUESTRA INVESTIGACIÓN

El desarrollo del sistema con el propósito de analizar los sonidos respiratorios, pretende ser una herramienta que sirva para favorecer a especialistas en salud en la determinación de enfermedades respiratorias de sus pacientes con la confianza suficiente para no realizar un diagnóstico superficial de la anomalía presentada.

La técnica más empleada para el diagnóstico de enfermedades respiratorias es la auscultación con el estetoscopio, su principal cualidad es el carácter no invasivo, por tanto en esta investigación se aprovecha este instrumento de diagnóstico y se le dan más facultades, con el fin de obtener mayor información para realizar un análisis más profundo y por tanto un diagnóstico más completo de la enfermedad de un paciente; además, permite realizar un seguimiento permanente para conocer la evolución de la enfermedad y así determinar el tratamiento adecuado.

En secciones anteriores de este libro se hace referencia a las investigaciones realizadas sobre los sonidos respiratorios tanto a nivel nacional como internacional, donde se resalta el interés por desarrollar herramientas computacionales que mejoren los elementos de diagnóstico ya existentes.

Como se mencionó se han implementado una gran variedad de equipos en el desarrollo del análisis computacional, con facultades de diagnóstico valiosas; este trabajo de investigación proporciona una herramienta que es base para un proyecto de maestría a cargo de la Ing. Diana Astrid Fajardo, cuyas cualidades básicas del equipo diseñado consisten en su practicidad, portabilidad y fácil manejo en la adquisición de la información.

Por tanto este trabajo de investigación proporciona una herramienta que sirve para medir los sonidos respiratorios registrándolos correctamente, sirviendo como base para el desarrollo de futuras investigaciones, en las cuales se pretenda realizar un análisis sobre el comportamiento de la señal respiratoria en un individuo sano y uno que no lo este.

2. SISTEMA PARA LA MEDICIÓN DEL SONIDO RESPIRATORIO EN HUMANOS

En este capítulo se dan a conocer las consideraciones en la implementación del equipo de medición de sonidos respiratorios y se realiza una adecuada descripción y análisis de los dispositivos utilizados para el montaje de cada etapa del sistema.

Se inicia con la descripción del sistema básico para la medición de los sonidos pulmonares, se detallan los módulos del sistema implementado y de cada una de las etapas que componen el sistema.

2. 1 SISTEMA BÁSICO PARA LA MEDICIÓN DE SONIDOS RESPIRATORIOS

El sistema para la medición de sonidos respiratorios consiste inicialmente en un transductor el cual transforma la señal acústica en señal eléctrica para su manejo electrónico.

Con la señal convertida en valores de tensión y corriente, se requiere de un acondicionamiento de la señal para poder ser adquirida y realizar la conversión análoga digital con el fin de realizar el procesamiento digital, este acondicionamiento está compuesto por amplificaciones y filtros.

La amplificación es realizada para incrementar la amplitud de la señal capturada y aprovechar el rango dinámico del conversor o el de una tarjeta de adquisición de datos.

La combinación de filtros pasa bajas y pasa altas en cascada es usualmente lo implementado. El propósito de un filtro pasa altas es reducir el ruido producido por el corazón, los músculos y el contacto del sensor en la piel. El filtro pasa bajos es necesario para eliminar aliasing, además de seleccionar las frecuencias de interés. [12].

Adquirida la señal se realiza el procesamiento digital para la obtención, visualización y almacenamiento de la señal del pulmón, este procesamiento consiste básicamente en la aplicación de métodos que cancelen los sonidos del corazón de los sonidos del pulmón.

Después de las indicaciones anteriormente citadas, inicialmente se diseñó un equipo preliminar, con el propósito de adquirir las señales respiratorias y partir de un referente para empezar a mejorar su desempeño. Este diseño se realizó con dispositivos DIP y su principal característica fue la facilidad de obtención en el mercado local. Esto sirvió para la recolección de los primeros datos y para la caracterización de los filtros analógicos a implementar en la imagen 1, se puede observar el tamaño y los componentes tanto internos como externos de este prototipo inicial.

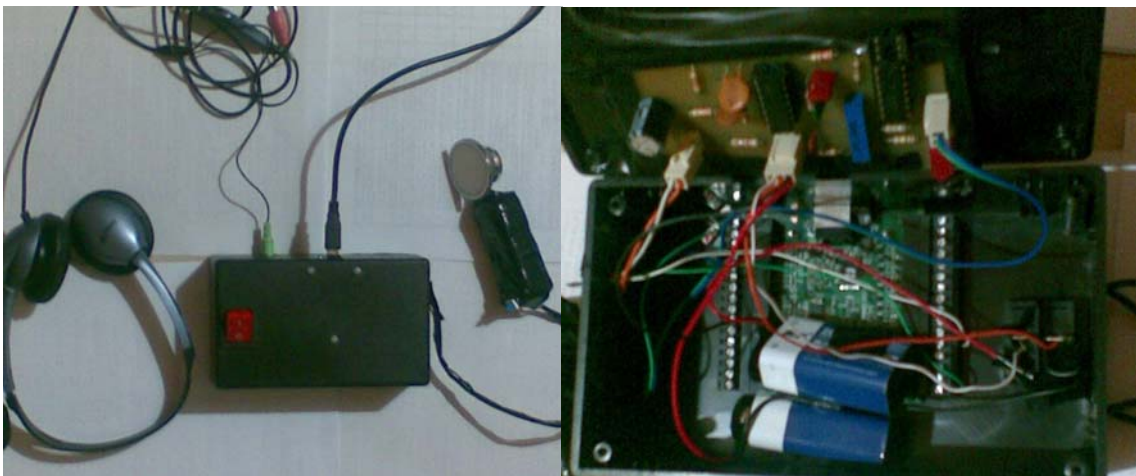


Imagen 1. Primer prototipo implementado.

Fuente: Autor del proyecto.

Este prototipo inicial consistió en dos baterías recargables, una preamplificación, un filtro pasa bajas, una amplificación, un filtro pasa altas, contaba con una tarjeta de adquisición de datos, unos audífonos y el diafragma del estetoscopio.

Pensando en mejorar la calidad de la señal obtenida, el tamaño, el consumo de potencia, se realizaron los estudios pertinentes para la selección de los dispositivos de montaje superficial que serían implementados en el equipo final.

2. 2 DESCRIPCIÓN GENERAL DE LOS MÓDULOS DEL SISTEMA

Se presenta un diagrama de bloques el cual permite comprender el funcionamiento del sistema de sonidos respiratorios. Después se describen una a una las etapas que constituyen el equipo implementado, mostradas en el diagrama de bloques (figura 5).

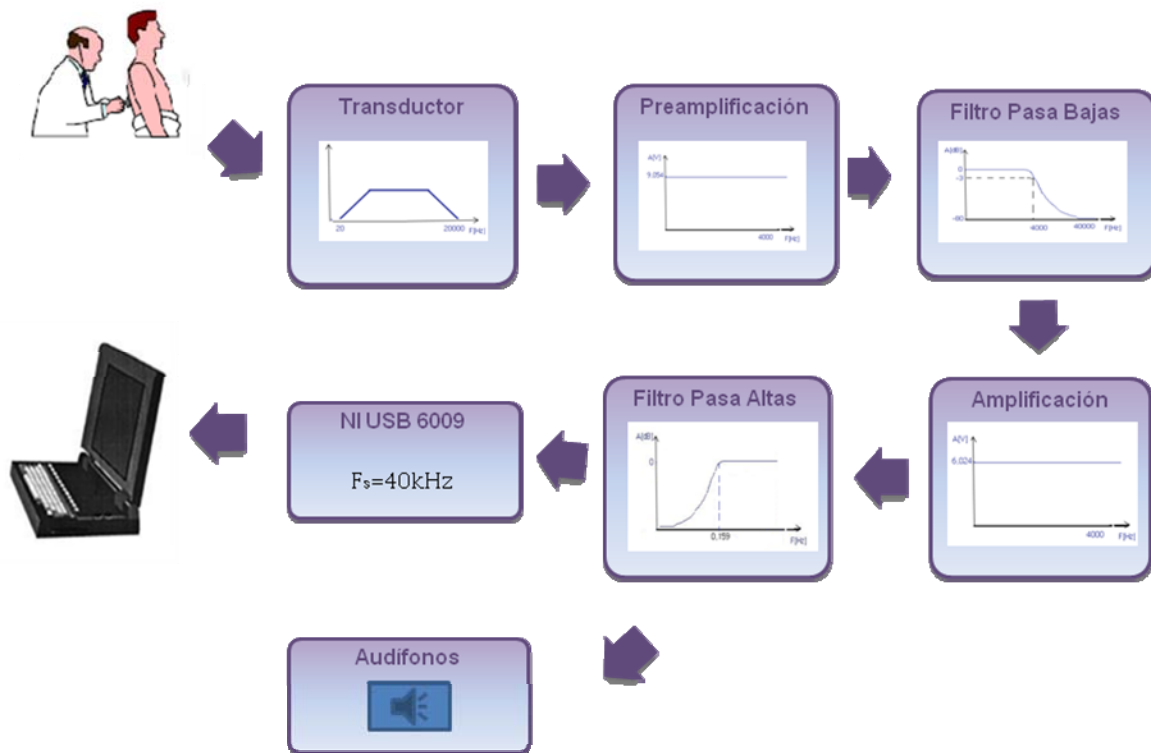


Figura 5. Diagrama de bloques del sistema implementado

Fuente: Autor del proyecto

Como primer elemento en el sistema diseñado se encuentra un estetoscopio, el cual es considerado como elemento básico de la auscultación, al que se le ha acoplado un transductor. La selección de este es fundamental para una adecuada adquisición de la señal, por tanto se debe realizar un estudio para determinar el transductor apropiado. La señal de salida del sensor, es la entrada al circuito de acondicionamiento de señal el cual está compuesto por una preamplificación, filtro pasa bajas, amplificación, filtro pasa altas, adecuación de la señal para audífonos y para la tarjeta de adquisición de datos.

La etapa de preamplificación consiste en una configuración inversora implementada con un amplificador operacional, en esta etapa se elevan los valores de tensión provenientes del transductor. Posteriormente se encuentra un filtro pasa bajas para eliminar componentes de la señal no deseadas, seguido de un filtro pasa altas para la atenuación del nivel de continua.

Finalmente se implementó una etapa que permite al especialista escuchar los sonidos pulmonares, a través de unos audífonos.

2. 3 TRANSDUCTOR ACÚSTICO-ELÉCTRICO

Como se mencionó anteriormente, el primer elemento que se encuentra en el sistema de adquisición y análisis de sonidos respiratorios, cuando se estudia la actividad respiratoria es el sensor, el cual permite obtener la señal. Una de las principales características con las que debe contar este tipo de sensor, es que la salida del mismo debe ser independiente de la fuerza de contacto y del modo de ubicación en la superficie del cuerpo [36].

Dentro de las principales consideraciones para la selección de un transductor apropiado en el sensado de los sonidos respiratorios es la de poseer una respuesta en frecuencia plana en el rango de frecuencia de interés (desde 20-70 Hz hasta 2-4 kHz). Una recomendación es que el rango dinámico del sensor sea

de 60 dB. La sensibilidad debe ser alta cuando se capturan los sonidos de baja intensidad, un valor típico de sensibilidad de un sensor de sonido es de 1mV/Pa. La relación señal a ruido debe ser lo más alta posible. Un micrófono con una relación señal a ruido de 60 dB, con sensibilidad de 1mV/Pa y con una carga de 200Ω es aceptable para estos propósitos (recomendaciones encontradas en [11], [37]).

En investigaciones anteriores dedicadas al estudio de los sonidos respiratorios se implementan sensores como el micrófono electret, el micrófono de contacto y el acelerómetro [38], [39], [40].

Micrófono electret o de condensador. Aplica el principio del condensador de una manera tal que su voltaje de salida sea proporcional a la separación de su diafragma, este tipo de micrófono está ampliamente disponible para la grabación de música y de voz. Cuando es acoplado al diafragma del estetoscopio este tipo de micrófono es sensible a los sonidos respiratorios.

Micrófono de contacto. Se comporta como un acelerómetro a frecuencias inferiores a la frecuencia natural de aceleración. Implica la grabación directa del movimiento de la pared del pecho. En este caso el término sensor de contacto es utilizado. Tiene un cristal piezoeléctrico que registra la aceleración de las vibraciones de la piel transformándola en señal eléctrica [41]. Son diseñados para usarlos directamente sobre la piel, sin ninguna cavidad del aire que intervenga.

Acelerómetro piezoeléctrico de contacto. Aplica el efecto piezoeléctrico de manera que el voltaje de la salida sea proporcional a la aceleración del sensor entero. Una de las características de este tipo de sensor es la alta sensibilidad y son menos influenciados por el ruido ambiente que los del tipo condensador. Estos son más costosos que los electret y a menudo son frágiles y pueden exhibir resonancia interna cerca de las frecuencias de interés de los sonidos del pulmón [12].

Los micrófonos del tipo condensador y los de contacto, en la gama de frecuencia de señales respiratorias, tienen una relación señal a ruido (SNR) y un funcionamiento espectral similar. Aunque los micrófonos de condensador y los sensores piezoeléctricos del contacto son receptores de la separación, las formas de onda que entregan son diversas debido a las diferencias del acoplador [8].

La acción de auscultar los sonidos respiratorios por medio del estetoscopio, implica algunos fenómenos físicos: las vibraciones de la pared del pecho se convierten en variaciones de presión del aire en el estetoscopio y estas variaciones entonces se transmiten al diafragma del oído. El micrófono tiene un diafragma como en el oído humano y el movimiento del diafragma es convertido en una señal eléctrica [12].

En esta investigación la selección de los sensores de las medidas acústicas respiratorias no solo está influenciada por su sensibilidad efectiva, respuesta en frecuencia, relación señal a ruido y demás consideraciones expuestas anteriormente, sino también por su tamaño, practicidad, durabilidad y costo.

El sensor escogido es un micrófono del tipo electret, disponible en el mercado local, datos técnicos proporcionados por el fabricante:

- Rango de frecuencia: 20 - 20,000Hz
- Direccionalidad: omnidireccional
- Impedancia: $\leq 2.2k\Omega$
- Consumo de corriente (máx.): 500uA
- Estándar de Tensión de operación: 4.5V
- Max. Tensión de operación: 12V
- Relación S/N: >60dB

El transductor seleccionado es acoplado al diafragma del estetoscopio convencional con el fin de proporcionarle direccionalidad al sonido y un diseño cómodo para que los médicos se sientan en confianza con el equipo. Este tipo de micrófono requiere de una fuente de polarización para su correcto funcionamiento, para lo cual se utilizó la fuente de alimentación de la tarjeta de adquisición de datos de valor de 5V.

Al implementar este sensor en la recolección de la información, se notó seriamente la influencia del sonido externo durante la adquisición, por ello se recubrió el acople con una capa de icopor para aislar el ruido obtenido por el diafragma del estetoscopio del ruido externo como voces, corrimiento de sillas, cierre de puertas, etc.



Imagen 2. Acople del diafragma del estetoscopio

Fuente: Autor del proyecto

2. 4 PREAMPLIFICACIÓN

Para seleccionar adecuadamente el amplificador operacional se tomaron aspectos como el rango de ganancia, su contribución de error en el sistema, su precio, rechazo en modo común (CMRR), rechazo a variaciones de la fuente (PSRR), bajo nivel de ruido, bajo consumo de potencia, bajo nivel de distorsión y las características de la señal que está siendo amplificada. En la siguiente tabla se muestran datos de los dispositivos estudiados, los cuales fueron determinantes para la selección.

