



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN ESTETOSCOPIO
ELECTRÓNICO DE BAJO COSTO CON FILTRADO DE
FRECUENCIAS PARA LA DETECCIÓN DE
AFECCIONES PULMONARES Y CARDIACAS

TESIS

QUE PARA OBTENER EL TÍTULO DE:

INGENIERO ELÉCTRICO Y ELECTRÓNICO

PRESENTA:

CARLOS FERNANDO CARRASCO MORA

DIRECTOR DE TESIS:

M. I. JUAN FERNANDO SOLÓRZANO PALOMARES



MÉXICO D.F.

2014

Agradecimientos

La presente tesis refleja un gran esfuerzo, en el cual participaron personas muy cercanas a mí dándome herramientas necesarias para lograr su culminación.

Agradezco a Dios por permitirme llegar al final de un camino lleno de éxitos y fracasos, por nunca soltar mi mano cuando más lo necesitaba, por brindarme una familia maravillosa, así como amigos, compañeros y profesores, con los cuales encontré mi verdadera vocación en la vida.

A la Universidad Nacional Autónoma de México por haberme abierto las puertas de la Facultad de Ingeniería, por brindarme un lugar en sus aulas y haberme permitido cultivarme tanto intelectualmente, como humanamente.

A mis padres por brindarme siempre el apoyo incondicional, por escucharme, entenderme, amarme, aconsejarme, animarme, por desvelarse, por nunca tirar la toalla y sobre todo por alentarme a soñar muy alto sin miedo a fracasar.

A mi hermana por ser un ejemplo, por estar siempre cuando la necesite, por confiar en mí y acompañarme en esta aventura que significó mi carrera.

A Daniela Alcaraz Valencia que nunca me dejó caer, por el apoyo para continuar, por su cariño, por su paciencia, por su tiempo y por ayudarme a cumplir mis sueños por más complicados que pareciesen.

A mi Tutor de Tesis que me brindó la confianza, que me abrió las puertas para poder lograr algo que imaginaba imposible de realizar, por demostrarme que si uno quiere lograr un objetivo debe aferrarse sin claudicar, por el tiempo y su dedicación a mi trabajo.

A mis Sinodales ya que cada uno de ellos son el reflejo de los conocimientos consolidados en este trabajo, a cada uno les doy las gracias por haberme formado como ingeniero, por haber compartido su tiempo conmigo y sobre todo por su gran apoyo.

Gracias a todos.

Índice General

Índice de Figuras.....	1
Índice de Tablas.....	5
1. Introducción	7
2. Estetoscopio	9
2.1. Reseña historia.....	9
2.2. Composición física.....	12
2.3. Principios físicos de funcionamiento.....	14
2.4. Tipos de estetoscopios.....	21
3. Auscultación	26
3.1. Introducción.....	26
3.2. Métodos de auscultación.....	27
3.3. Características de auscultación.....	28
3.4. Focos de revisión en la auscultación.....	30
4. Auscultación pulmonar	32
4.1. Bases acústicas.....	32
4.2. Ruidos respiratorios normales.....	34
4.3. Ruidos respiratorios anormales.....	38
4.4. Ruidos respiratorios estertores.....	40
5. Auscultación cardiaca	43
5.1. Bases acústicas.....	43
5.2. Primer ruido cardiaco.....	45
5.3. Segundo ruido cardiaco.....	46
5.4. Tercer ruido cardiaco.....	46
5.5. Cuarto ruido cardiaco.....	47
5.6. Soplos cardiacos.....	48
6. Diseño del estetoscopio electrónico	53

6.1. Parámetros iniciales de diseño.....	53
6.2. Etapa de acoplamiento a la entrada de la señal.....	63
6.3. Etapa de pre-amplificación.....	68
6.4. Etapas de filtrado.....	70
6.5. Etapa de amplificación.....	95
6.6. Etapa de control de volumen.....	95
6.7. Etapa de acoplamiento a la salida de la señal.....	97
7. Construcción del estetoscopio electrónico.....	98
7.1. Diseño de la placa PCB en montaje superficial.....	100
7.2. Construcción del chasis.....	105
7.3. Construcción total del estetoscopio electrónico.....	105
8. Implementación en consultorios médicos.....	110
8.1. Prueba en diversos pacientes.....	111
8.2. Crítica del sector salud hacia el estetoscopio electrónico.....	112
9. Conclusiones.....	114

Anexos

Anexo I

Guía para el uso de las hojas de transferencia PNP-010.....	118
---	-----

Anexo II

Propofol.....	126
---------------	-----

Anexo III

Sevoflurano.....	128
------------------	-----

Anexo IV

Desflurano.....	130
-----------------	-----

Referencias.....	132
-------------------------	------------

Índice de Figuras

Figura 2.1.- Réplica del estetoscopio construido por Laennec.	11
Figura 2.2.- Composición del estetoscopio convencional.	13
Figura 2.3.- Representación gráfica del nivel de intensidad del sonido.	16
Figura 2.4.- Tendencia de presión sonora para detectar el espectro de frecuencias en relación a la edad y sexo.	17
Figura 2.5.- Modelo representativo de la propagación de las ondas sonoras en el canal auditivo.	18
Figura 2.6.- Captación de frecuencias en la cóclea.	18
Figura 2.7.- Estructura interna de la cóclea.	19
Figura 2.8.- Corte coronal del oído.	19
Figura 2.9.- Baja presión de la campana sobre la piel para la detección de sonidos de baja frecuencia.	20
Figura 2.10.- Alta presión de la campana sobre la piel para la detección de sonidos de alta frecuencia.	20
Figura 2.11.- Estetoscopio Pinard.	21
Figura 2.12.- Tipos de receptores. En (A) puede ser observado el receptor de tipo campana, y (b) el diafragma.	22
Figura 2.13.- Estetoscopio convencional 3M™ Littmann®.	24
Figura 2.14.- Representación de la sensibilidad auditiva en relación a la frecuencia y amplitud de vibración de sonido del corazón.	25

Figura 3.1.- Auscultación mediata.	26
Figura 3.2.- Función de las partes del estetoscopio convencional en la auscultación mediata.	27
Figura 3.3.- Focos de auscultación cardiaca.	30
Figura 4.1.- Rango de frecuencias perceptibles por el oído humano.	32
Figura 4.2.- Ondas perceptibles por el oído humano.	33
Figura 4.3.- Proceso de propagación de los sonidos pulmonares.	36
Figura 4.4.- Focos de auscultación de los 4 principales ruidos normales.	37
Figura 4.5.- Comparación entre un flujo normal y un flujo turbulento por obstrucción en la vía aérea.	39
Figura 4.6.- Turbulencia generada por una vía aérea obstruida.	40
Figura 4.7.- La auscultación en la zona 3 será de mayor intensidad llamada soplaante, al compararle con la zona 2.	42
Figura 4.8.- Al existir líquido en el espacio pleural, en forma concomitante con una condensación pulmonar 1, la transmisión de la voz será mayor que en un pulmón normal, pero menor que la que se produce con condensación.	42
Figura 5.1.- Esquema de los principales focos de auscultación cardiaca.	43
Figura 5.2.- Secuencia de los ruidos cardiacos.	47
Figura 5.3.-Características del primero y segundo ruidos cardiaco.	47
Figura 5.4.- Representación de las características de un soplo eyectivo.	49
Figura 5.5.- Representación de las características de un soplo pansistólico.	50
Figura 5.6.- Representación de las características de un soplo decrecendo.	50
Figura 5.7.- Representación de las características de un soplo crecendo.	51