Dispositivo	CMRR [dB]	PSRR [dB]	Nivel de ruido	Alimentación de corriente	Tensión de offset	Ancho de Banda
AD8030	74	86	16nV/√Hz	1250μA máx.	2,5mV máx.	80MHz
AD744	88	88	16nV/√Hz	4mA máx.	0,5mV máx.	1,2 MHz
AD706	106	104	22nV/√Hz	1,2mA máx.	100μV máx.	800 kHz
AD620	110	100	13nV/√Hz	1,3mA máx.	50μV máx.	800 kHz
AD8609	100	100	22nV/√Hz	50μA máx.	50μV máx.	400 kHz

Tabla 1. Dispositivos estudiados para la implementación del sistema

Fuente: Datos suministrados por el fabricante de cada dispositivo.

Se escogió el amplificador operacional AD8609 de la empresa Analog Devices para la adquisición de la señal ya que cuenta con características acordes para la implementación inicial del sensado de la señal de voltaje. Por las características propias del amplificador seleccionado es útil especialmente en instrumentación portátil.

La ganancia de esta etapa del sistema es de $9,05V/V$, lo que garantiza un nivel apropiado para la siguiente etapa del circuito. La configuración del preamplificador implementado se observa en la figura 6.

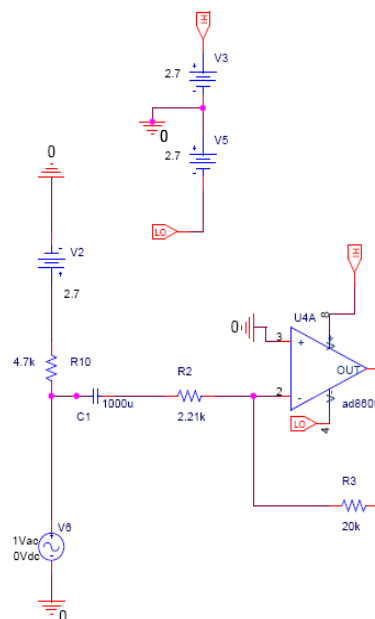


Figura 6. Etapa de preamplificación.

Fuente: Autor del proyecto.

En la etapa de preamplificación se realiza un filtro pasa altas con el propósito de atenuar el nivel de continua, antes de la amplificación inicial. El comportamiento de la etapa de preamplificación diseñada se observa en la figura 7, cuya frecuencia de $3dB$ es de $71,94mHz$

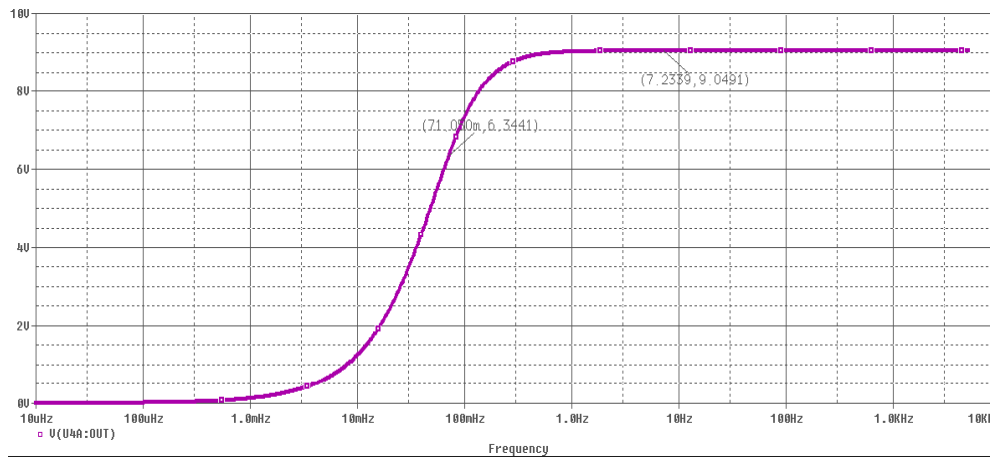


Figura 7. Respuesta de la etapa de preamplificación.

Fuente: Autor del proyecto

A continuación se describen los elementos usados para esta etapa de preamplificación (ver tabla 1).

REFERENCIA	DESCRIPCIÓN/VALOR	CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES	CANTIDAD
AD8609	Preamplificación	VCC=+5V CMRR=100dB PSRR=100dB Avo=1000 V/mv I _{sy} =40 uA GBP= 400 kHz VIN=25 nV IIN=0,05 pA Vos=50uV máx.	1
Otros elementos	Resistencia=R2, R10	2,21kΩ	2
	Resistencia=R3	20kΩ	1
	Capacitor=C1	1000uF	1

Tabla 2. Elementos usados para la etapa de preamplificación.

Fuente: Autor del proyecto.

Análisis del AD8609 [42]: Al ser un dispositivo no ideal hace que el comportamiento real del mismo se vea afectado tanto por su desempeño como por situaciones ajenas que se involucren en el proceso de análisis de la señal.

A continuación se muestra el análisis de error del dispositivo seleccionado.

Error de la ganancia: La ganancia de lazo cerrado del amplificador operacional de lazo cerrado depende de la de lazo abierto de DC, de tal forma que $G = \frac{A}{1 + \frac{A}{A_{vo}}}$,

donde G es la ganancia de lazo cerrado, A es la ganancia de lazo cerrado ideal y A_{vo} la ganancia de lazo abierto [43]. Por tanto existe un error entre la ganancia deseada y la ganancia real del amplificador igual a $\% \text{ Error} = \frac{A}{A + A_{vo}} \times 100\%$ para el

caso de la preamplificación la ganancia es de 9,045 V/V y la ganancia de lazo abierto mínima es de 250000 V/V, por tanto se tiene un error de 36,17 ppm.

No linealidad: la ganancia de lazo abierto del amplificador no es completamente lineal, lo que causa distorsión en la señal, esta característica se puede observar en la ganancia de lazo cerrado.

La no linealidad de lazo abierto es igual a $\frac{1}{A_{vo,\min}} - \frac{1}{A_{vo,\max}}$, estos valores son

suministrados por el fabricante del integrado $A_{vo,\min} = 250000$ V/V, su valor máximo no está especificado. De la expresión, si la ganancia máxima tiende al infinito la no linealidad de lazo abierto será de 4 ppm, por tanto la no linealidad que tendría es menor a dicha proporción. La no linealidad de la ganancia de lazo cerrado es

$A \left(\frac{1}{A_{vo,\min}} - \frac{1}{A_{vo,\max}} \right)$, para la etapa de preamplificación donde la ganancia de lazo

cerrado es 9,045 V/V, la no linealidad producida por ella es de 36,18 ppm.

Voltaje de offset: El AD8609 tiene un V_{os} máximo de 50 μ V para un voltaje de modo común de 0,5 V y 2,8 V con una alimentación de 3,3 v a 25°C. Bajo otras

condiciones de temperatura puede tener un máximo de 700µV. La corriente polarización de este dispositivo es de 1 pA máximo a 25°C.

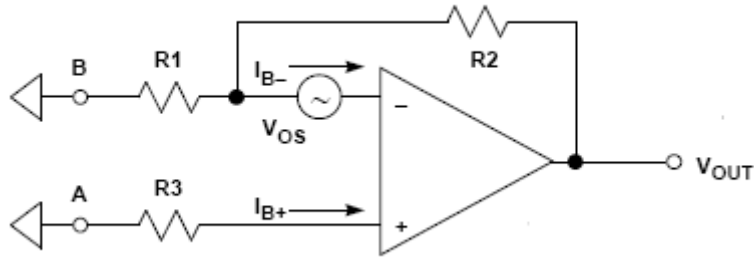


Figura 8. Modelo de voltaje total de offset para un Amplificador operacional

Fuente: Amplifiers for signals conditioning [42].

Del circuito anterior se tiene:

$$offset(RTO) = V_{os} \left[1 + \frac{R_2}{R_1} \right] + I_{B+} R_3 \left[1 + \frac{R_2}{R_1} \right] - I_{B-} R_2$$

$$offset(RTI) = V_{os} + I_{B+} R_3 - I_{B-} \left[\frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \right]$$

Reemplazando los valores se tienen los resultados en la tabla 2.

Offset (RTI)	Offset (RTO)
50µV	0,5024µV

Tabla 3. Offset referido a la entrada y salida

Fuente: Autor del proyecto

El error de esta etapa debido al offset del amplificador será de 5,024 ppm en relación a la señal de 100mV.

Análisis de ruido: El nivel de ruido es otro de los parámetros que generan errores. El modelo de ruido del amplificador se observa en la figura 9, que incorpora el ruido térmico y las fuentes de ruido propias del amplificador operacional para

determinar el ruido referido a la entrada y a la salida. El ancho de banda del amplificador operacional para ganancia unitaria es de 400kHz.

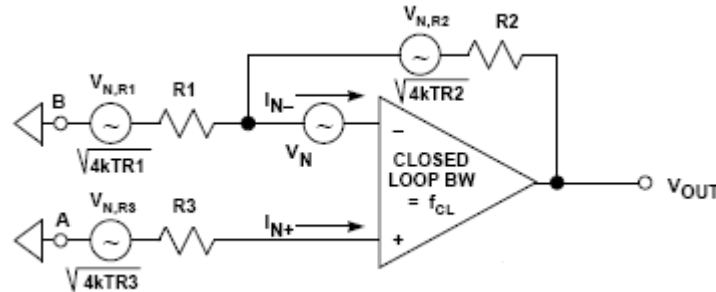


Figura 9. Modelo de ruido para el amplificador operacional

Fuente: Amplifiers for signal conditioning [42].

Del circuito anterior se tienen las expresiones del ruido referido a la entrada y la salida:

$$RTI\ NOISE = \sqrt{BW} \cdot \sqrt{V_n^2 + 4kTR3 + 4kTR1 \left[\frac{R2}{R1 + R2} \right]^2 + I_{N+}^2 R3^2 + I_{N-}^2 \left[\frac{R1 \cdot R2}{R1 + R2} \right]^2 + 4kTR2 \left[\frac{R1}{R1 + R2} \right]^2}$$

$$RTO\ NOISE = NG \cdot RTI\ NOISE$$

Donde:

BW= 1.57*Ancho de banda de lazo cerrado.

NG= ganancia del sistema realimentado.

K= 1.38×10^{-23} J/K.

T= 293°K

Haciendo una aproximación del circuito, se tendría el aporte de ruido del amplificador y de dos resistencias, la corriente no será tomada en cuenta ya que resulta ser despreciable en relación a las otras fuentes de ruido.

Para determinar el valor de la contribución de ruido de los elementos del sistema se tomará cada una de las etapas.

A continuación se presentan los valores de los parámetros que permiten calcular el ruido tanto a la entrada como a la salida.

Parámetro	Magnitud
V_N	25 nV/ $\sqrt{\text{Hz}}$
I_N	0,05 pA/ $\sqrt{\text{Hz}}$

Tabla 4. Parámetros del ruido referido a la entrada del amplificador AD8609

Fuente: Autor del proyecto.

Hallando la densidad de ruido de la etapa de preamplificación se tiene $RT_{\text{NOISE}}=25,63 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$, y la densidad ruido referido a la salida $RT_{\text{ONOISE}}=231,88 \text{ nV}/\sqrt{\text{Hz}}$.

En la tabla 4 se hace un recuento de los valores anteriormente hallados

Error de ganancia	36,17 ppm
No linealidad	36,18 ppm
Voltaje de offset	5,024 ppm
Densidad de Ruido	5824,01 $\text{nV}/\sqrt{\text{Hz}}$

Tabla 5. Aporte de error y ruido de la etapa de preamplificación

Fuente: Autor del proyecto

2. 5 FILTRADO ANALÓGICO DE LA SEÑAL RESPIRATORIA AMPLIFICADA

Dados los requerimientos del sistema en general, además de filtrar componentes de frecuencia no deseadas, esta etapa evita que el sistema se afecte por señales no deseadas provenientes tanto de los dispositivos electrónicos así como del ambiente.

El filtro implementado es un filtro activo de ganancia unitaria, pasa bajas de cuarto orden diseñado mediante la aproximación de Butterworth con dos estructuras

Sallen Key, que se adaptan a los requerimientos necesarios para el filtrado ya que es posible implementar un filtro de segundo orden mediante la utilización de un único amplificador operacional, y el uso de un único amplificador operacional se traduce en un menor consumo de potencia, además de un nivel de ruido menor introducido por el mismo. Otra de las ventajas de esta configuración es la baja dependencia del desempeño del filtro en el desempeño del amplificador operacional utilizado para su implementación [44].

Esta etapa de filtrado tiene como objetivo eliminar componentes de alta frecuencia que están por encima de las frecuencias de interés, para nuestro caso por arriba de 4kHz. El amplificador operacional seleccionado para tal fin es el AD8609, cuyas características han sido mostradas en la etapa de preamplificación. En la figura 10 se muestra el esquemático del filtro diseñado.

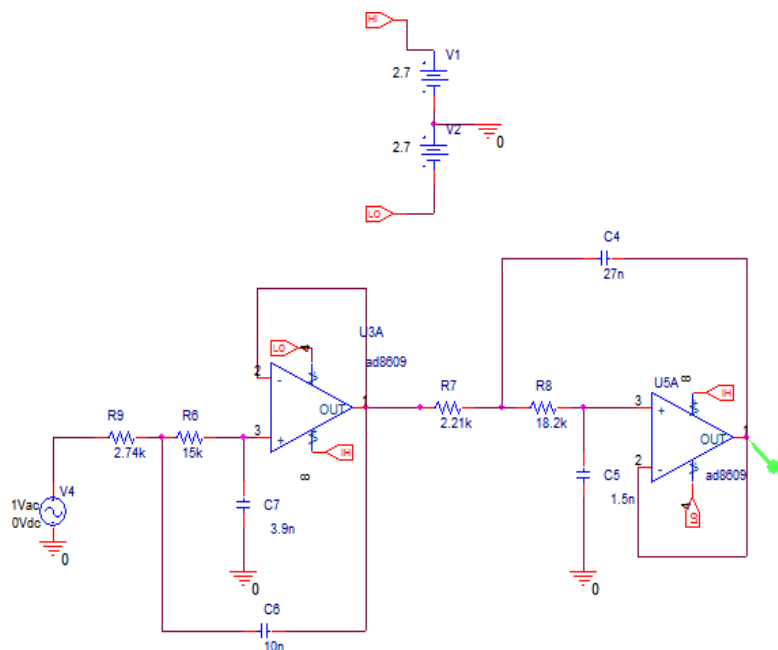


Figura 10. Esquemático del filtro implementado

Fuente: Autor del proyecto

Realizando la respectiva simulación del diseño del filtro se obtiene la respuesta en frecuencia del mismo. Dicho filtro cuenta con una frecuencia de mitad de potencia de 4,067 kHz, como se observa en la figura 11.