Figura 6.1.- FET en configuración Common Source.	54
Figura 6.2. Diagrama interno y de polarización de un micrófono tipo electret.	55
Figura 6.3.- Características del electret marca Panasonic modelo WM-61 ^a .	56
Figura 6.4.- Respuesta en frecuencia del electret marca Panasonic modelo WM-61 ^a .	56
Figura 6.5.- Diagrama del FET en configuración Common Source.	56
Figura 6.6.-Estetoscopio convencional marca Hergom.	58
Figura 6.7.- Modelo ideal del amplificador operacional.	64
Figura 6.8.- Amplificador operacional elemental.	65
Figura 6.9.- Modelo de análisis del amplificador operacional.	65
Figura 6.10.- Amplificador operacional en configuración seguidor de tensión.	67
Figura 6.11.- Amplificador operacional en configuración inversora.	68
Figura 6.12.- Análisis de nodos del Filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.	70
Figura 6.13.- Relación entre la frecuencia y el factor de calidad.	74
Figura 6.14.- Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.	75
Figura 6.15.- Reporte de FilterPro ruidos pulmonares.	79
Figura 6.16.- Reporte de FilterPro ruidos pulmonares anormales.	82
Figura 6.17.- Reporte de FilterPro primer ruido cardiaco.	85
Figura 6.18.- Reporte de FilterPro segundo ruido cardiaco.	88

Figura 6.19.- Reporte de FilterPro tercer ruido cardiaco.	91
Figura 6.20.- Reporte de FilterPro soplo cardiaco.	94
Figura 6.21.- Esquema de conexiones del integrado DS1669 fabricado por la empresa Dalas.	96 99
Figura 7.1.- Schematic del diseño del estetoscopio electrónico.	
Figura 7.2.- Vista Top de las placas PCB del estetoscopio electrónico.	101
Figura 7.3.- Vista Bottom de las placas PCB del estetoscopio electrónico.	102
Figura 7.4.- Vista Top del diseño terminado para ser transferido a la placa fenólica.	103
Figura 7.5.- Vista Bottom del diseño terminado para ser transferido a la placa fenólica.	104
Figura 7.6.- Laminas de acrílico para la construcción del chasis del estetoscopio electrónico.	105
Figura 7.7.- Placas fenólicas después de someterlas al tricloruroférrico.	106
Figura 7.8.- Placas fenólicas con sus componentes soldados.	108
Figura 7.9.- Estetoscopio electrónico terminado.	110

Índice de Tablas

Tabla 2.1.- Descripción de las partes que componen el estetoscopio convencional.	13
Tabla 4.1.- Características de los ruidos pulmonares.	34
Tabla 6.1.-Frecuencias de los ruidos respiratorios y cardiacos.	53
Tabla 6.2.- Tabla comparativa de los principales amplificadores operacionales seleccionados para la construcción del estetoscopio electrónico.	61
Tabla 6.3.- Procedimiento de Cálculo de un filtro activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.	75
Tabla 6.4- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para ruidos pulmonares.	77
Tabla 6.5.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para ruidos pulmonares.	79
Tabla 6.6.- Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para ruidos pulmonares anormales.	80
Tabla 6.7.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para ruidos pulmonares anormales.	82
Tabla 6.8.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para el primer ruido cardiaco.	83
Tabla 6.9.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro del primer ruido cardiaco.	85

Tabla 6.10.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para el segundo ruido cardiaco.	86
Tabla 6.11.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para el segundo ruido cardiaco.	88
Tabla 6.12.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para el tercer ruido cardiaco.	89
Tabla 6.13.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para el tercer ruido cardiaco.	91
Tabla 6.14.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para soplo cardiaco.	92
Tabla 6.15.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para soplo cardiaco.	94
Tabla 9.1.- Relación de los costos y cantidades de los materiales utilizados para la construcción del estetoscopio electrónico.	115

Capítulo 1

1. Introducción

En el sector salud a nivel mundial resulta indispensable estar a la vanguardia de las nuevas tecnologías médicas debido a que son de gran utilidad para realizar un diagnóstico rápido y certero, logrando así un tratamiento en tiempo con una recuperación exitosa del paciente.

Las nuevas tecnologías médicas presentan costos muy elevados, haciendo que sea difícil su adquisición en instituciones médicas de primer nivel y segundo nivel, obteniendo como resultado diagnósticos tardíos e inexactos que llevan a complicaciones de la enfermedad del paciente, así como a su posible fallecimiento.

El estetoscopio es una herramienta básica para el Médico integrada por un fonocaptor de las vibraciones generadas por el aparato respiratorio y del corazón, que son transmitidas a las estructuras adyacentes, las cuales son recuperadas por un tubo que transmite las ondas sonoras hasta los auriculares insertados en el conducto auditivo del explorador.

El mayor inconveniente del estetoscopio es debido a la amplitud de las ondas sonoras que capta, ya que el estetoscopio convencional no logra una amplificación óptima, ni un filtrado para las frecuencias de las diferentes afecciones cardíacas o pulmonares, esto puede ser solucionado implementado un sistema electrónico el cual permita hacer la amplificación de las ondas sonoras, la selección de la afección a detectar mediante la implementación de filtros preestablecidos, así como la incorporación de un control digital de audio.

Con el diseño y construcción del estetoscopio electrónico, espero que se pueda hacer un rápido reconocimiento por parte de enfermeras(os), doctoras(es) y personal calificado del primero, segundo y tercero ruido cardíaco, así como la detección de soplos, ruidos pulmonares normales y anormales todo esto por medio de los filtros diseñados especialmente para cada uno de los ruidos anteriormente mencionados; con la implementación de una pequeña perilla

selectora se podrá hacer la fácil selección del ruido deseado para su análisis, logrando con esto que personal calificado, médico y de enfermería diagnostique de manera rápida y sencilla, obteniendo como resultado que se le pueda dar al paciente un diagnóstico eficaz y en el debido caso un tratamiento oportuno.

Así mismo con este equipo se espera que el sector salud se vea motivado a realizar una actualización en sus estetoscopios convencionales, ya que con este sistema se logrará tener una amplificación acústica, así como un filtrado frecuencial específico para cada ruido tanto pulmonar como cardíaco, así mismo se podrán reducir los costos notoriamente respecto a los estetoscopios electrónicos existentes en el mercado hasta en un 50%, logrando así su fácil adquisición. Se desea su rápida aceptación en el sector salud ya que su diseño será intuitivo, atractivo, funcional, de bajo costo y duradero.

Capítulo 2

2. Estetoscopio

El estetoscopio es un dispositivo acústico que amplifica los sonidos corporales para lograr su mejor percepción y por lo tanto la integración de diversos signos, los cuales se auscultan principalmente en corazón, pulmones y abdomen, estos forman parte de la semiología de la medicina general hasta las diversas especialidades. En algunos lugares se le conoce con el nombre de fonendoscopio.

En el mercado existen dos tipos de estetoscopios, los acústicos o mecánicos y los electrónicos, sin embargo el principio de operación para ambos tipos es el mismo, las ondas sonoras se propagan por medio de las estructuras adyacentes al órgano que produce los ruidos, estas vibraciones son recuperadas por la membrana rígida que entra en un estado de resonancia, haciendo que vibre con más intensidad; también los sonidos pueden ser recuperados por la campana entonable la cual se encarga de focalizar las ondas en un punto y transmitirla a la parte usuaria.