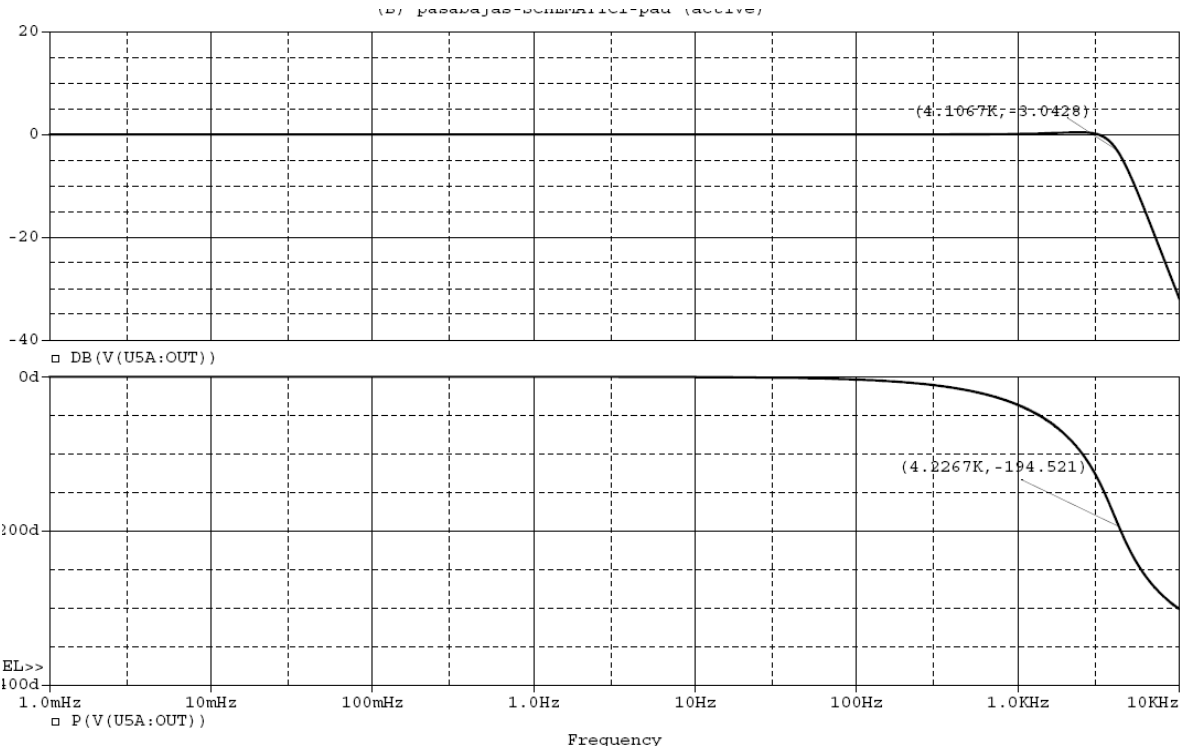


Figura 11. Respuesta en magnitud y fase (respectivamente) del filtro diseñado

Fuente: Autor del proyecto

Para la etapa de filtrado se retoma la idea de utilizar el AD8609 porque además de presentar bajo offset, posee estabilidad en ganancia unitaria y entre sus aplicaciones se encuentra la implementación de filtros multipolos; para este diseño se utilizaron los elementos de la tabla 6.

Referencia	Descripción/Valor	Características principales	Cantidad
AD8609	Filtrado	VCC=+5V CMRR=100dB PSRR=100dB Avo=250V/mV VoL=+16mV VoH=+4.97 V Isy=50 uA VINR=22 nV/V _{Hz} IINR=0,05 pA/V _{Hz}	2
Otros elementos	Resistencia=R9	2,74kΩ	1
	Resistencia=R6	15kΩ	1
	Resistencia=R7	2,21kΩ	1
	Resistencia=R8	18,2kΩ	1
	Capacitor=C7	3,9nF	1
	Capacitor=C6	10nF	1
	Capacitor=C5	1,5nF	1
	Capacitor=C4	27nF	1

Tabla 6. Elementos usados para implementar el Filtro pasa bajas.

Fuente: Autor del proyecto

Error de ganancia: La ganancia para el filtro diseñado es unitaria, hallando el error entre la ganancia deseada y la real del amplificador se tiene que la ganancia de lazo abierto mínima es de 250000 V/V, por tanto se tienen un error de 4ppm.

No linealidad: La expresión de la no linealidad de lazo abierto es igual

a $\frac{1}{A_{vo,min}} - \frac{1}{A_{vo,max}}$, estos valores son suministrados por el fabricante del integrado

$A_{vo,min} = 250000 V/V$, su valor máximo no está especificado. De la expresión, si la ganancia máxima tiende a infinito la no linealidad será de 4ppm, por lo que tendría una no linealidad inferior a dicha cantidad.

La no linealidad de la ganancia de lazo cerrado es $A \left(\frac{1}{A_{vo,min}} - \frac{1}{A_{vo,max}} \right)$, en el caso

del filtro implementado es igual a la de lazo abierto ya que la ganancia es uno. Por

tanto cada amplificador añadirá un error de 4ppm, lo que da un total en la etapa de filtrado de 8ppm.

Voltaje de offset: las expresiones obtenidas en la etapa de preamplificación del offset referido tanto a la entrada como a la salida son:

$$offset(RTO) = V_{os} \left[1 + \frac{R_2}{R_1} \right] + I_{B+} R_3 \left[1 + \frac{R_2}{R_1} \right] - I_{B-} R_2$$

$$offset(RTI) = V_{os} + I_{B+} R_3 - I_{B-} \left[\frac{R_1 R_2}{R_1 + R_2} \right]$$

Evaluando las anteriores expresiones con los valores de resistencias implementadas y las contribuciones de offset debido a la etapa anterior se tiene:

$$offset(RTO) = 100,522 \mu V$$

$$offset(RTI) = 100,522 \mu V$$

El error de esta etapa debido al offset del amplificador será de 1005,2 ppm en relación a la señal de 100mV.

Análisis de ruido: Hallando los valores de la densidad ruido para el filtro de cuarto orden de ganancia unitaria se tiene:

$$RTINOISE = RTONOISE = 262,63 \frac{nV}{\sqrt{Hz}}$$

Error de ganancia	8 ppm
No linealidad	8 ppm
Voltaje de offset	1005,2 ppm
Densidad de Ruido	262,63 $\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

Tabla 7. Aporte de error y ruido del filtro pasa bajas

Fuente: Autor del proyecto

2.6 AMPLIFICACIÓN PARA SALIDA DE AUDIO

Después de obtener la señal de voltaje para las frecuencias de interés, ésta es amplificada para ser la entrada al DAQ con el propósito de aprovechar su rango dinámico y para ser oída mediante los audífonos.

El amplificador seleccionado para esta etapa es el ad8609 del cual se han establecido sus características anteriormente (ver tabla 2). La topología del circuito implementado para la amplificación de la señal seguida de un filtro pasivo pasa altas se puede observar en la figura 12. Este filtro tiene como finalidad restringir el rango de frecuencias sólo a las requeridas y al mismo tiempo contribuir con la necesidad de eliminar las componentes no deseadas de continua.

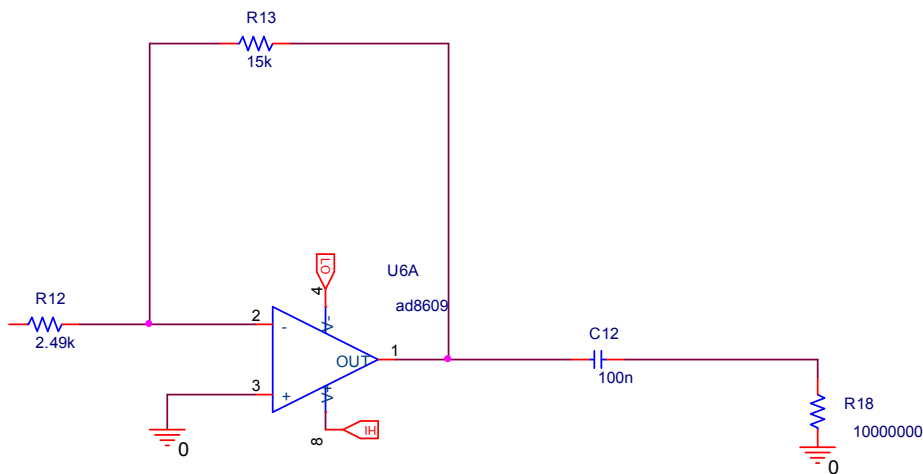


Figura 12. Circuito de amplificación

Fuente: Autor del proyecto

La ganancia de la etapa implementada es de 6,024 V/V, valor obtenido experimentalmente, ya que con esta amplificación se obtienen los valores de tensión para la señal audible sin saturar el integrado que se seleccionó.

La respuesta del sistema implementado se observa en la figura 13.

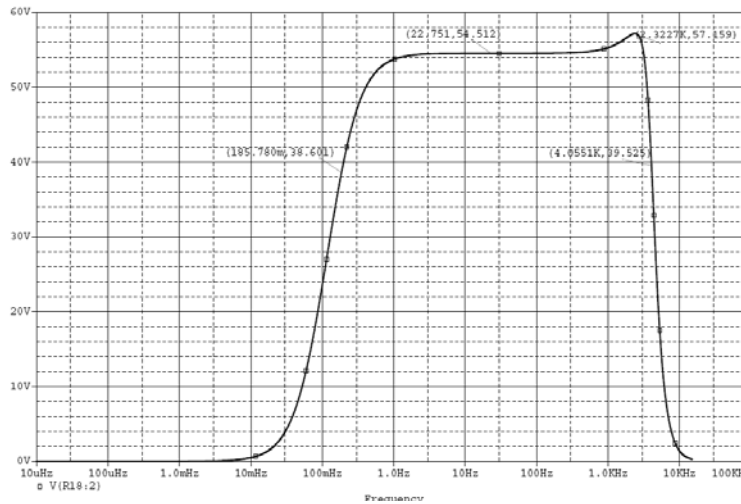


Figura 13. Respuesta en frecuencia del sistema implementado

Fuente: Autor del proyecto

En la tabla 8 se observan los elementos implementados en esta etapa.

REFERENCIA	DESCRIPCIÓN/VALOR	CARACTERÍSTICAS PRINCIPALES	CANTIDAD
AD8609	Amplificación	VCC=+5V CMRR=100dB PSRR=100dB Avo=1000 V/mv I _{sy} =40 uA GBP= 400 kHz VIN=25 nV IIN=0,05 pA Vos=50uV máx.	1
Otros elementos	Resistencia=R12	2,49kΩ	1
	Resistencia=R13	15kΩ	1
	Resistencia=R18	10MΩ	1
	Capacitor=C12	100nF	1

Tabla 8. Elementos usados para la etapa de Amplificación.

Fuente: Autor del proyecto

La salida del sistema implementado es la entrada a un seguidor de tensión el cual cuenta con alta impedancia de entrada y baja impedancia de salida; para posteriormente ser la entrada al conector hembra de audífono. Para acoplar la

salida del circuito analógico con la entrada del DAQ, se utilizó un seguidor de tensión

Error de ganancia: Para una ganancia de 6,024 V/V se tiene un error de 24 ppm

No linealidad: Para una ganancia de 6,024 V/V se tiene una no linealidad de 24 ppm.

Voltaje de offset: Para la etapa de amplificación se tiene:

$$\text{offset}(RTI) = 150,52 \mu\text{V}$$

$$\text{offset}(RTO) = 1057,262 \mu\text{V}$$

El error de esta etapa debido al offset del amplificador será de 10572 ppm en relación a la señal de 100mV.

Análisis de ruido: Para esta etapa el valor de la densidad de ruido se tiene:

$$RTINOISE = 319,36 \frac{nV}{\sqrt{Hz}};$$

$$RTONOISE = 1923,818 \frac{nV}{\sqrt{Hz}}.$$

Error de ganancia	24 ppm
No linealidad	24 ppm
Voltaje de offset	10572 ppm
Densidad de Ruido	1923,818 $\frac{nV}{\sqrt{Hz}}$

Tabla 9. Aporte de error y ruido de la etapa de amplificación

Fuente: Autor del proyecto

La red pasiva a la salida de la etapa de amplificación hace una atenuación tanto al nivel de continua como al ruido de baja frecuencia, la frecuencia de corte de esta red es de $F=159$ mHz.

En la tabla 10 se muestran los valores de densidad de ruido de cada una de las etapas estudiadas. Cabe aclarar que estos valores son aproximados y todas las aproximaciones se hicieron por exceso, por tanto se hallan los valores máximos esperados.

Etapas	RTI [nV/\sqrt{Hz}]	RTO [nV/\sqrt{Hz}]
Preamplificación	25,63	231,88
Filtrado	262,63	262,63
Amplificación	319,36	1923,818
Total		2418,328

Tabla 10. Aportes de ruido del sistema

Fuente: Autor del proyecto

Determinando el ruido del sistema para el ancho de banda limitado por los filtros, se tiene que el total de ruido es de 135,512 μV .

Después de la última etapa de filtrado viene un seguidor de tensión el cual posee una impedancia de salida pequeña, además de evitar el efecto de carga del circuito, lo cual hace que se añada ruido al sistema, siendo su contribución de 19,8116 μV .

Sumando los errores hallados en las diferentes etapas se tiene que para el sistema el error debido a la ganancia, no linealidad, voltaje de offset y ruido se tiene un total de 219,75 μV

Una vez determinado el ruido introducido por el sistema, se define la resolución en bits para el sistema de adquisición de datos mediante las siguientes expresiones:

$$DR = 20 \log_{10} \frac{\text{máximo nivel de entrada}}{\text{nivel de ruido}} [dB]$$

$$n = \frac{DR - 1,76}{6,02} [bits]$$

El máximo nivel de entrada del sistema es de 5,4V. Reemplazando los datos en las ecuaciones se tiene:

DR=87,808 y n=14,29, esto corresponde a un sistema de adquisición de 14 bits.

2. 7 ALIMENTACIÓN DEL CIRCUITO

El bloque de alimentación del sistema general proporciona valores de tensión de +2,7 V y -2,7 V que son suficientes para garantizar el trabajo de los dispositivos electrónicos empleados en el sistema. En la tabla 11 se presentan los diferentes dispositivos utilizados en la implementación general del hardware así como sus requerimientos de alimentación.

Etapa	Dispositivo	Cantidad	Rango de tensión [V]		Consumo de corriente	Corriente total
			Min	Max	C/U	
Preamplificación	AD8609	1	0,9	3	0,05 mA	0,05mA
Filtrado LPF	AD8609	2	0,9	3	0,05 mA	0,1mA
Amplificación	AD8609	1	0,9	3	0,05 mA	0,05 mA
Seguidor de tensión	AD8609	2	0,9	3	0,05 mA	0,1mA
Corriente total del sistema						0,3 mA

Tabla 11. Consumo de corriente y rango de tensión de alimentación para los dispositivos de acondicionamiento de señal

Fuente: Autor del proyecto.

Al realizar las pruebas pertinentes se determinó el consumo corriente total del circuito analógico 0,35mA, por tanto existe un error entre lo teórico y práctico de 16,67%.

La alimentación del sistema está constituida por la salida de tensión del DAQ cuyo valor de tensión es de +5V.

Por los valores máximos de tensión de alimentación del amplificador seleccionado, se implementó el regulador adp3309 el cual genera una tensión de 2,7 V y se conectó como se observa en la figura 14.

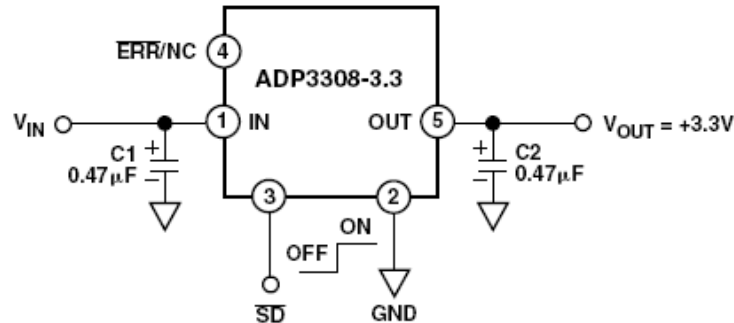


Figura 14. Conexión del regulador.

Fuente: Hoja de datos del ADP 3309

Para mantener una alimentación dual se implementó el convertidor de voltaje utilizado como inversor como se muestra en la figura 15, el cual genera a la salida un valor de tensión de -2,7 V.

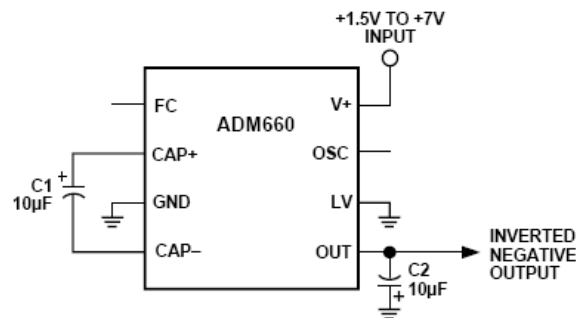


Figura 15. ADM660 como inversor de voltaje

Fuente: Hoja de datos del fabricante

Para el correcto funcionamiento de la etapa de alimentación del circuito fue necesario añadir inductores con el propósito de separar la tarjeta de adquisición de datos del circuito diseñado.