Los estetoscopios en su mayoría están compuestos por tubos de goma en forma de “y”, que permiten que el sonido pueda viajar a través de ellos, estos se conectan a dos olivas ergonómicas las cuales cierran herméticamente con el canal auditivo para no perder o agregar información al sonido auscultado. (CENETEC, 2004)

2.1. Reseña histórica

Hipócrates fue uno de los primeros personajes de la historia que logró entender que podía discernir ciertos ruidos corporales internos que aparentemente eran precedentes de una patología en los seres humanos; Se tiene registro en sus escritos así como en el papiro de Ebers

y en los Vedas Hindúes, que Hipócrates como médico de la Antigua Grecia enseñaba y practicaba la auscultación torácica colocando su oído directamente sobre el tórax del paciente, esto le permitía focalizar los ruidos internos del paciente hacia su oído y así poder dictaminar un diagnóstico. (Chrétien, 1998)

Después de varios años en que se practicara la auscultación torácica hubo una época de decadencia alrededor de finales del siglo XVIII y principios del siglo XIX, la cual fue sustituida por la percusión torácica, esta técnica novedosa fue inventada por el médico austriaco Josef Leopold Auenbrugger o Leopold von Auenbrugg el cual durante el ejercicio de su profesión notó que al golpear ligeramente el tórax del paciente, se podía intuir las cualidades de los tejidos y órganos subyacentes. Inclusive con este método se podían trazar algunos esbozos del corazón.

Durante diez años Josef Leopold Auenbrugger se dedicó a trabajar diagnosticando diversos pacientes, la idea que tenía en mente era poder confirmar el valor diagnóstico de sus observaciones comparándolas con estudios post-mortem de algunos de sus pacientes. Realizó experimentos en algunos cadáveres, estos experimentos consistían en inyectar un líquido a la cavidad pleural y mediante el método de percusión se podía diagnosticar el nivel de ocupación del líquido en dicha cavidad.

El método de la percusión fue acogido inicialmente con indiferencia, pero tras su muerte sería popularizado por otros médicos, sugiriendo incluso a René Teófilo Jacinto Laennec sus estudios sobre auscultación debido a que el método presentaba bastantes limitantes, por lo cual fue preciso recuperar y mostrar todo el valor que antes se tenía.

René Teófilo Jacinto Laennec, retomó la auscultaba descrita por Hipócrates colocando directamente su oreja sobre el tórax del paciente; pero no fue hasta 1816 que René Teófilo Jacinto Laennec realizaría el invento que revolucionaría la forma de diagnosticar algunas patologías; el suceso ocurrió debido a que fue llamado para atender a una joven afectada de una enfermedad torácica pero como la percusión era técnicamente difícil, y debido al sexo la auscultación directa era inadmisibles.

Después de analizar sus posibilidades Laennec recordó que días antes, había visto a unos niños raspando un bastón de madera con un clavo y escuchando del otro lado, entonces

imaginó que algo semejante podría ser usado para examinar a los pacientes, por lo que tomó un cuaderno, lo enrolló formando un cilindro y lo aplicó al tórax de la paciente encontrando que podía oír mejor los sonidos pulmonares sin tocar a la paciente.

Después de este glorioso suceso y tras varios prototipos logro fabricar un instrumento de madera semejante a una flauta, a la que llamó cilindro (figura 2.1), y que más tarde bautizó su invención con el nombre de estetoscopio. Laennec desde septiembre de 1816 hasta agosto de 1819, con ayuda de su estetoscopio, fue recorriendo todo París detectando signos físicos y estableciendo correlaciones clínico-patológicas.



Figura 2.1.- Réplica del estetoscopio construido por Laennec.

El 15 de agosto de 1819 después de sus investigaciones publicó un libro de observaciones clínico-patológicas que llevó por título "De la Auscultación Mediata", en el que describió con maestría varias enfermedades torácicas, entre ellas la bronquitis, la bronquiectasia, el enfisema pulmonar, la pleuritis, el neumotórax, la neumonía lobar, el hidrotórax, el edema pulmonar, el infarto y la gangrena pulmonar, la estenosis mitral, la esofagitis, la peritonitis, la cirrosis y la tuberculosis. (Díaz Novás & Gallego Machado, 2003)

Laennec dentro de sus investigaciones realizadas por París, se preocupó por el desarrollo de la auscultación referida al aparato respiratorio a un elevado nivel, tanto que en el resto del siglo XIX muy pocos elementos pudieron ser añadidos a todo lo que él describió.

Sin embargo, la auscultación del corazón y los signos físicos que producían sus enfermedades le fueron difíciles de comprender, por lo cual se requirieron esfuerzos de muchos

investigadores para poder comenzar a aclarar ciertos signos, los cuales solo fueron posibles de descifrar alrededor de la segunda mitad del siglo XIX.

Cuando Laennec muere por tuberculosis en 1826, el estetoscopio se había tornado insustituible en el examen del tórax, se había convertido en uno de los símbolos de la medicina y pieza central en el diagnóstico clínico. A partir de ahí el diagnóstico podía basarse más en elementos objetivos, una nueva era había comenzado en la Medicina.

Para los años siguientes George Cammann perfeccionó el instrumento implementando su producción en serie para lograr así su amplia comercialización. Por otra parte Cammann contribuyó con algo novedoso para esos días, fue quien proporcionó a la ciencia un tratado clínico de diagnóstico basado en la auscultación. (Gómez Luaces, 1973)

En el año de 1940 Rappaport y Sprague diseñaron un nuevo estetoscopio que sirvió para comparar los demás estetoscopios. El “Rappaport-Sprague” fue posteriormente lanzado por Hewlett Packard, y actualmente no faltan los cardiólogos que consideran que éste es el estetoscopio acústico más refinado.

Pero no fue hasta 1960 que el doctor Littmann creó un nuevo estetoscopio que era más liviano que los previos. Littmann fue el parte aguas del estetoscopio. Sus artículos aún son los preferidos en la práctica clínica. (Chrétien, 1998) (Sakula, 1981) (Multanovskiy, 1967)

2.2. Composición física

En la actualidad el estetoscopio convencional persiste con las mismas características del estetoscopio del siglo XIX; a pesar de que se han implementado algunas mejoras al diseño, este no modifica su principio de operación, ya que este solo tiene la función de focalizar los sonidos sin realizar ninguna amplificación extraordinaria. (Henriquez E. & del Solar Z, 2008)

El estetoscopio convencional consta tan solo de 7 segmentos, los cuales le hacen funcional y liviano.

A continuación describen los elementos que lo componen:

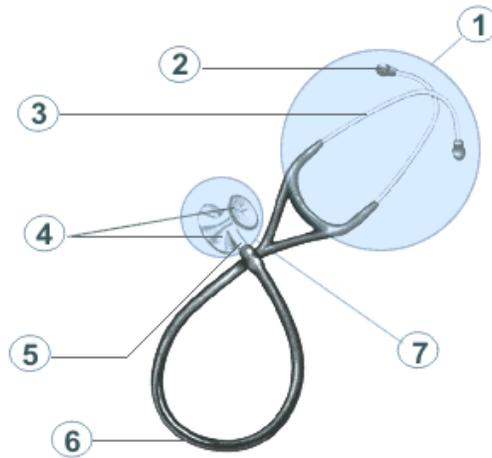


Figura 2.2.- Composición del estetoscopio convencional.

Tabla 2.1.- Descripción de las partes que componen el estetoscopio convencional.