2. 8 DISEÑO Y MONTAJE DE LA TARJETA DE CIRCUITO IMPRESO

El circuito del dispositivo diseñado va a ser montado sobre una placa de circuito impreso con el fin de brindar mayor robustez al equipo de medición.

Al diseñarse un circuito impreso, lo primero que se debe hacer es un diagrama esquemático, el cual muestra todos los circuitos implementados con sus respectivas conexiones.

La lámina de circuito impreso (PCB) que se implementó es de tipo doble cara, es decir, posee pistas conductoras en ambos lados de la lámina; esto para solucionar el problema de la imposibilidad de interconexión de varios componentes con muchos terminales sobre un mismo plano.

Dentro de las características del PCB implementado se encuentra el hecho de poder colocar planos de tierra en ambas caras disminuyendo la impedancia del camino de retorno de corriente lo que produce una reducción de ruido debido a la variación de la corriente de la fuente, además de servir de blindaje para los caminos de señal. El diseño de este circuito impreso aprovecha las ventajas de la tecnología SMD (Surface Mount Technology), como lo es su tamaño reducido y mejor relación señal a ruido.

Para realizar un diseño apropiado del circuito impreso se hace necesario tener en cuenta aspectos básicos que preceden su elaboración.

- Emplear la mínima anchura en las pistas, con el fin de minimizar pérdidas por efecto Joule.
- Acortar las longitudes de las pistas para reducir efectos inductivos que producen interferencia de RF.
- Emplear planos de tierra proporciona importantes ventajas como evitar que se formen lazos de corriente y establecer compatibilidad electromagnética que garantice el correcto funcionamiento de todos los componentes del circuito.

- Los ángulos de los caminos en los cambios de dirección son de 135° para reducir autoinducción y mantener la resistencia uniforme en todo el trayecto.

Además de lo expuesto anteriormente, se tomaron en cuenta las recomendaciones dadas por los fabricantes de los circuitos integrados que fueron empleados en el montaje.

Para la distribución de los dispositivos, estos se deben ubicar en áreas discretas que permitan aislar físicamente los circuitos digitales de los analógicos. De esta manera también se reduce el número de vías extras y la longitud de las pistas, se deben distribuir las etapas implementadas para la posterior ubicación de los dispositivos de cada una de ellas, de tal forma que los dispositivos pertenecientes a cada etapa se ubiquen lo más cerca posible al integrado que los contiene, con el fin de ahorrar espacio en la placa y de identificar cada uno de ellos a la hora de montarlos en el circuito impreso.

En cuanto el mínimo ancho de los conductores en la tarjeta éste debe basarse en la capacidad de transporte de corriente que requieren los dispositivos y a la máxima elevación de temperatura permitida.

Con ayuda de la herramienta de Orcad para la elaboración de circuitos impresos, Layout, se diseñó el circuito impreso. El circuito impreso diseñado se puede observar en las figuras 16 y 17.

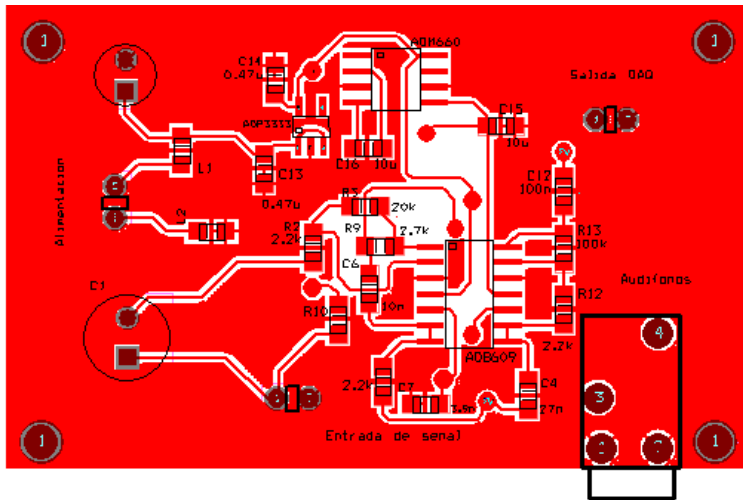


Figura 16. Capa top de la tarjeta del circuito impreso

Fuente: Autor del proyecto

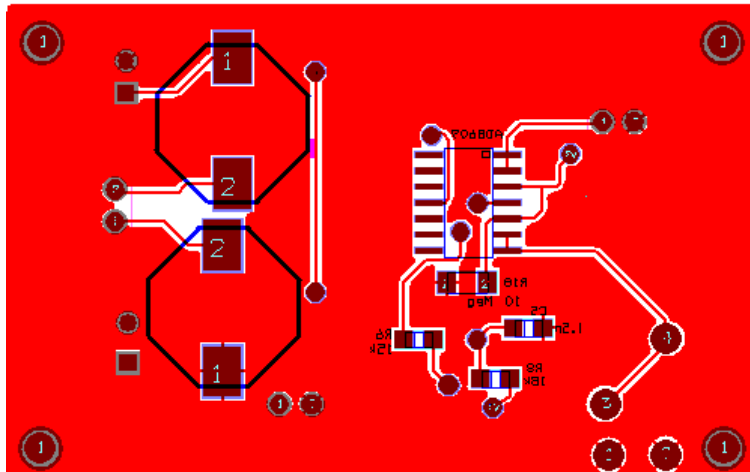


Figura 17. Capa Bottom de la tarjeta de circuito impreso

Fuente: Autor del proyecto

El circuito impreso final mide 4*6 cm², se observa en la imagen 3.

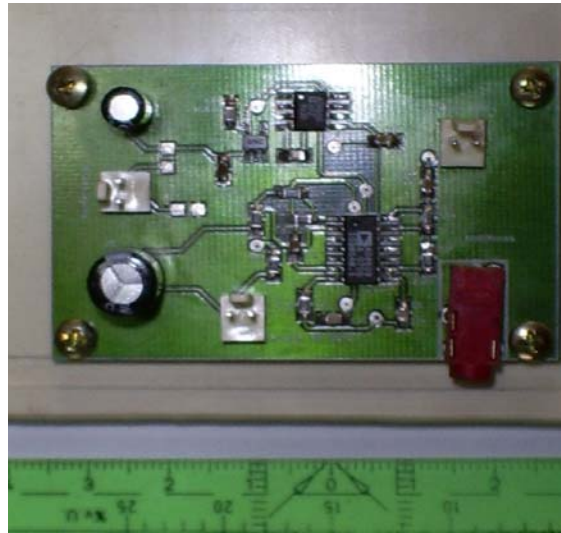


Imagen 3. Circuito impreso final

Fuente: Autor del proyecto

3. ACONDICIONAMIENTO DE LA SEÑAL ANALÓGICA Y SISTEMA DE ADQUISICIÓN DE DATOS (NI DAQ)

Después de acondicionar la señal, ésta es la entrada a un sistema de adquisición de datos, para ello se contó con la tarjeta DAQ-6009, de National Instruments (ver figura 16), el cual es un módulo de adquisición de datos portátil multifuncional de propósito general que reúne las especificaciones técnicas requeridas en este proyecto, además de su bajo costo para las prestaciones y facilidades que ofrece tanto a nivel de hardware como de software.



Figura 18. Tarjeta de adquisición de datos DAQ-6009

Fuente: *User guide and specifications USB 6008-6009, National Instruments.*

El DAQ-6009 se comunica con el computador mediante el puerto USB, el cual se ha convertido en un estándar en la arquitectura de los computadores personales de última generación para el intercambio de información con sistemas periféricos. El Hardware del USB- 6009 tiene las siguientes características:

- ❖ 8 Entradas analógicas SE / 4 diferenciales.
- ❖ 14 bits de resolución de entrada.
- ❖ Rata máxima de muestreo 48 kS/s.
- ❖ Rango de entrada de ± 1 V hasta ± 20 V.
- ❖ 2 Salidas analógicas con un rango de 0 a 5V.
- ❖ 12 bits de resolución de salida.
- ❖ 150 Hz de velocidad de salida.
- ❖ 12 líneas digitales de entrada/salida.
- ❖ 1 Contador de 32 bits.

Las características de las entradas analógicas y digitales se presentan en las tablas 12 y 13.

TIPO DE CONVERTOR	Aproximaciones sucesivas
RESOLUCIÓN	14 bits
RANGO DE ENTRADA SIMPLE	± 10 V
RANGO DE ENTRADA DIFERENCIAL	± 20 V, ± 10 V, ± 5 V, ± 4 V, ± 2.5 V, ± 2 V, ± 1.25 V, ± 1 V
IMPEDANCIA DE ENTRADA	144 K Ω
PROTECCIÓN SOBRETENSIÓN	± 35 V
TIEMPO DE RESOLUCIÓN	41,67 ns., A 24Mhz
TIEMPO DE MEDICIÓN	100 ppm para la rata de muestreo actual
RUIDO DEL SISTEMA	0,3 LSBrms (± 10 V)
MÁXIMA RATA DE MUESTREO.	48KS/s

Tabla 12. Características de las entradas analógicas del DAQ-6009

Fuente: User *guide and specifications USB 6008-6009, National Instruments.*

DIRECCIÓN DE CONTROL	Cada canal se programa individualmente como entrada o salida.
TIPO DE SALIDA	Cada canal individualmente
COMPATIBILIDAD	TTL, LVTTTL, CMOS.
RANGO MÁXIMO DE TENSIÓN DE SALIDA	-0,5 a +5,8 V respecto a
RESISTENCIA <i>PULL-UP</i>	4,7 k Ω a +5V
POWER ON STATE	Alta impedancia.
VOLTAJE DE SALIDA BAJO (I=8.5mA)	0.8V
VOLTAJE DE SALIDA ALTO (I=-0.6mA)	2V min, 5V máx.
CORRIENTE DE FUGA	50uA

Tabla 13. Características de las entradas/salidas digitales del DAQ-6009.

Fuente: User guide and specifications USB 6008-6009, National Instruments.

Con las características de la tarjeta de adquisición de datos expuestas se procede a relacionarlas con las características del circuito implementado.

3. 1 INSTRUMENTO VIRTUAL PARA LA MEDICIÓN DE SONIDO RESPIRATORIO (VI – LABVIEW)

Una vez digitalizada la señal mediante la tarjeta se requiere de una aplicación de software que permita adquirir, almacenar, visualizar y reproducir la información de la señal respiratoria. En esta investigación se realizó dicha aplicación en LabView, que es un instrumento virtual desarrollado por *National Instrument*, mismo fabricante del DAQ seleccionado.

En esta parte del libro se describe el software desarrollado en LabView, implementado para el análisis y almacenamiento de los datos.

Al ejecutar el programa en el panel frontal principal observado en la imagen 4, se accede a un ambiente amigable para el usuario donde se debe proceder a ingresar los datos propios de cada paciente.



Imagen 4. Panel frontal de la interfaz implementada en LabView.

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

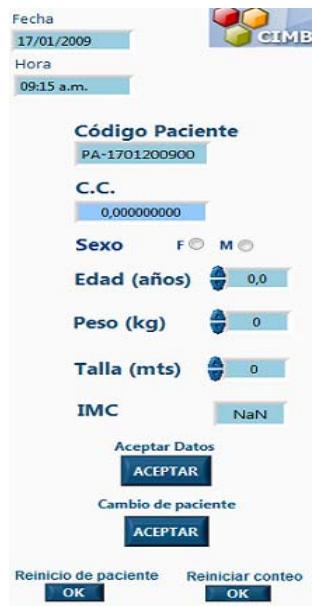


Imagen 5. Formato para el ingreso de los datos del paciente

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

Los datos que debe ingresar el usuario a la aplicación son la cédula de ciudadanía (CC), número de historia clínica (dependiendo de la disponibilidad de la información). El sexo, la edad y el índice de masa corporal (IMC) como factores determinantes de diferencias en la auscultación. El IMC se calcula como: $IMC = \frac{Peso(kg)}{Talla^2(m^2)}$; la talla y el peso por si solos no son relevantes.

Una vez ingresados los datos propios del paciente se procede a elegir el punto de auscultación, el cual es importante para la clasificación de los datos y por tanto para su análisis.

El código de pacientes para posteriores manejos en la aplicación es generado como el día, el mes, el año y consecutivamente el número de paciente auscultado ese día.

Con el fin de clasificar la información, en la ventana principal se encuentra una casilla para escribir el diagnóstico médico del paciente auscultado.

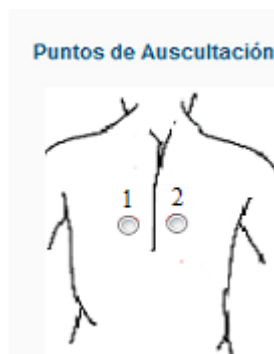


Imagen 6. Numeración de los puntos de auscultación

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

Una vez ingresada la información del paciente y seleccionado los parámetros de la auscultación se procede a la toma de datos, la cual está controlada por un interruptor en la caja del equipo diseñado.

La señal que se está adquiriendo puede ser observada en el panel frontal de la interfaz como se observa en la imagen 7.



Imagen 7. Visualización de la señal adquirida

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

El programa permite detener la adquisición mediante el interruptor externo o mediante el botón STOP.

Para la posterior reproducción y visualización de la señal adquirida, la aplicación cuenta con una ventana adicional a la cual se ingresa seleccionando BÚSQUEDA DE PACIENTE, como se observa en la imagen 8.

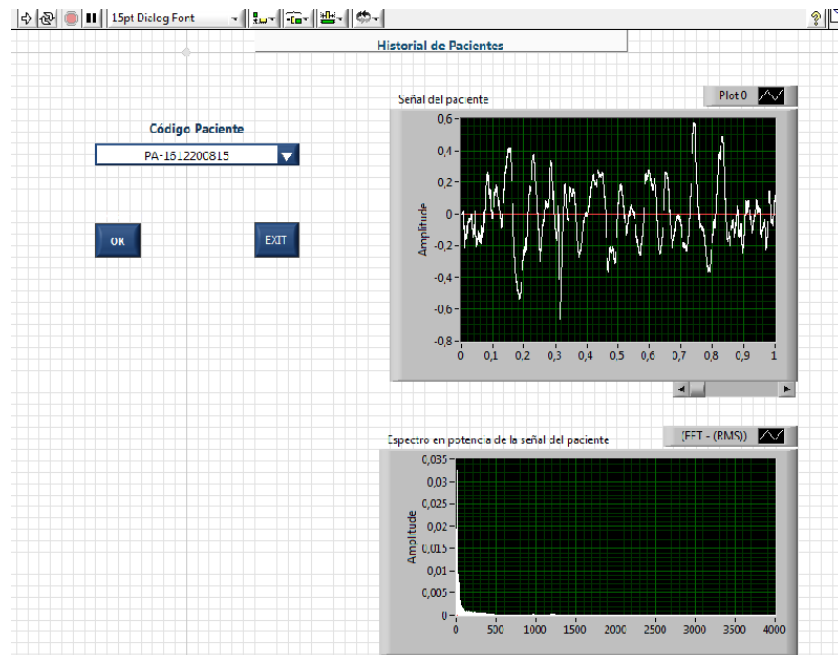


Imagen 8. Ventana de reproducción

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

3. 2 ALMACENAMIENTO Y VISUALIZACIÓN DE SONIDOS RESPIRATORIOS

El programa está diseñado por medio de una serie de ventanas de secuencia, las cuales serán descritas.

El inicio del programa básicamente es la recolección de la información propia de cada paciente como lo es la talla, el peso, la edad, el sexo, la fecha, la hora, el código del paciente, el cálculo del índice de masa corporal, como puede observarse en la imagen 9.