Elementos	Descripción
1.-Binaural	Es el elemento metálico del estetoscopio convencional a la que se ajusta el tubo. Está compuesto por dos tubos metálicos, el muelle y las olivas. Los arcos metálicos de los estetoscopios están diseñados con un ángulo anatómico de manera que se adaptan correctamente a los canales auditivos del usuario.
2.-Olivas	El estetoscopio convencional está equipado con olivas. Las cuales pueden ser de material suave o rígido. Las rígidas ofrecen un sellado más hermético y por tanto una mejor transmisión acústica. Se recomienda que puedan tenerse disponibles en diversos tamaños para adaptarse al canal auditivo del usuario.
3.-Arco metálico	Es la parte a la que se acoplan las olivas.
4.-Campana Entonable	La campana se utiliza con un suave contacto con la piel para escuchar sonidos de baja frecuencia y el diafragma se usa presionando firmemente sobre la piel del paciente para escuchar sonidos de frecuencias altas.

5.-Vástago Esta pieza conecta el tubo del estetoscopio con la campana.

El tubo usualmente es de PVC, plástico o de hule flexible, pudiendo ser sencillo en su porción de la pieza pectoral hasta la división donde se dirige a cada uno de los tubos metálicos auriculares, donde reduce su calibre esto obviamente en

6.-Tubo detrimento de la calidad acústica del sonido que se percibe. Debe de tener un diámetro interior mínimo de 4.0 mm y una longitud mínima de 50 cm a partir de la parte final de la “Y”.

7.-Campana La campana es la parte del estetoscopio a través de la cual se captan los sonidos del paciente.

2.3. Principios físicos de funcionamiento

Se necesitan conocer las bases de propagación de los sonidos y bases fisiológicas del oído humano, para entender cómo funcionan las bases físicas que hacen que se escuchen algunos ruidos con el estetoscopio.

El sonido se propaga en forma de ondas mecánicas a través de un medio. Las ondas de sonido tienen una frecuencia. La frecuencia es la encargada de darle el tono al sonido, a medida que la frecuencia de la onda mecánica aumenta, el tono que se produce va siendo más alto, lo que comúnmente se denomina como agudo, y a medida que el número de ondas mecánicas se va reduciendo, el tono se vierte más bajo, lo que se denomina como grave. Las ondas sonoras también presentan un factor que se conoce como amplitud, esta hace que el sonido sea más intenso si son de mayor amplitud o más tenue si son de menor amplitud.

La unidad que convencionalmente se usa para medir la frecuencia son los Hertz. La unidad que usamos para para medir la amplitud de las ondas es el decibel cuyo símbolo es dB.

El decibel es la unidad logarítmica adimensional que expresa la relación entre una magnitud estudiada y una magnitud de referencia, la cual su expresión matemática es la siguiente.

$$X_{dB} = 10 \log_{10} \left(\frac{X}{X_0} \right)$$

Donde

X Es la magnitud estudiada.

X_0 Es la magnitud de referencia.

X_{dB} Es la cantidad de decibeles entre la relación de la magnitud estudiada y de referencia.

El decibel es simplemente un múltiplo del belio, por lo cual 10 decibelios equivalen a un belio, lo cual representa un aumento de potencias de 10 veces sobre la magnitud de referencia.

Es utilizado mayoritariamente para facilitar cálculos y poder realizar gráficas en escalas reducidas, la interpretación más empleada para esta unidad adimensional es de ganancia, en cuyo caso una ganancia negativa representa atenuación.

La sensibilidad del oído humano a las variaciones de intensidad sonora sigue una escala logarítmica no lineal, por lo cual el decibel es adecuado para escalar la percepción de los sonidos.

Por ser una unidad relativa se asigna el valor de 0dB al umbral de audición del ser humano, que por convención equivale a una presión sonora de 20 micropascales y una intensidad de $10^{-12} W/m^2$. (Marín Hortelano & Ruiz Rojas, 2009)

El oído humano aunándole su increíble sensibilidad tiene una capacidad de responder a un amplio rango dinámico de intensidad que puede ir desde el umbral de audición hasta el umbral del dolor como se aprecia en la figura 2.3.

Nivel de intensidad del sonido.	
140 dB	Umbral del dolor
130 dB	Avión despegando
120 dB	Motor de avión en marcha
110 dB	Concierto
100 dB	Perforadora eléctrica
90 dB	Tráfico
80 dB	Tren
70 dB	Aspiradora
50/60 dB	Aglomeración de Gente
40 dB	Conversación
20 dB	Biblioteca
10 dB	Respiración tranquila
0 dB	Umbral de audición

Figura 2.3.- Representación gráfica del nivel de intensidad del sonido.

Umbral de audición

0 dB

Umbral del dolor

140 dB

Cabe aclarar que la capacidad del oído humano para captar diversas frecuencias va en relación del estado de salud del individuo así como de la edad, en general el rango va entre 20 Hz hasta los 20KHz. (Celeno Porto, 2000)

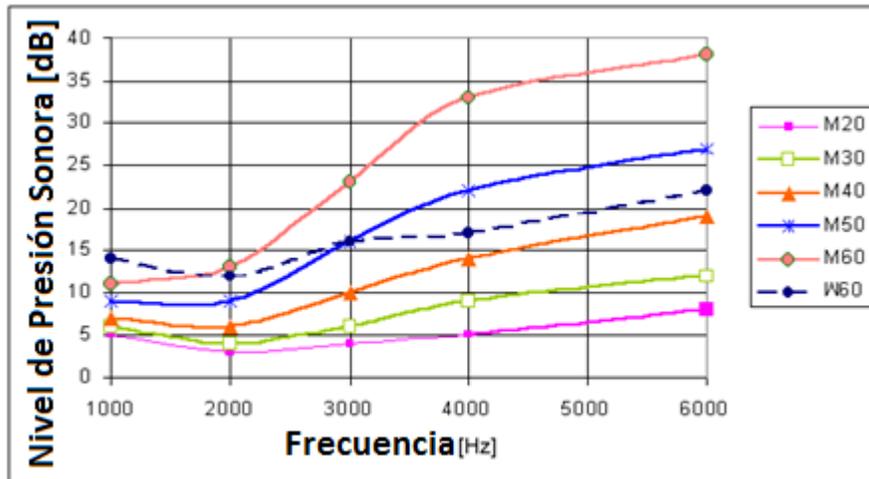


Figura 2.4.- Tendencia de presión sonora para detectar el espectro de frecuencias en relación a la edad y sexo.

En la gráfica de la figura 2.4 es posible apreciar que a medida que aumenta la edad del ser humano las ondas sonoras necesitan de una mayor presión en el oído humano para que este pueda percibirlos. Digamos que cuando se es joven el oído humano presenta mayor sensibilidad a las ondas sonoras y cuando envejece pierde sensibilidad por el deterioro de los años. Cabe mencionar que la pérdida de la sensibilidad entre hombres y mujeres es similar hasta llegar a la edad aproximada de los 60 años, donde el desfase es notorio, ya que el hombre es capaz de captar frecuencias bajas a menor presión sonora, pero las altas a mayor presión sonora y viceversa para el caso de las mujeres.

Para el presente trabajo cuando se habla de sonido se hace referencia al sonido que es audible por el oído humano el cual comprende el rango descrito que va de los 20 a los 20 KHz. Debido a que el oído humano se encuentra rodeado en su totalidad de aire en condiciones normales, las ondas de sonido están limitadas a ser ondas longitudinales

Las longitudes de onda del sonido van de 0.0172m hasta a los 17.2 metros en un ambiente de 20°C y con una velocidad del sonido de 345 m/s. (Medina Guzmán)

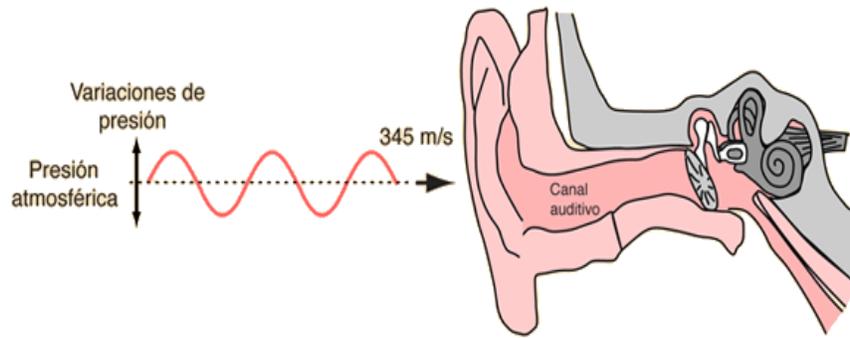


Figura 2.5.- Modelo representativo de la propagación de las ondas sonoras en el canal auditivo.

El oído humano es capaz de detectar las variaciones de presión de menos de una billonésima parte de la presión atmosférica, además de que el umbral de audición corresponde a vibraciones del aire del orden de una décima de diámetro atómico.

Esta gran sensibilidad por parte del oído humano se ve amplificada debido a las estructuras que se encuentran en el oído externo y medio, y además de brindar una amplificación ofrecen protección contra sonidos elevados llegando al umbral del dolor.

La cóclea es una estructura de amplificación efectiva que en la parte más amplia es capaz de detectar frecuencias altas y a medida que se avanza es capaz de captar las bajas frecuencias.

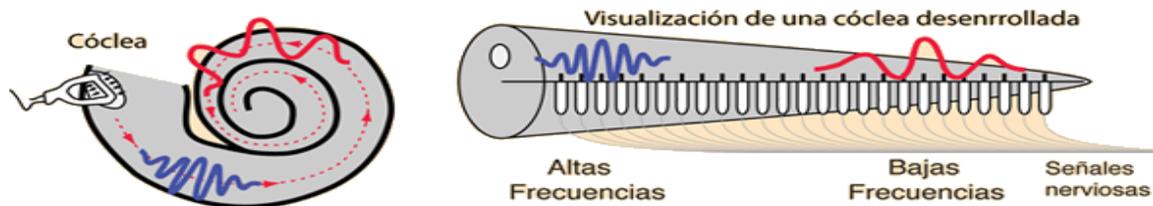


Figura 2.6.- Captación de frecuencias en la cóclea.

Su tamaño físico es extremadamente pequeño con lo cual propicia una resolución extremadamente alta de percepción del sonido con lo cual puede resolver alrededor de 1500 tonos separados con tan solo 20000 células ciliadas.



Figura 2.7.- Estructura interna de la cóclea.

La cóclea es capaz de realizar la detección de tonos separados cada 0.002 cm, por lo cual hace que el oído pueda detectar la diferencia entre 440Hz y 441Hz.

El oído medio e interno funcionan como un preamplificador y limitador para el proceso de la audición.

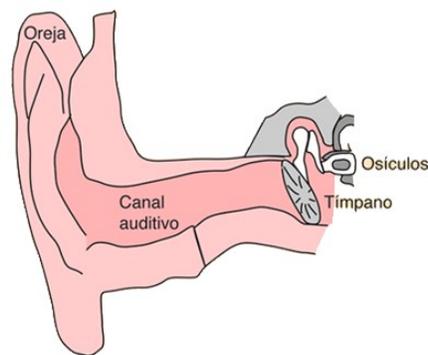


Figura 2.8.- Corte coronal del oído.

El oído externo es el encargado de recoger la mayor cantidad de energía posible del sonido para focalizarla hacia el canal auditivo, con lo cual logra una amplificación del área.

La membrana timpánica tiene un área de 15 veces la ventana oval, contribuyendo también con la amplificación sonora en el área. Los osículos (martillo, yunque y estribo) contribuyen con una amplificación cuando existe la presencia de frecuencias bajas.

La membrana del estetoscopio tiene la función de captar las frecuencias altas, del orden de los 300 Hertz en los cuales se incluyen los ruidos pulmonares y el segundo ruido cardíaco, mientras que la campana tiene la función de captar las frecuencias bajas que engloba los otros ruidos cardíacos. La campana captará sonidos más graves si se le ejerce poca presión sobre la piel y hasta sonidos agudos si se ejerce mucha presión. (Marín Hortelano & Ruiz Rojas, 2009)

Al apoyar el estetoscopio sin ejercer presión sobre la piel del individuo, la membrana queda suspendida permitiendo que pueda vibrar ampliamente y transmitir sonidos de longitud de onda largas, es decir sonidos de baja frecuencia.



Figura 2.9.- Baja presión de la campana sobre la piel para la detección de sonidos de baja frecuencia.

Al presionar firmemente la campana sobre la piel del paciente la membrana se desplaza hacia dentro hasta tocar con un anillo interno. Este anillo restringe el movimiento de la membrana boqueando o atenuando las longitudes de onda más largas de los sonidos de baja frecuencia, permitiendo escuchar solamente las longitudes de onda más cortas de los sonidos de alta frecuencia.



Figura 2.10.- Alta presión de la campana sobre la piel para la detección de sonidos de alta frecuencia.

2.4. Tipos de estetoscopios

Existen diversos tipos de estetoscopios los cuales comparten el mismo principio de funcionamiento, variando sus diseños en dependencia de la aplicación, dentro de los más utilizados tenemos:

- **Estetoscopio de Pinard o monoauricular**

Este estetoscopio es usado exclusivamente para la auscultación de latidos cardiacos fetales, por eso es conocido también como estetoscopio fetal. Su diseño está inspirado en los elementos de viento, ya que posee una campana de madera de inspiración musical, esto le da la ventaja de poder auscultar los tonos cardiacos del embrión en el seno materno. Está formado en una sola pieza con forma de dos conos unidos. El cono más grande o base, se coloca en el vientre materno, por el cual viajan los sonidos de los latidos cardiacos fetales, y el cono más pequeño es el que amplifica estos sonidos. El diseño de la campana ofrece una acústica especialmente buena. El instrumento debe estar colocado sobre el hombro fetal y el útero, de esta manera paredes abdominales, estetoscopio y oreja forman un todo continuo. En el mercado se pueden encontrar principalmente de metal, madera y plástico. (CENETEC, 2004)



Figura 2.11.- Estetoscopio Pinard.

- **Estetoscopio biauricular o convencional**

Los estetoscopios convencionales siguen los principios del siglo XIX, en la que el sonido se amplifica por un tubo de resonancia.

Consta de un tubo flexible en forma de Y, extensores, olivas que se ajustan al oído, y un receptor que puede ser de dos tipos, campana o diafragma.

La campana está formada en una cámara poco profunda, que está abierta en el contacto con la piel del paciente. El diafragma receptor se compone de una cámara poco profunda, con el extremo que hace tope con el paciente, cerrado por una membrana.

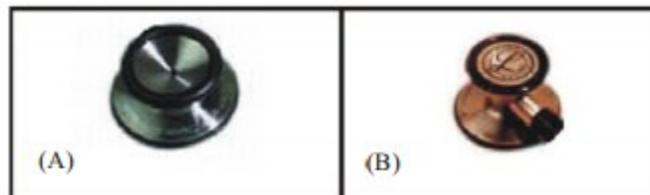


Figura 2.12.- Tipos de receptores. En (A) puede ser observado el receptor de tipo campana, y (b) el diafragma.