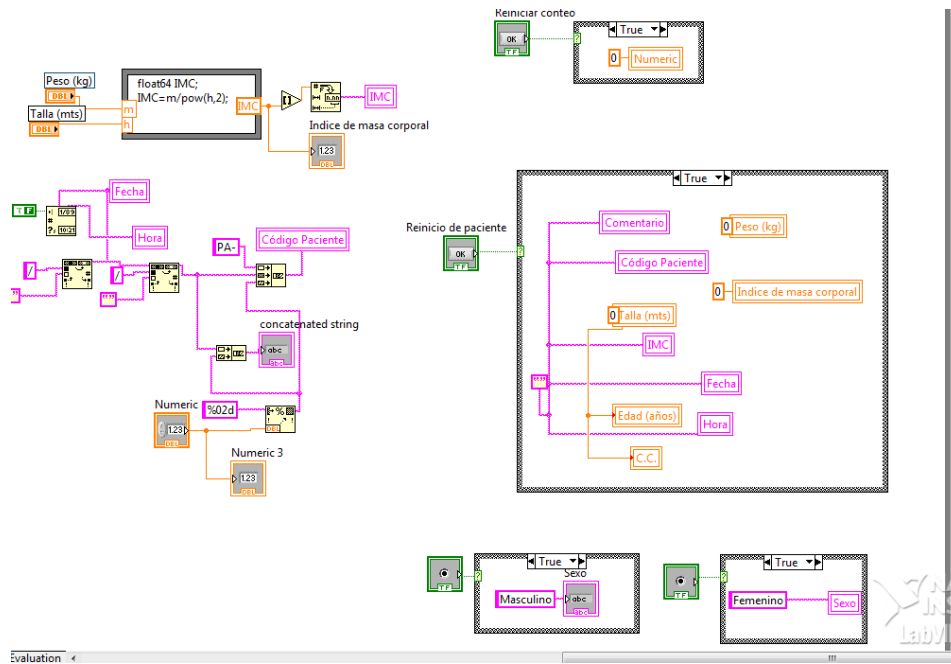


Imagen 9. Evento número uno

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

En el segundo evento del programa se selecciona el punto de auscultación del paciente, enumerado según la ubicación sobre el pecho o la espalda como se ha mencionado anteriormente (ver imagen 6), para el desarrollo del evento ver imagen 10.

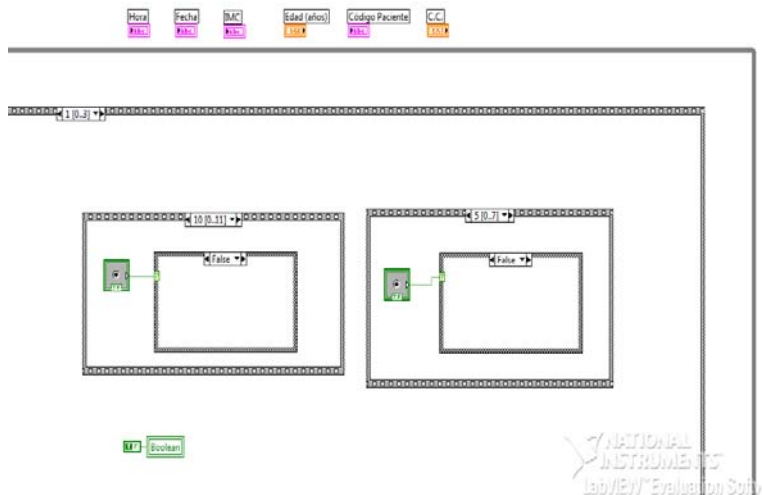


Imagen 10. Evento número dos

En el tercer evento se adquieren los datos provenientes del circuito analógico implementado, por medio del bloque DAQ Assistant de LabView.

En esta parte del programa se visualiza la señal adquirida, se procede a filtrarla por medio de un filtro digital y posteriormente se almacena en una dirección del computador personal, con el fin de obtener los datos correspondientes a la adquisición y para poder realizar su respectivo análisis (ver imagen 11).

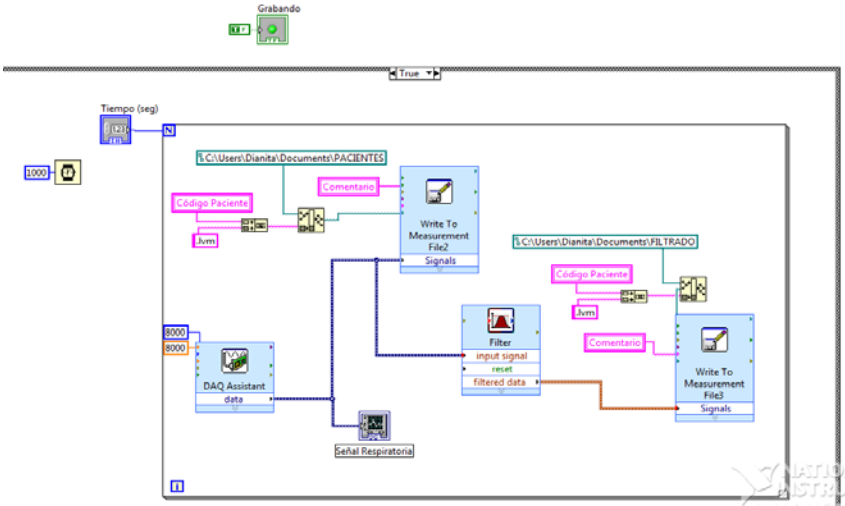


Imagen 11. Evento número tres

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

En el último evento se verifica si la opción de grabación está activa, para continuar o para volver a iniciar la toma de datos para otro paciente (ver imagen 12).

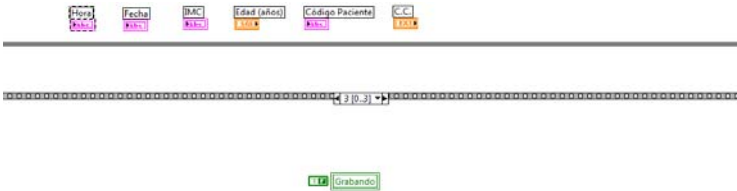


Imagen 12. Evento número cuatro

Fuente: El desarrollo de la interfaz se realizó en conjunto con la Ing. Diana Fajardo, ya que este hace parte de su trabajo de maestría.

3. 3 PROCESAMIENTO DIGITAL DE SONIDOS RESPIRATORIOS

Las señales biológicas llevan información muy útil para la comprensión de la fisiología y el comportamiento de los sistemas. Sin embargo, esta información no está disponible directamente en la forma de las señales obtenidas mediante su grabación, ya que suelen estar contaminadas por otras señales biológicas simultáneamente, por tal razón el procesamiento es usualmente requerido para que purifique la información de interés y poder extraer los parámetros que discriminan el comportamiento del sistema en estudio. El uso de modernas técnicas de procesamiento digital (tales como métodos en el dominio de frecuencia o en el tiempo incluyendo filtrado, promedio, estimación espectral entre otros) o el análisis de forma de onda por computador pueden ser usados para tales propósitos y de esta forma realizar investigaciones que favorezcan a la medicina [45].

El progreso obtenido en la tecnología digital en términos de hardware y de software, hacen del procesamiento digital una herramienta más flexible y eficiente que el analógico, su desempeño es mejor, siendo fácilmente capaz de implementar a menudo algoritmos complejos, en los cuales los errores pueden ser predichos y controlados por el diseñador y no están afectados por factores como la temperatura, la vida útil del dispositivo, etc., que degradan el desempeño del dispositivo analógico [45].

En el desarrollo de la interfaz implementada se realiza un filtrado digital IIR de 1Hz a 4kHz, de aproximación Butterworth ya que como se mencionó en la implementación analógica es el que posee una respuesta plana y por tanto es el más indicado para esta aplicación.

4. MEDICIÓN DE SONIDO RESPIRATORIO EN HUMANOS

En este capítulo se muestran y detallan las consideraciones para la toma de datos en pacientes. En primer lugar se presenta el protocolo de medición y las precauciones necesarias para realizar las mediciones.

Para analizar el comportamiento del equipo se realizaron pruebas preliminares con personas sanas, una vez aprobada la calidad de la auscultación realizada con el equipo por los especialistas y verificando que la visualización en el osciloscopio correspondía a lo esperado, se procedió a tomar datos en pacientes diagnosticados con roncus y sibilancias. Para la toma de datos se consideró como factor importante la precisión en la información para lo cual se diseñó el equipo eficiente y de fácil manipulación.

Se adquirieron datos en pacientes sanos que ingresaron al Hospital Universitario de Santander, para consulta con el doctor Téllez o a urgencias.

La medición de los datos consiste en adquirir, almacenar, reproducir y visualizar la señal respiratoria.

4.1 PROTOCOLO DE MEDICIÓN

Para una correcta toma de datos se establecieron pautas en la medición, orientadas por el especialista en Neumología: Doctor Luis Ernesto Téllez.

Para esta investigación preliminar se escogieron los puntos más comunes auscultados por el médico durante un chequeo respiratorio, puntos de referencia a los que se les denominó 1 y 2 (ver imagen 6). Las edades de los pacientes auscultados están en el rango de 40-85 sin discriminación de sexo, ni talla, ni peso (por ende el índice de masa corporal).

El procedimiento de la toma de datos se realizó de la siguiente manera:

- ♣ El médico ausculta y diagnostica al paciente, después de ello, se procede a la toma de datos con el equipo diseñado, el inicio del programa de adquisición se inicializa cuando ya se ha ubicado el diafragma sobre el paciente.
- ♣ Se evita el roce de la ropa con el diafragma, por tanto se ubica el estetoscopio directamente sobre la piel.
- ♣ Se pide al paciente respirar fuertemente y no hablar durante el proceso de auscultación, el tiempo seleccionado para este proceso fue de 15 segundos.
- ♣ Se ausculta el mismo punto para pacientes con características similares en su respiración.



Imagen 13. Auscultación durante la toma de datos

Fuente: Autor del proyecto

4. 2 CONSIDERACIONES ESPECIALES PARA LA MEDICIÓN

Es importante establecer la repercusión sistémica y los factores de riesgo implicados en la toma de datos, por tanto siguiendo las normas de seguridad

biológicas para este procedimiento de medición, se establecieron con el fin de prevenir daño de equipos, resultados erróneos en la investigación y adquisición de enfermedades que se pueden obtener.

Durante cada sesión se evita comer, beber, fumar, ni almacenar ningún tipo de alimento o bebida. No se debe tocar, ni frotar los ojos mientras se trabaja. En personas con enfermedades respiratorias como tuberculosis, se hace necesario la implementación de tapa bocas para evitar cualquier tipo de contagio. Cabe destacar que el equipo diseñado garantiza completa inocuidad para el paciente ya que la toma de datos es de carácter no invasivo, esto quiere decir que no existe ningún riesgo de afectar de forma directa o indirecta con el sistema implementado a las personas que intervienen en el procedimiento. El contacto que existe es mediante el diafragma del estetoscopio, la misma con la que el médico realiza normalmente el chequeo.

La naturaleza y el propósito general de este estudio fueron explicados a los participantes y se realizó una recolección de información personal con el propósito de clasificar los datos y posterior análisis.

4. 3 RESULTADOS

Para una correcta adquisición de los sonidos respiratorios, es fundamental una adecuada frecuencia de muestreo.

Para la determinación de dicha frecuencia y por tanto para la recolección de información confiable, se realizaron pruebas en las cuales la señal de entrada y su espectro son conocidos.

La entrada al sistema diseñado fue una señal senoidal de amplitud 35mV pico como se muestra en la figura.

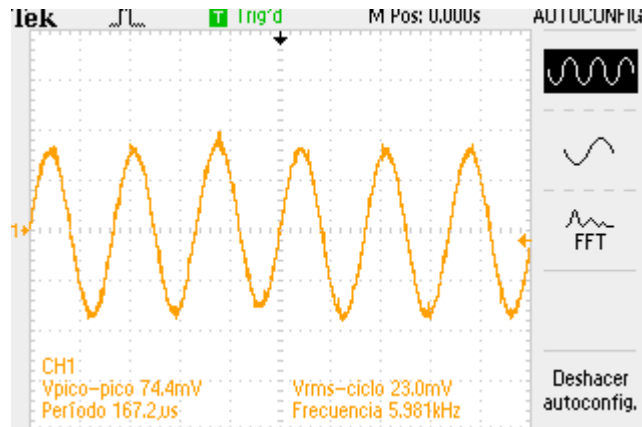


Figura 19. Señal de entrada al sistema

Fuente: Autor del proyecto

Para garantizar la confiabilidad del equipo se hicieron variaciones en la frecuencia de la señal.

Se inicio con un muestreo de 8000 muestras por segundo, ya que el filtro analógico va hasta 4 kHz.

Para una entrada de 2kHz las señales obtenidas son:

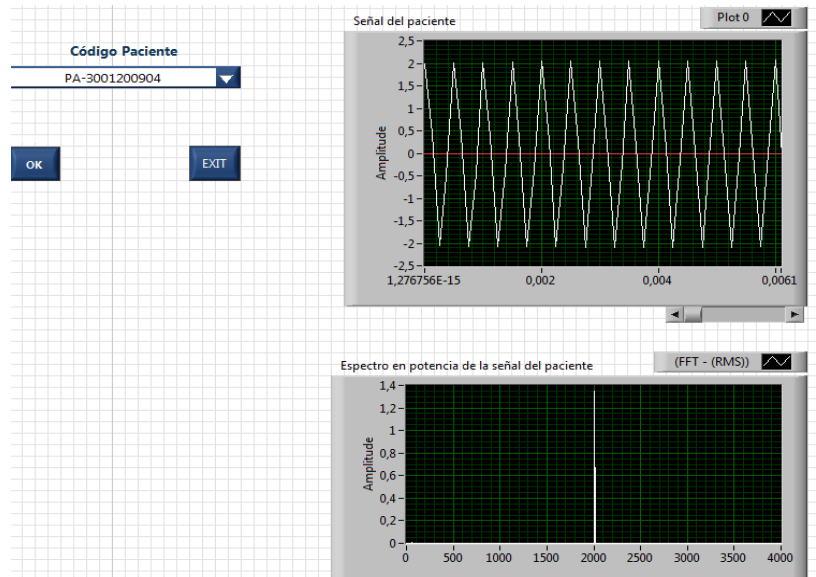


Imagen 14. Señal adquirida para frecuencia de 2 kHz con 8000 muestras por segundo.

Fuente: Autor del proyecto

Se obtiene una ganancia de 57,14 V/V, pero como se observa la señal esta deformada; en el espectro se observa un pulso en la frecuencia de 2 kHz con una amplitud de 1,35.

Para una señal de entrada de 3kHz.

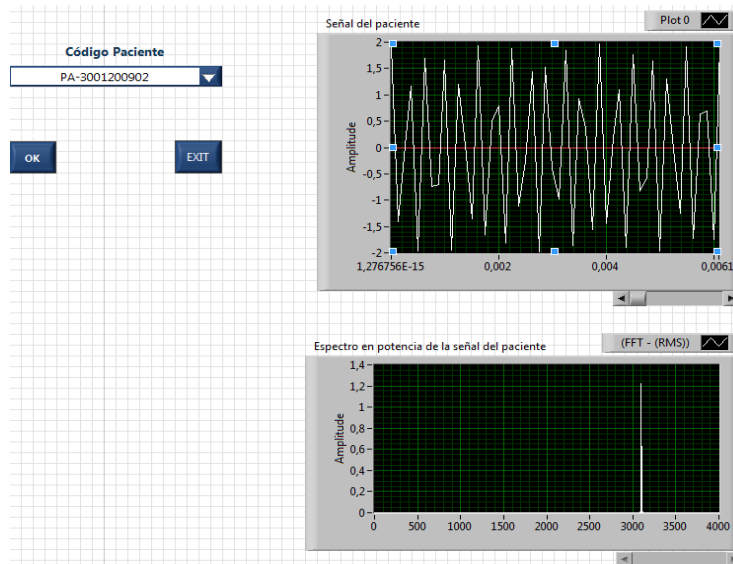


Imagen 15. Señal adquirida para frecuencia de 3 kHz con 8000 muestras por segundo

Fuente: Autor del proyecto

Como se observa en la imagen la señal obtenida esta deformada con una ganancia máxima de 57,14; su espectro presenta un pulso en 3100 Hz con una amplitud de 1,25.

Se observó el comportamiento del sistema para señales que están por encima de la frecuencia de corte del filtro implementado.

Una señal de 6 kHz.

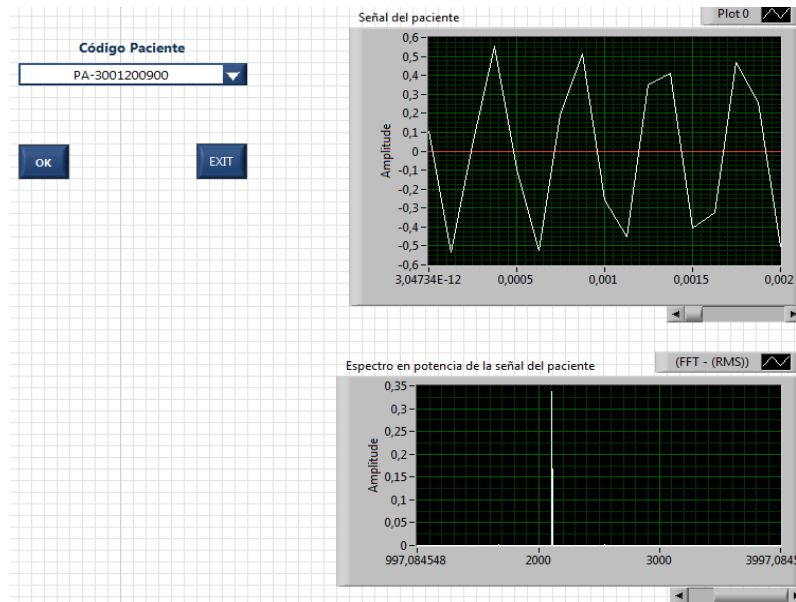


Imagen 16. Señal adquirida para frecuencia de 6 kHz con 8000 muestras por segundo
 Fuente: Autor del proyecto

En la imagen 3 se observa una señal deformada con una ganancia máxima de 16,5714; su espectro muestra un pulso en 2100 Hz con una amplitud de 0,34. Para una frecuencia de 8kHz se tiene:

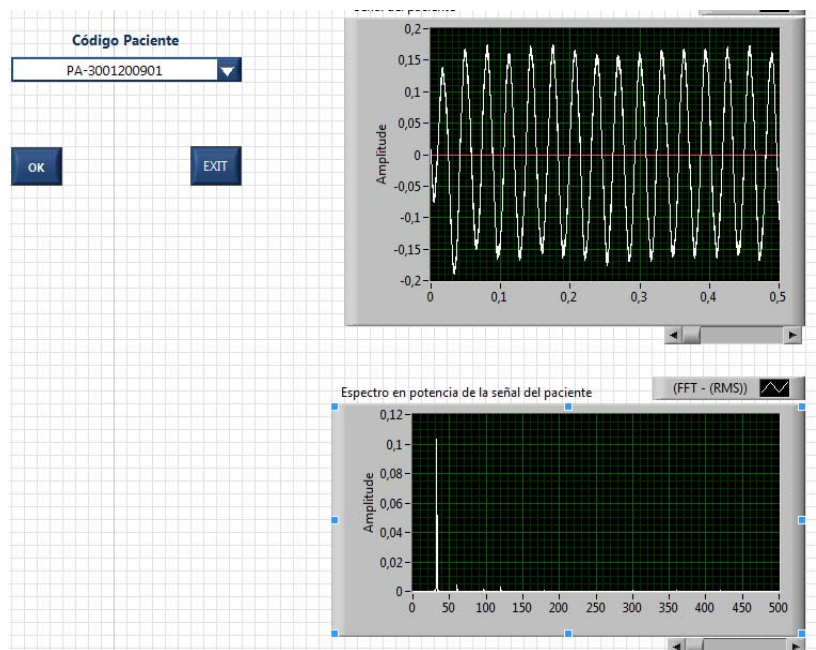


Imagen 17. Señal adquirida para frecuencia de 8 kHz con 8000 muestras por segundo.
 Fuente: Autor del proyecto

Se observa una señal deformada con una ganancia de 4,857; un pulso en 35 Hz con una amplitud de 0,105.

Después de observar las señales obtenidas en el sistema con una frecuencia de muestreo de 8000, es notoria la presencia del fenómeno de aliasing, lo que ocasiona errores en la información obtenida.

Para determinar la nueva frecuencia de muestreo en la digitalización de la señal se analiza con detenimiento el filtro analógico implementado.

Es un filtro de cuarto orden por lo que su comportamiento no es ideal, él tiene una pendiente de 80 dB por década lo que dejaría pasar señales hasta 40 kHz, (claro está que su amplitud es apreciable a una frecuencia mucho más baja), pero como la tarjeta de adquisición permite muestrear a 40kHz se tomó la decisión de implementar la adquisición con esta frecuencia de muestreo, con el fin de descartar cualquier interferencia en la señal obtenida.

Se realizaron pruebas con esta nueva frecuencia de muestreo para diferentes valores de frecuencia en la señal de entrada pero con amplitud constante (35mV).

Para una señal de entrada con frecuencia de 500Hz se tiene:

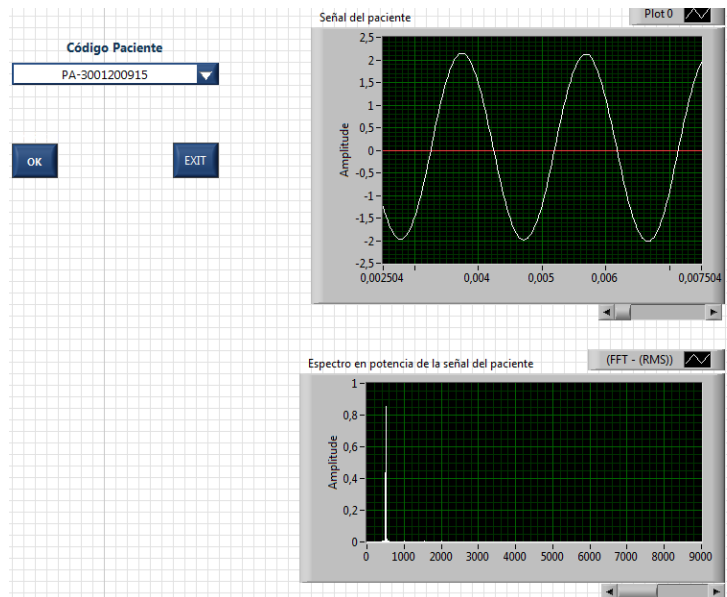


Imagen 18. Señal adquirida para frecuencia de 500 Hz con 40000 muestras por segundo.

Fuente: Autor del proyecto

La señal senoidal adquirida tiene una ganancia de 57,14; su espectro muestra un pulso en 500 Hz de amplitud de 0,85.

Para una señal de entrada con frecuencia de 1kHz.

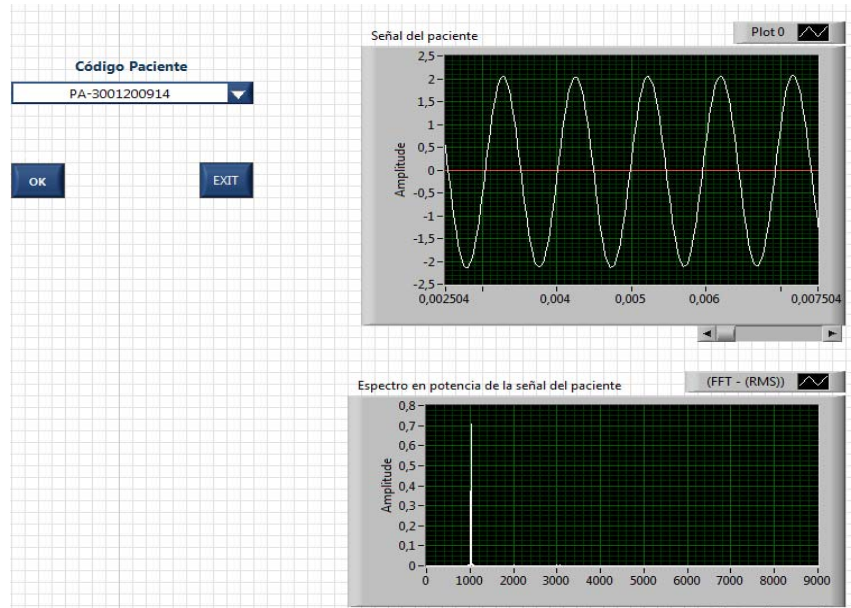


Imagen 19. Señal adquirida para frecuencia de 1000 Hz con 40000 muestras por segundo.

Fuente: Autor del proyecto

La señal obtenida muestra una ganancia de 57,14; su espectro tiene un pulso en 1000 Hz con una amplitud de 0,75.

Para una señal de 2 kHz.

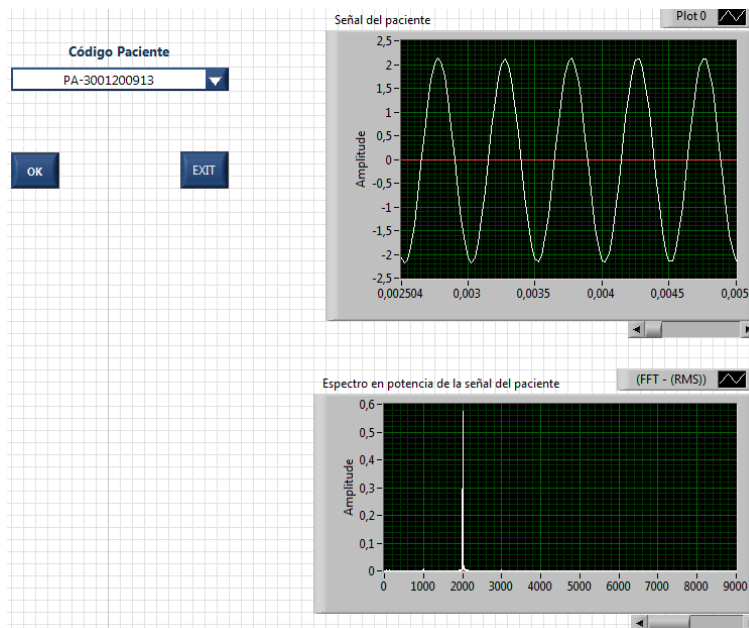


Imagen 20. Señal adquirida para frecuencia de 2000 Hz con 40000 muestras por segundo.

Fuente: Autor del proyecto

Se observa una ganancia de 57,14; su espectro presenta un pulso en 2000 Hz con una amplitud de 0.59.

Para una señal de 3000 Hz.

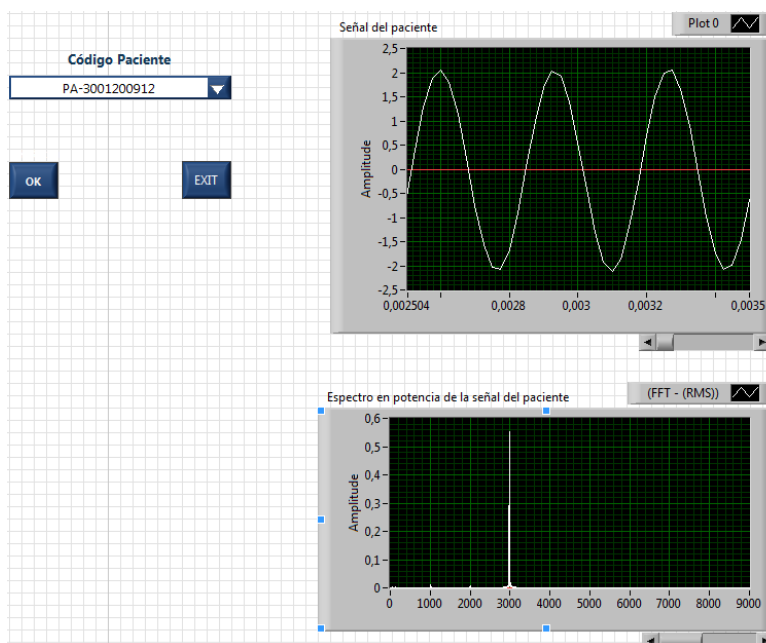


Imagen 21. Señal adquirida para frecuencia de 3000 Hz con 40000 muestras por segundo.

Fuente: Autor del proyecto

La señal obtenida tiene una ganancia de 57,14; su espectro tiene un pulso en 3000 Hz con una amplitud de 0,56.

Para analizar el comportamiento a señales por encima de los 4 kHz se genera una señal de entrada de 6kHz.

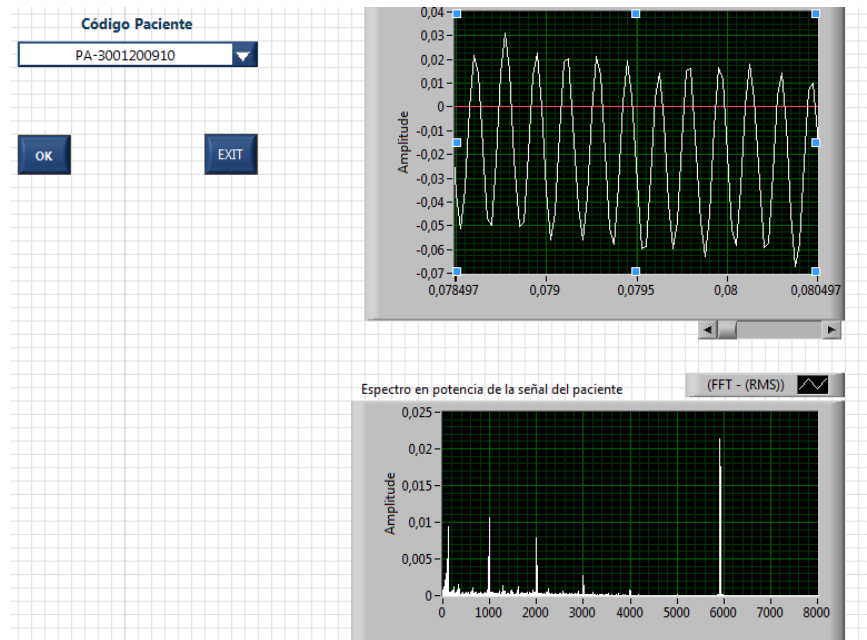


Imagen 22. Señal adquirida para frecuencia de 6000 Hz con 40000 muestras por segundo.

Fuente: Autor del proyecto

La señal obtenida tiene una ganancia máxima de 0,857, lo que indica que esta atenuando la amplitud de la señal en un 15%; su espectro muestra un pulso en 6000 Hz con amplitud de 0,022.

Para una señal de 8000 Hz.

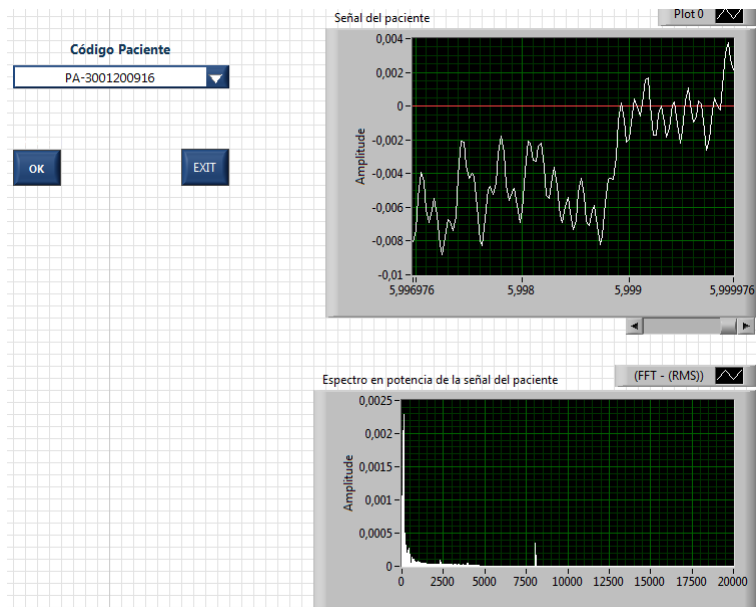


Imagen 23. Señal adquirida para frecuencia de 8000 Hz con 40000 muestras por segundo.