Las vibraciones sonoras generadas en el interior del paciente se propagan a la superficie del cuerpo, alcanzando el estetoscopio. En el caso del receptor tipo diafragma, esta vibración se transmite al diafragma rígido que entra en un estado de resonancia, es decir, se convierte en vibración más intensa, que opera como un amplificador.

En el estetoscopio de campana como no hay membrana, la superficie de la piel actúa como tal.

Una vez más la resonancia ocurrirá, esta vez la piel amplificará el sonido. La misma membrana puede resonar para una gama de frecuencias. Los factores que influyen en el valor de las frecuencias de resonancia se describen a continuación. (CENETEC, 2004)

Frecuencias de resonancia de los receptores

- Características de la membrana.

Algunas propiedades de la membrana cambian las frecuencias bajas de resonancia o hacia arriba las altas frecuencias.

Estas características de interés y la influencia son las siguientes:

- Diámetro.

Cuanto mayor sea el diámetro de la membrana menor será el valor de las frecuencias de resonancia, es decir, diámetros mayores favorecen las bajas frecuencia (filtro paso bajas). Cuanto más pequeño sea el diámetro, mayor será el valor de la frecuencia de resonancia (filtro pasa altas).

- Presión

En situaciones en las que la membrana es sometida a una gran presión, mayor será el valor de frecuencias de resonancia de la misma. La reducción de la presión sobre la membrana favorece las frecuencias más bajas. Por lo tanto, es posible variar la gama de frecuencias de resonancia con el cambio de la presión y el diámetro de la membrana.

- Características de la campana.

La forma de la campana también altera las frecuencias de resonancia. Cuanto mayor sea el valor del volumen interno, mayor es su frecuencia de resonancia. Es importante tener en cuenta que se debe observar un volumen mínimo a fin de permitir que su interior se llene por el tejido del paciente, ya que cuanto menor sea el volumen de aire dentro del sistema del estetoscopio, mayor es la variación de presión experimentada.

- Eficiencia de los estetoscopios convencionales con respecto a las dimensiones de los tubos flexible y olivas.

El calibre y la longitud de la manguera influyen directamente en el rendimiento del estetoscopio. Esto se debe a que las variaciones de presión en el oído son inversamente proporcionales al volumen interno del estetoscopio.

Sin embargo, los tubos estrechos pueden aumentar la fricción experimentada por el aire que se mueve dentro. Del mismo modo tubos muy largos disminuyen la eficiencia del estetoscopio. Experimentalmente se ha demostrado que por debajo de 100 Hz, la eficiencia del estetoscopio no se ve afectada por la longitud del tubo, pero entre 100 Hz y 1000 Hz su eficiencia disminuye si se incrementa la longitud. Las olivas de goma que caben en el canal del oído son

importantes para mantener el oído libre del ruido exterior. Si hay una fuga de aire se reduce la intensidad de los sonidos. (CENETEC, 2004) (Janeiro)



Figura 2.13.- Estetoscopio convencional 3M™ Littmann®.

- **Estetoscopios electrónicos**

Los estetoscopios electrónicos son muy similares a los convencionales. Constan de una campana cerrada por un diafragma, y tienen el tubo en forma de Y, extensores y las olivas. La principal diferencia está determinada por la presencia de los dispositivos electrónicos, colocados dentro, que se encargan de amplificar y filtrar las vibraciones sonoras captadas por el diafragma.

Los estetoscopios electrónicos pueden proporcionar, además de la señal de sonido característica, una señal de salida digital. Este tipo de información se caracteriza por una presentación gráfica de la vibración del sonido. Los datos se organizan por amplitud de la vibración como una función del tiempo. Estos registros hacen que sea posible analizar la condición del paciente de una manera más cuantitativa, que permite el acceso a los datos que no se pueden realizar debido a las limitaciones de la fisiología auditiva humana.

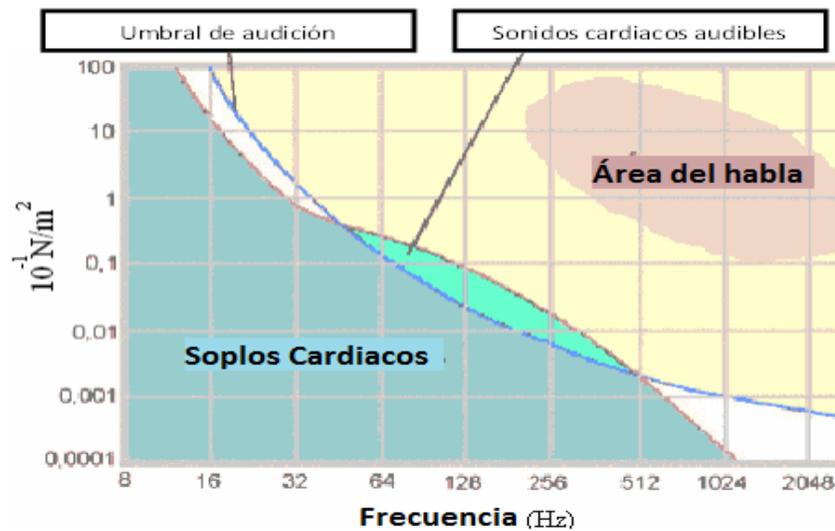


Figura 2.14 - Representación de la sensibilidad auditiva en relación a la frecuencia y amplitud de vibración de sonido del corazón.

Sin embargo, a pesar de ser más sensible y eficiente, el estetoscopio electrónico presenta una gran desventaja ya que toda la electrónica en este equipo hace que su precio sea mucho más alto que los estetoscopios convencionales. (CENETEC, 2004) (Díaz Novás & Gallego Machado, 2003) (Henriquez E. & del Solar Z, 2008)

Capítulo 3

3. Auscultación

3.1. Introducción

El invento del estetoscopio por René Laennec y la aportación del descubrimiento de la auscultación, originó una revolución en el diagnóstico de diversas enfermedades tanto pulmonares como cardíacas, pues una serie de condiciones patológicas irreconocibles en vida fueron fácilmente individualizadas por este método de exploración.

La auscultación usa como recurso la audición humana, con esta se hace la apreciación de los fenómenos acústicos que se originan en el organismo, ya sea por la actividad del corazón, o por la entrada y salida del aire en el sistema respiratorio, o por el tránsito en el tubo digestivo, o finalmente por cualquier otra causa.

En la auscultación intervienen tres factores muy importantes: el oído, la naturaleza y característica de los fenómenos acústicos auscultables y los métodos técnicos que se utilizan para escuchar. (Celeno Porto, 2000)

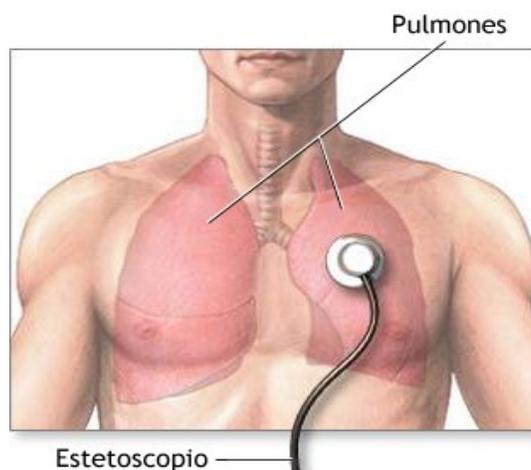


Figura 3.1.- Auscultación mediata.

3.2. Métodos de auscultación

Actualmente existen dos métodos para auscultar: la auscultación inmediata y la auscultación mediata.