Fuente: Autor del proyecto

Se observa una señal completamente deformada con una ganancia máxima de 0,857, es decir la señal adquirida es atenuada en un 15%; en el espectro se observa un pulso en 8000 Hz de amplitud 0,0004 y un pulso en 2Hz de amplitud 0,0023.

Después de comparar las señales obtenidas para las diferentes frecuencias de muestreo y frecuencias de entrada. Se determina que la frecuencia de 40000 muestras por segundo corresponde a una selección adecuada.

Para determinar la exactitud del sistema diseñado se puede comparar la ganancia esperada con la ganancia obtenida en la señal adquirida de ello se tiene un error del 4% ya que la ganancia esperada es de 54,51 y la obtenida fue de 57,14.

Después de determinar la frecuencia de muestreo adecuada para la correcta toma de los datos, se procede a la realización de dicha proceso.

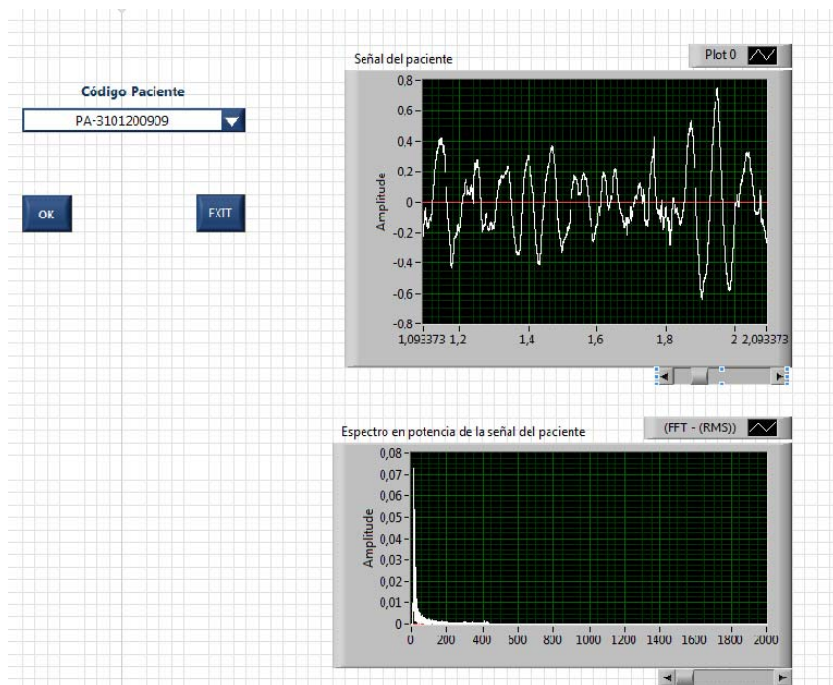


Imagen 24. Señal respiratoria obtenida de un paciente con sonidos respiratorios normales

Fuente: Autor del proyecto

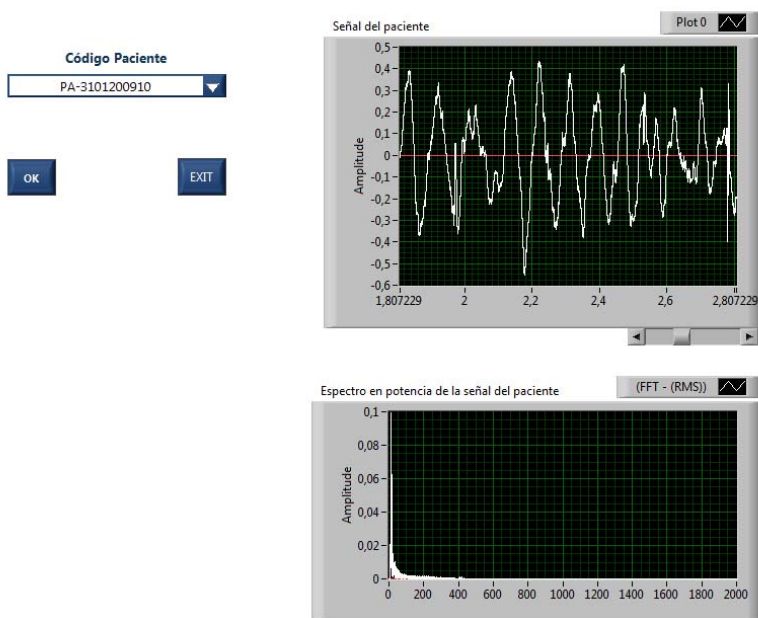


Imagen 25. Señal respiratoria obtenida de un paciente con sonidos respiratorios normales

Fuente: Autor del proyecto

4. 4 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Un aspecto que se debe tener presente en la toma de datos, es la necesidad de que el paciente durante la auscultación no hable, tosa o estornude, ya que esto influye en la señal que se obtenga.

Un factor importante en la toma de datos es el posicionamiento del diafragma del estetoscopio, ya que se debe garantizar la estabilidad, es decir, una vez ubicada debe sostenerse fuertemente ya que cualquier roce sobre la piel indicaría señales erróneas en la toma de datos. Por tal razón la ubicación del diafragma debe ser acomodada, antes de iniciar el proceso de la adquisición de la información.

Para un análisis de los sonidos respiratorios se debe realizar el estudio de su morfología y propiedades estadísticas en el dominio del tiempo y sus componentes en el dominio de la frecuencia.

La base del análisis en frecuencia es la Transformada de Fourier (TF), la cual dice que cualquier señal puede ser descrita como una combinación de ondas seno teniendo amplitudes y fases diferentes. La representación en frecuencia describe la señal por medio de sus amplitudes y fases de sus ondas seno [46].

Matemáticamente la transformada de Fourier se describe:

$$S(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) e^{-j\omega t} dt.$$

Donde $\omega=2\pi f$ es la frecuencia angular.

Y la transformada inversa de Fourier es el operador que convierte la señal en el dominio de la frecuencia al dominio del tiempo por medio de la expresión:

$$s(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} S(\omega) e^{j\omega t} d\omega$$

La transformada de Fourier suministra información sobre la existencia de las componentes de frecuencia de la señal, pero no su localización en el tiempo, información útil en señales estacionarias, pero no en señales no estacionarias.

La interfaz desarrollada permite además de reproducir la señal en el tiempo tanto visual como audiblemente, también se observa el espectro de la señal obtenida, de esta forma se determinan las componentes de frecuencia de la señal respiratoria para pacientes con sonidos respiratorios normales o anormales.

En los datos obtenidos se observa que las componentes de frecuencia para los sonidos respiratorios se encuentran por debajo de los 500 Hz, siendo su mayor amplitud cerca de los 20 Hz; por tanto el sistema implementado favorece al análisis de la señal obtenida ya que se puede partir del espectro para realizar la discriminación entre pacientes sanos o con alguna afección respiratoria.

5. CONCLUSIONES

Este trabajo de investigación es el resultado de un esfuerzo en conjunto en el cual participaron profesionales en ingeniería y medicina, se compartieron y generaron ideas enfocadas en un objetivo en común, poder implementar nueva tecnología por parte del grupo de investigación CIMBIOS para beneficio de la comunidad.

- Se implementó un sistema portátil capaz de adquirir, almacenar, visualizar y reproducir la señal respiratoria, mediante una técnica no invasiva y por tanto sin ningún riesgo para el paciente.
- El sistema trabaja con el elemento básico de la auscultación médica, el estetoscopio, pero se aprovechó de mejor manera la información proporcionada, ya que permite escuchar y visualizar simultáneamente la señal. El sistema permite realizar un seguimiento del comportamiento de la señal respiratoria, ya que la información es almacenada y puede ser posteriormente reproducida y visualizada.
- El sistema no afecta el proceso normal de auscultación, ya que la adquisición de los datos se realiza de la misma forma como el médico realiza un chequeo, de esta forma tampoco se está incomodando al paciente durante la recolección de la información.
- Para la alimentación de todos los dispositivos del circuito se implementó la suministrada por la tarjeta de adquisición de datos de valor 5V; esta tensión fue regulada y se utilizó un inversor con el fin de proporcionar una alimentación dual y aprovechar las características de los integrados implementados. El propósito de utilizar la tensión del DAQ es brindar mayor portabilidad y practicidad en el manejo del equipo.

- Uno de los problemas con la implementación de la alimentación obtenida con la tarjeta de adquisición de datos es el ruido audible, que se genera por el acople entre la tierra del computador y la tierra del circuito. Por ello fue necesario implementar inductancias a la entrada de la alimentación en el circuito final del sistema, con esto se redujo notablemente este ruido.
- Se implementó un prototipo inicial, que permitió ir desarrollando a la par la interfaz ya que, durante la realización de las pruebas con los pacientes se empiezan a establecer los parámetros necesarios en la clasificación de la información para su posterior análisis (parámetros como el establecer la ubicación de los puntos de auscultación, la longitud del cable entre el diafragma y la caja del dispositivo, colocar un interruptor en la caja del dispositivo para mejor control en la adquisición, tener en cuenta el diagnóstico inicial dado por el médico y demás información que es tomada en cuenta en el programa final desarrollado). Además permite tener un punto de referencia para mejorar el comportamiento del sistema, viéndose reflejado en costo, tiempo y desempeño del mismo.
- Se implementó una tarjeta de circuito impreso, en tecnologías *Through Hole* (THT) y de montaje superficial (SMT), siguiendo las recomendaciones del estándar IPC2221 y aquellas hechas por los fabricantes de los dispositivos implementados.
- Se desarrolló una interfaz amigable para el usuario en la plataforma Labview 8.0 versión estudiantil, la cual permite el proceso de adquisición, almacenamiento, visualización y reproducción de los sonidos respiratorios. Esta interfaz permite observar las señales durante cada toma de datos y en cualquier tiempo posterior.

- Se observó la importancia de la selección de la frecuencia de muestreo para una correcta adquisición de la información. Es necesario tener en cuenta el comportamiento de los filtros analógicos para determinar la adecuada frecuencia de muestreo.
- El uso de un micrófono omnidireccional dificultó el sensado del sonido respiratorio, ya que éste es capaz de percibir sonidos externos, por lo que dañan notoriamente la información, para ello se implementó una capa aislante de ruido hecha de icopor, obteniéndose el comportamiento necesario para esta aplicación.
- Se apreció la influencia debida a la polarización del micrófono, haciendo necesaria la implementación de un condensador a la entrada de la etapa de preamplificación. Es indispensable establecer un valor adecuado para este condensador ya que esto se ve reflejado considerablemente en la audición del sonido respiratorio.
- La necesidad de implementar filtros analógicos se vió reflejada en la audición, ya que su correcto diseño permite poder escuchar sin alterar las facultades que posee el estetoscopio, de esta forma no se altera la percepción del sonido realizada por el especialista, brindando confiabilidad en la obtención de la información.
- Se obtuvo una base de datos preliminar con la amplitud de la señal respiratoria, para pacientes sanos, los cuales pueden ser tomados para investigaciones posteriores ya que pueden ser reproducidos tanto visual como auditivamente, además el almacenamiento de los datos se realiza en Excel lo que permite un fácil acceso a la información.

- Una de las principales ventajas que presenta el sistema, es la de no necesitar baterías externas para su correcto funcionamiento ya que el sistema está completamente alimentado por la tarjeta de adquisición de datos, haciendo de este un equipo cómodo y portable para el usuario; además de seguridad ya que el bajo consumo de potencia y la implementación del diafragma del estetoscopio aísla completamente a los usuarios (especialista y paciente) de cualquier posible riesgo eléctrico.

Observaciones

- No es posible llevar un control estricto sobre la información de un paciente ya que hay personas (encontradas en urgencias), de las cuales no se posee información personal y por su condición de salud no pueden proveernos sus datos.
- El auscultar varios puntos de auscultación por medio de un solo canal se convierte en un proceso tedioso e incómodo para el paciente.
- Para una correcta toma de datos se hace necesario la completa colaboración del paciente.
- El equipo permite la auscultación de varios puntos tanto en la parte posterior del pecho como en la espalda de una persona, sin alterar su confiabilidad; por comodidad se diseñó la interfaz para los dos puntos de auscultación más comunes, pero ésta puede ser modificada para más puntos de auscultación.

Recomendaciones

A partir del presente trabajo se pudieron apreciar factores que sirven de soporte a trabajos futuros y enriquecen la investigación macro de la cual hace parte este proyecto, los cuales se enumeran a continuación:

- El equipo diseñado permite por las capacidades del DAQ la implementación de más entradas, por tanto en futuros trabajos se recomienda la implementación de más canales con el propósito de hacer el proceso de auscultación menos tedioso sobre todo cuando se requiere obtener información de varios puntos en un paciente. La interfaz desarrollada también puede ser fácilmente modificada para la implementación de más canales de entrada de información.
- Con la implementación de este equipo se dejan las bases para el análisis del sonido respiratorio, ya que este trabajo deja la adquisición de la información y esta en futuros trabajos la realización del análisis profundo de la señal respiratoria, pudiendo de esta forma obtener diagnósticos menos subjetivos.

6. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] RESTREPO J., MALDONADO D. Neumología. Fundamentos de medicina. Corporación para investigaciones biológicas. Tercera edición. Medellín Colombia. 1986.
- [2] Página de internet. Última visita 5 julio de 2008.
<http://www.thechildrenshospital.org/wellness/info/parents/51279.aspx>.
- [3] SHIER -BUTLER – LEWIS. Human anatomy and physiology. Ninth edition. Chapter. McGraw-Hill. 2001.
- [4] Enciclopedia Larousse de la enfermería. Volumen 8 y 9. Edición Larousse Planeta S.A. Barcelona. 1994.
- [5] BATES B. Propedéutica Médica. Interamericana, McGraw, Hill. 1992; 227-257.
- [6] Roncus, sibilancias, estridor y otros ruidos adventicios. Tema VII. Encontrado en <http://www.sepeap.org/archivos/libros/neumologia/problemas/tema7.pdf>. Última visita diciembre 19 de 2008.
- [7] Página de internet. Última visita 11 noviembre 2008.
http://www.saludalia.com/docs/Salud/web_saludalia/pruebas_diagnosticas/doc/doc_auscultacion_respiratorio.htm
- [8] SOVIJÄRVI A.R.A., VANDERSCHOOT J., EARIS J.E. Standardization of computerized respiratory sound analysis, *Eur Respir Rev* 2000b; 10:77, 585
- [9] PASTERKAMP H., KRAMAN S. S., WODICKA G., Respiratory Sounds: Advances beyond the Stethoscope. Department of pediatrics and child health, University of Manitoba. *American Journal of respiratory and critical care medicine*, vol. 156, 1997.
- [10] EARIS J.E., CHEETHAM B.M.G., Current meyhods used for computerized respiratory sound analysis. *Eur Respir Rev* 2000; 10: 77.
- [11] SOVIJÄRVI ARA, MALMBERG LP, CHARBONNEAU G, VANDERSCHOOT J, DALMASSO F, EARIS JE. Characteristics of breath sounds and adventitious respiratory sounds. *Eur RespirRev* 2000a; 10: 77, 591–596.
- [12] VANNUCCINI L, EARIS J.E, HELISTÖ P., CHEETHAM B, ROSSI M, SOVIJÄRVI A, VANDERSCHOOT J. Capturing and preprocessing of respiratory sounds. *Eur Respir Rev* 2000; 616-620
- [13] Página de internet. Última visita noviembre 15 de 2008.
http://www.msd.com.mx/publicaciones/mmerck_hogar/seccion_03/seccion_03_015.html#seccion3
- [14] Página de internet. Última visita noviembre 15 de 2008.
<http://wo-pub2.med.cornell.edu/cgi-in/WebObjects/PublicA.woa/4/wa/viewHContent?website=nyp+spanish&contentID=4427&wosid=ggc7u3kxbJqgINCho1WJRM>.
- [15] Página de internet. Última visita noviembre 15 de 2008.
<http://ymghealthinfo.org/content.asp?pageid=P03336>
- [16] Página de internet. Última visita noviembre 13 de 2008.
http://www.mediks.com/saludyvida/articulo.php?id=1382&llave_seccion=13