- **Auscultación inmediata**

La auscultación inmediata es método que se realiza utilizando únicamente como medio físico la interposición de una tela fina de algodón o hilo pero este nunca debe ser de seda u otro tejido que pueda generar ruidos; se realiza aplicando directamente el oído contra la superficie cutánea, generalmente debe realizarse la suficiente presión para que el pabellón de la oreja se adapte en todo su contorno formando una cavidad cerrada.

- **Auscultación mediata**

Este tipo de método se interpone entre el oído y la superficie cutánea un estetoscopio, que tiene que adaptarse perfectamente al conducto auditivo externo para no perder volumen y a la piel de la región para obtener la mayor resonancia posible. El estetoscopio puede ser monoauricular, como los que se emplean en obstetricia para auscultar el foco fetal, o biauricular, como los que se utilizan en la auscultación de los diferentes sistemas. (Mangione, 2001)

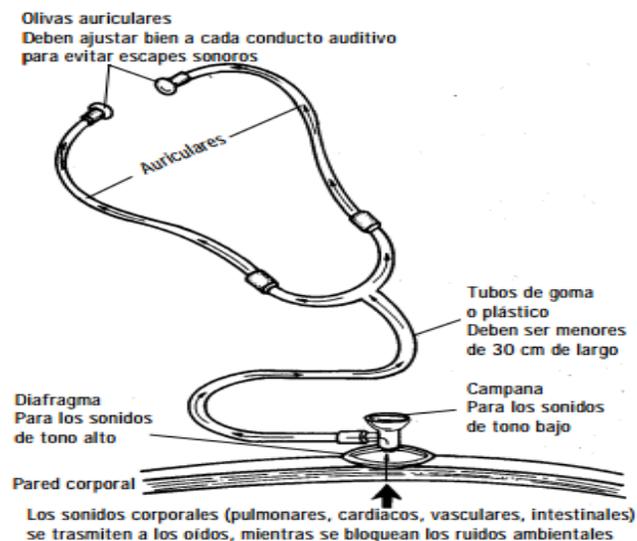


Figura 3.2.- Función de las partes del estetoscopio convencional en la auscultación mediata.

3.3. Características de auscultación

- **Características de auscultación pulmonar.**

Para llevarla a cabo, el examinador se coloca atrás del paciente, quien no debe forzar la cabeza ni inclinar excesivamente el tronco. De igual modo debe permanecer con el tórax desnudo y respirar de manera pausada y profunda, con la boca entreabierta y sin hacer ruido.

El correcto procedimiento de la auscultación pulmonar es el siguiente:

- a) Se inicia por tráquea.
- b) Seguido del árbol bronquial a ambos lados.
- c) Terminado por los lechos pulmonares de anterior a posterior.

Se deben considerar los siguientes parámetros en la auscultación pulmonar:

- Frecuencia: A mayor frecuencia más agudo será el tono de un ruido, y viceversa.
- Amplitud: Es la potencia con la que se perciben los ruidos.
- Calidad del ruido: Como por ejemplo soplido o gorgoteo.
- Duración: Tiempo que se mantienen las vibraciones de los ruidos, corta, media o larga.

Al utilizar el estetoscopio para la auscultación pulmonar es de suma importancia:

- a) Desnudar la zona que se va a auscultar
- a) Utilizar la campana para tonos bajos.
- b) Utilizar el diafragma para tonos agudos.
- c) Realizar ligera presión sobre el diafragma para amplificar los sonidos.
- d) Colocar la paciente en decúbito dorsal y descubrir el tórax.
- e) Identificar la frecuencia respiratoria.

- f) Colocar el estetoscopio sobre la tráquea del paciente y escuchar la entrada y salida de aire.
- g) Iniciar por el lóbulo derecho y descender en dirección hacia el árbol bronquial y alveolos.
- h) Verificar el tórax datos de esfuerzo respiratorio, lechos ungueales y facies del paciente.

- **Características de auscultación cardíaca.**

Para realizar la auscultación de toda el área precordial se requiere que el paciente se encuentre en una posición cómoda ya sea de pie, sentado u acostado. Para ayudar a auscultar los ruidos generados por el ventrículo izquierdo es recomendado poner al paciente en un decúbito lateral izquierdo, ya que esto forja ponerse más en contacto con la pared torácica.

Para realizar la auscultación se debe tener muy en cuenta el correcto uso del estetoscopio; para esto se debe acoplar perfectamente la membrana del equipo sobre la piel del paciente de tal forma que no se filtren ruidos externos a los deseados y seguir las recomendaciones que a continuación se describen.

Al auscultar, conviene:

- **Conocer el ciclo cardíaco.**

- reconocer el ritmo.
- reconocer el primer y el segundo ruido.
- reconocer ruidos que puedan escucharse en la sístole y diástole.

- **Recomendaciones de auscultación con estetoscopio:**

- Colocación correcta del auricular al auscultar.
- Sujetar la campana con dos dedos el pulgar y el índice o el dedo del medio.
- Calentar por fricción el diafragma si es necesario.
- Aplicar el diafragma firmemente para escuchar los sonidos agudos o altos.
- Aplicar la campana suavemente para escuchar los sonidos graves o bajos.

(Cash & A. Downie, 2004) (Mangione, 2001) (Swash, 1998)

3.4. Focos de revisión en la auscultación

- Focos de auscultación cardíaca:

Los focos de auscultación se dividen en 5 principales.

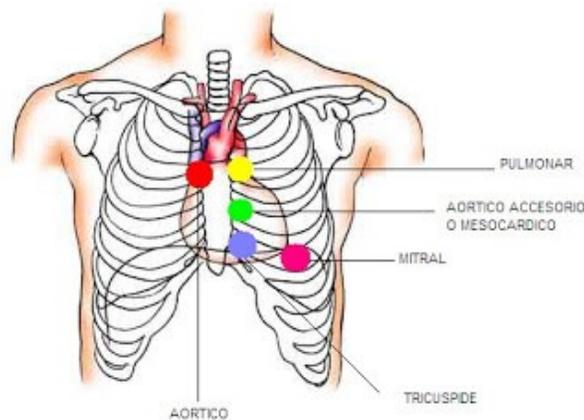


Figura 3.3.- Focos de auscultación cardíaca.

- Foco mitral: se localiza en el ápex del corazón, en el 5º espacio intercostal izquierdo, ligeramente por fuera de la línea medio clavicular. En esta área es posible reconocer el primer y segundo ruido, así como para reconocer el funcionamiento de la válvula mitral.
- Foco tricúspide: semejante con la ubicación del foco mitral, pero más en contacto con el esternón, ya sea por el lado izquierdo o el derecho. Permite identificar mejor ruidos que se generan en relación a la válvula tricúspide.
- Foco aórtico: ubicado en el 2º espacio intercostal, inmediatamente a la derecha del esternón. Permite identificar las características de los ruidos que se generan en relación a la válvula aórtica.
- Foco pulmonar: localizado en el 2º espacio intercostal, inmediatamente a la izquierda del esternón. Permite identificar las características de los ruidos que se generan en relación a la válvula pulmonar.

- Foco pulmonar secundario: ubicado en el 3° espacio intercostal izquierdo, en el borde esternal izquierdo.

Mientras examina cada uno de los cinco focos de auscultación recuerde que debe desplazarse a intervalos muy pequeños. No es posible obtener una auscultación completa saltando de un foco aislado al siguiente. En cada pausa escuche de forma selectiva cada uno de los componentes del ciclo cardíaco.

Por otro lado es de suma importancia al efectuar un examen completo poder describir cada ruido y soplo presente y en qué etapa del ciclo cardíaco se ausculta. Para esto se recomienda:

- partir el foco mitral.
- identificar el primer y segundo ruido cardíaco.
- reconocer y diferenciar la sístole de la diástole.