- [17] MARTÍNEZ J. Fonocardiografía: Estado del arte. Universidad Politécnica de Cartagena. Noviembre 2006. Disponible en: <http://himilce.detcp.upct.es/PB63002-FCGRev.pdf>. Última visita 13 agosto 2008.
- [18] RANGARAJ M. RANGAYYAN. Biomedical Signal Analysis A Case-Study Approach. IEEE Press Series in Biomedical Engineering. 2002
- [19] CASTAÑO A., DELGADO E., GODINO J. I., CASTELLANOS G. Análisis acústico sobre señales de auscultación digital para la detección de soplos cardiacos. Universidad Nacional de Colombia en conjunto con la Universidad Politécnica de Madrid.2007.
- [20] SÁNCHEZ I., ÁLVAREZ C., CLAVERÍA C, LISBOA C. Análisis computacional de los ruidos respiratorios en la evaluación de la obstrucción bronquial en niños pequeños que no colaboran con las pruebas espirométricas. Rev. méd. Chile v.129 n.11 Santiago nov. 2001.
- [21] FRANZ GRAF, GERT WURZINGER, ULRIKE KLEB, HANS KÖHLER. Multichannel recording and classifying of respiratory sounds.
<http://www.joanneum.at/en/fb3/ias/projects/lung-sound.html>
- [22] MEJÍA S., ZULUAGA L., TAMAYO A. Diseño de un estetoscopio digital para la red de telemedicina de Antioquia (RTA). Universidad pontificia Bolivariana. VI congreso de la sociedad Cubana de Bioingeniería Habana 2005.
- [23] CASTELLANOS C., MARÍN D., CERQUERA E., DELGADO E. Análisis computarizado de registros fonocardiográficos para la detección de soplos cardiacos. Revista Colombiana de cardiología. Bogotá 2006.
- [24] OSORIO J. S., CUESTA L. F., GÓMEZ F. Diseño y construcción de un fonocardiógrafo digital con visualización en LabVIEW. Escuela de Ingeniería de Antioquia-Universidad CES, Medellín, Colombia. Revista de Ingeniería biomédica. Número 1, mayo 2007, págs. 42-46.
- [25] LOPERA L., OBREGÓN L., TABORDA K., TAMAYO C., TORRES E. Construcción de un prototipo de fonocardiógrafo con interfaz en LabView y narración por voz. Ingeniería Biomédica, Escuela de Ingeniería de Antioquia. Universidad CES
- [26] MURPHY RAYMOND. Computerized multichannel lung sound analysis. IEEE engineering in medicine and biology magazine 2007; 16-19
- [27] GNITECKI JANUARY, MOUSSAVI ZAHRA. Separating Heart Sounds From Lung Sounds. IEEE engineering in medicine and biology magazine 2007; 20-29
- [28] PASTERKAMP H, KRAMAN SS,DEFRAIN PD, WODICKA GR. Measurement of respiratory acoustical signals. Comparison of sensors. CHEST Official publication of the American College of Chest Physicians 1993; 1518-1525.
- [29] CHARLESTON S. AND AZIMI-SADJADI M.R. Reduced order Kalman filtering for the enhancement of respiratory sounds.IEEE Trans. Biomed. Eng., Apr. 1996; 421–424.
- [30] VIJAY K. IYER, P.A. RAMMAMOORTHY, HONG FAN, YONGYUDH PLOYSONGSANG. Reduction of heart sounds from lung sounds by adaptive filtering. IEEE Trans. Biomed. Eng.,BME 33, december 1986;pp 1141-48.

- [31] YIP L., ZHANG Y. T. Reduction of heart sounds from lung sound recordings by automated gain control and adaptive filtering techniques. Conf. IEEE Eng. Medicine Biology Soc., EMBC'01, 2001; 2154-2156
- [32] GNITECKI JANUARY, MOUSSAVI ZAHRA, PASTERKAMP HANS. Recursive least squares Adaptive Noise Cancellation Filtering for Heart Sound Reduction In Lung Sounds Recordings. Conf. IEEE Eng. Medicine Biology Soc., EMBC'03, 2003; 2416-2419.
- [33] HOSSAIN IRINA, MOUSSAVI ZAHRA. An overview of heart-noise reduction of lung sound using wavelet transform based filter. Conf. IEEE EMBS, 2003; 458-461.
- [34] FLOREZ DANIEL, MOUSSAVI ZAHRA. Heart Sound Cancellation Based on Multiscale Products And Linear Prediction. Conf. IEEE transactions on biomedical engineering, vol 54. 2007; 234-243.
- [35] MOUSSAVI ZAHRA. Fundamentals of respiratory sound and analysis. Morgan & Claypool publishers. university of Manitoba. 2006
- [36] LORES OBRADORS LUIS. Análisis acústico del sonido respiratorio traqueal durante las maniobras de espiración forzada. Comparación entre sujetos sanos y pacientes afectados de asma bronquial durante la prueba broncodilatadora. Trabajo para optar al grado de doctor en medicina. Universitat Autònoma de Barcelona.2002.
- [37] HADJILEONTIADIS LEONTIOS. Lung Sounds: An advanced signal processing perspective. Morgan & Claypool publishers. Aristotle University of Thessaloniki. 2009
- [38] YANG-SHENG L., WEN-HUI L., GUANG-XIA Q. Removal of the heart sound noise from de breath sounds, in *Proc 10th Ann. Int. Conf. IEEE Eng. Medicine Biology Soc., EMBC'88*, 1988, pp. 175-176.
- [39] CHARLESTON S., AZIMI-SADJADI M.R. GONZALEZ R. Interference cancellation in respiratory sounds via a multiresolution joint time-delay and signal-estimation scheme, *IEEE Trans Biomed. Eng.*, vol.31, no. 7. pp.583-592, 2000.
- [40] GNITECKI J., HOSSAIN I., PASTERKAMP H., MOUSSAVI Z. Qualitative and quantitative evaluation of heart sound reduction form lung sound recordings, *IEEE trans. Biomed. Eng.*, vol. 52, no. 10, pp. 1788-1792, Oct. 2005.
- [41] MAÑANAS A. Análisis de la actividad muscular respiratoria mediante técnicas temporales, frecuenciales y estadísticas.
- [42] KESTER W., BRYANT J., JUNG W. Amplifiers For signal Conditioning. Section 3.
- [43] SEDRA A. S., SMITH K. C. Circuitos Microelectrónicos. Cuarta edición, editorial: Oxford University Press, México.
- [44] ZUMBAHLEN HANK. Using the Analog Devices Active Filter Desing Tool. Application note of Analog Devices.
- [45] MAINARDI LUCA T., BIANCHI ANNA M., CERUTTI SERGIO. The biomedical engineering Handbook. Digital biomedical signal acquisition and processing. Second edition.2000
- [46] COHEN ARNON. The biomedical engineering handbook. Biomedical signals: origin and dynamic characteristics; frecuencia-domain analysis. Second edition. 2000.
- [47] MIYARA FEDERICO. Filtros Activos. 2 ed. Universidad Nacional de Rosario, Facultad de Ciencias Exactas, Ingeniería y Agrimensura Escuela de Ingeniería Electrónica Departamento de Electrónica, ELECTRÓNICA III, 2004, p. 70-73.

ANEXO A

DISEÑO DE LOS FILTROS ANALÓGICOS

El filtro analógico pasa bajas implementado es activo, ya que consta de elemento pasivos (resistencias, capacitores), como de elementos activos (amplificador operacional).

Existen varios métodos para la síntesis de filtros activos: síntesis directa, en cascada y por realimentaciones múltiples. La síntesis en cascada es la más difundida debido a su sencillez y a las prestaciones satisfactorias que se obtienen. La síntesis en cascada se basa en bloques circuitales de primer y segundo orden, que se conectan en cascada, de modo tal que la función de transferencia es el producto de todas las secciones. Revisando la función de transferencia más general de las funciones bicuadráticas, se tiene:

$$H(s) = \frac{as^2 + bs + c}{\frac{s^2}{\omega_0^2} + \frac{s}{Q\omega_0} + 1} [1]$$

Q es el factor de calidad, s la frecuencia compleja y ω_0 , la frecuencia natural de la función. Al variar los coeficientes del numerador se obtienen se pueden obtener los diversos tipos de funciones de segundo orden logrando así filtros pasa-bajas, pasa-altas, pasa-todo, pasa-bandas y rechaza-bandas [47].

El diseño del filtro pasa bajas implementado fue realizado haciendo uso de estructuras Sallen Key. Su esquema pueden observarse en la figura A.

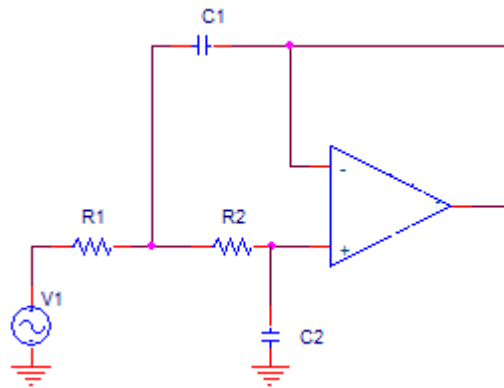


Figura A. Estructura Sallen Key de un filtro pasa-bajas.

Fuente: Autor del proyecto

La función de transferencia de cada sección del filtro pasa bajas para ganancia unitaria es:

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{1}{1 + (R1 + R2)C2s + R1R2C1C2s^2} \quad [2]$$

Al comparar [1] y [2] se tiene:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R1R2C1C2}} \quad \text{y} \quad Q = \frac{\sqrt{R1R2C1C2}}{(R1 + R2)C2}$$

Los factores de calidad, que se obtienen a partir de las tablas de aproximación de Butterworth, del filtro de cuarto orden son: 0,54 y 1,31, la frecuencia de corte de 4 kHz y valores comerciales de resistencias y capacitores, se obtienen los valores mostrados en la tabla para cada etapa del filtro pasa bajas.

	Etapa 1	Etapa 2
R1 [kΩ]	2,74	2,21
R2 [kΩ]	15	18,2
C1 [nF]	10	27
C2 [nF]	3,9	1,5

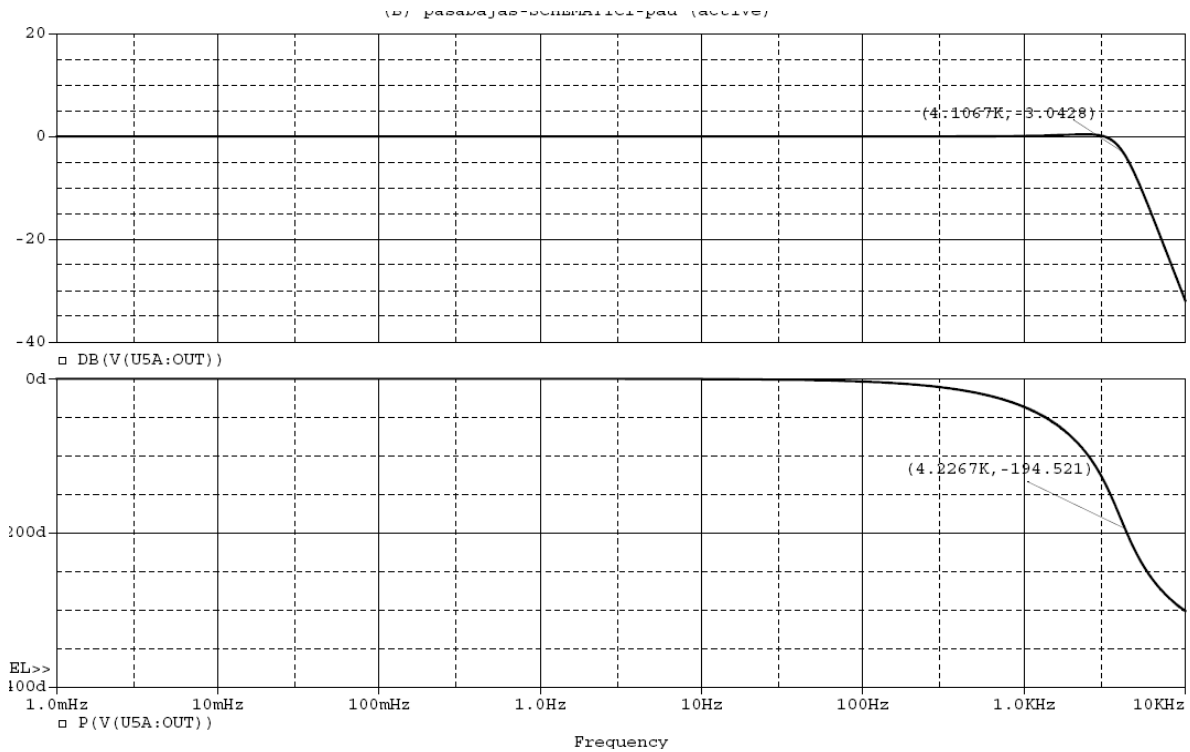


Figura A1. Magnitud y fase del filtro pasa bajas diseñado

Fuente: Autor del proyecto

Para eliminar el nivel de DC que se obtenía en la señal, se implemento una red pasiva de primer orden, como se muestra en la figura A.1:

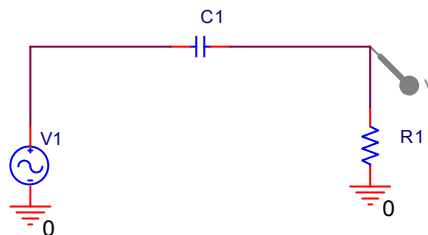


Figura A.1 Red pasiva pasa altas

Fuente: Autor del proyecto

La red RC utilizada cuenta con la función de transferencia $\frac{V_0}{V_i} = \frac{sRC1}{sRC1 + 1}$, con un cero en (0) y un polo en $1/RC$.

Con una frecuencia de corte $f_c = \frac{1}{2\pi RC}$, para este diseño esta frecuencia es de 159 mHz.

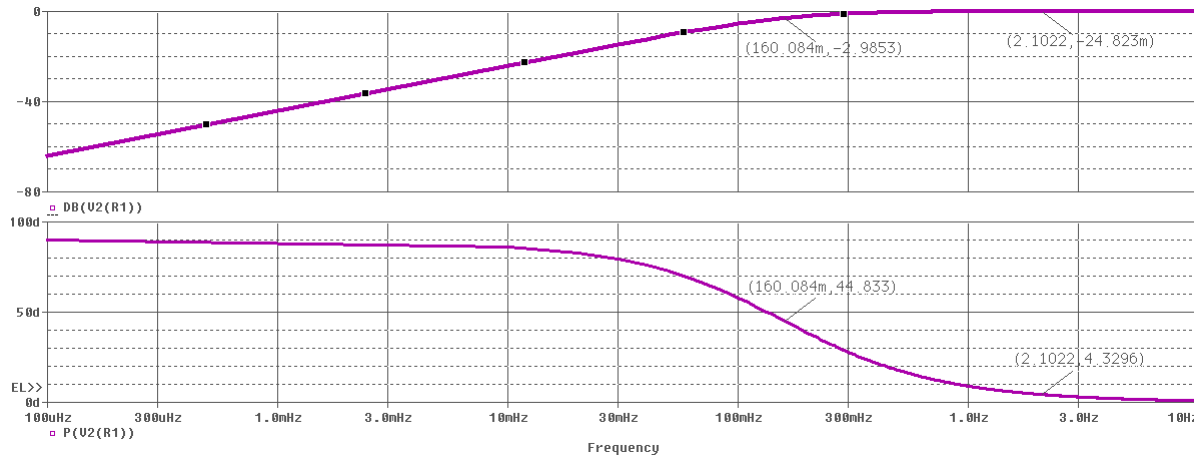


Figura A2. Magnitud y fase del filtro pasa altas diseñado