(Cash & A. Downie, 2004) (S. Fardy, G. Yanowitz, & K. Wilson, 2003)

Capítulo 4

4. Auscultación pulmonar

4.1. Bases acústicas

La auscultación pulmonar debe incluir un análisis de los ruidos que se escuchan en ambas fases del ciclo respiratorio, considerando su frecuencia, intensidad, duración y tonalidad.

El sonido y su percepción por medio del oído humano se dan en dependencia del efecto de las ondas de presión. La cantidad de ondas de presión en un segundo es la frecuencia, cuya unidad del SI es el Hertz. La frecuencia de los ruidos respiratorios varía entre 100 y 2000 Hertz. El oído humano en condiciones saludables es capaz de percibir sonidos con frecuencias entre los 20 y 20000 Hertz.

El sonido que puede ser percibido en una tráquea normal, está en el rango de 100 a 1500 Hz, dependiendo de la edad del paciente así como de su estado de salud, en el caso de los ruidos pulmonares el rango varía entre 200 y 800 Hz. Por otro lado los ruidos anormales pueden variar significativamente la frecuencia e intensidad de los ruidos, se tiene comprobado que estas frecuencias no van más lejos de los 2000 Hz. En la figura 4.1 es posible apreciar la capacidad del oído humano para detectar los ruidos respiratorios.

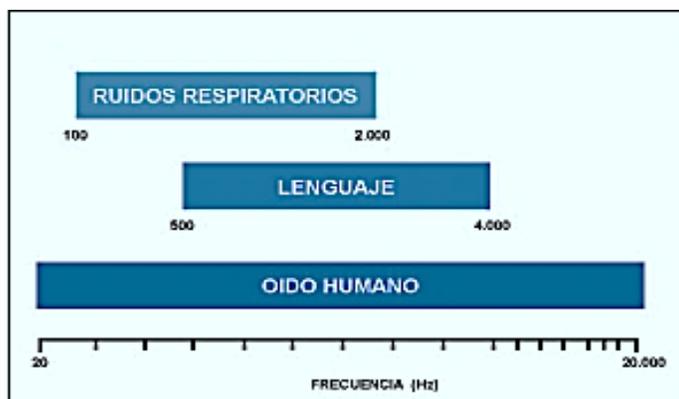


Figura 4.1.- Rango de frecuencias perceptibles por el oído humano.

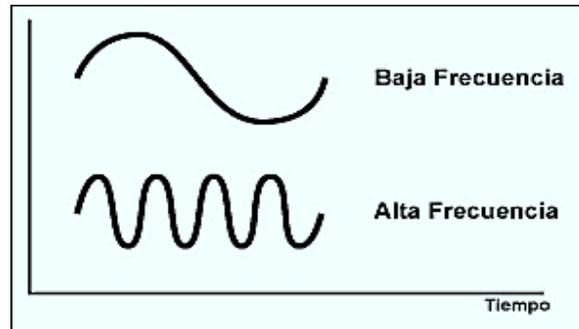


Figura 4.2.- Ondas perceptibles por el oído humano.

La frecuencia y amplitud son los dos factores descriptivos de las vibraciones del sonido de único tono, las cuales se perciben como tono de un sonido y el volumen.

Existen frecuencias las cuales resultan de una frecuencia fundamental conocidas como armónicas están son las que dan al sonido su carácter distintivo, esto las hace sustancial por lo cual a los sonidos respiratorios se les conoce como complejos.

Por lo general en los sonidos complejos lo que oímos es la nota más baja, lo que musicalmente se conoce como nota fundamental. A medida que se aumenta la amplitud del sonido el predominio de la nota más baja aumenta, esto produce una superposición de las componentes de frecuencias más altas por las frecuencias más bajas.

El flujo de aire turbulento en los bronquios proximales y en la tráquea genera los ruidos respiratorios; así mismo los flujos de aire en las vías aéreas pequeñas y alvéolos tiene una velocidad menor, es de tipo laminar y por ende, silente.

El cuerpo humano tiene filtros naturales como lo son el parénquima pulmonar y la pared torácica haciendo que los sonidos transmitidos desde las vías aéreas proximales sean mayormente atenuados y se compongan principalmente de bajas frecuencias. Casi todos los sonidos respiratorios normales se encuentran entre 100 y 2 000 Hz, con la energía principal alrededor de 100 Hz cuando están mezclados con sonidos cardíacos y musculares. La intensidad del sonido se reduce progresivamente entre 100 y 200 Hz, con 400 a 1 000 Hz de energía. (Marín Hortelano & Ruiz Rojas, 2009)

A través de la pared torácica los sonidos de alta frecuencia no se esparcen tan difusamente o retienen tal amplitud como lo hacen los sonidos de bajas frecuencias. Para localizar las patologías subyacentes los sonidos de alta frecuencia y baja amplitud son importantes.

Se ha comprobado que al existir una consolidación pulmonar se produce un incremento en la energía lo que provoca frecuencias más altas debido a que el filtro de altas frecuencias se reduce. También se da una reducción de los sonidos de baja frecuencia que provocan una menor superposición de los de alta frecuencia. El sonido resultante es de tono más alto y se asemeja al originado en bronquios y tráquea. Las frecuencias oscilan entre 240 y 1 000 Hz.

Existen sonidos agregados los cuales contienen picos fuertes de energía y pueden ser continuos y musicales como sibilancias, explosivos y no musicales. (Medina Guzmán)

La energía emitida por las sibilancias es mayor de 400 Hz; la de los roncus, menor de 200 Hz.

4.2. Ruidos respiratorios normales

Previamente se ha descrito la forma correcta de auscultación, así como cuáles son los cuidados y recomendaciones que se deben tomar como son el hecho de que se debe tenerse presente que el instrumento debe estar siempre a una temperatura adecuada para lograr una maniobra tranquila del paciente, ya que aunque parezca absurdo la perturbación que produce en la concentración del paciente y su relajación, resultan ser significativas para un adecuado procedimiento.

Tabla 4.1.- Características de los ruidos pulmonares.

Ruidos respiratorios	Mecanismos	Origen	Características acústicas	Relevancia
Ruidos normales:				
a) Sonidos pulmonares	Flujo turbulento, vórtices	Vía aérea central (expiratoria) y segmentaria (inspiratoria)	Frecuencia >200 < 800 Hz	Ventilación regional, calibre de la vía aérea

b) Sonidos traqueales	Flujo turbulento, resonancia en la vía aérea	Laringe, tráquea vía aérea superior	>100 <1500 Hz	Configuración vía aérea superior
Ruidos adventicios:				
a) Silbancias	Oscilación de la vía aérea, vórtices	Vía aérea central o inferior	Tipo sinusoidal 400-1000Hz	Obstrucción vía aérea, limitación flujo aéreo
b) Roncus	Movimiento de líquido, vibración vía aérea	Vía aérea principal	Tipo sinusoidal < 200 Hz	Secreción obstrucción bronquial
c) Crepitaciones	Apertura de la vía aérea pequeña y movimiento secreciones vía aérea	Vía aérea inferior	Ondas explosivas	Apertura y cierre vía aérea, secreción
d) Estridor	Colapso inspiratorio	Vía aérea superior	Musical >200 <1500 Hz	Obstrucción vía aérea superior

Existen diferentes parámetros los cuales hacen que los ruidos pulmonares sean tan diversos y distintos en cada persona como lo son la edad, tamaño, lugar en el cual habita, pero en forma principal según el tipo de flujo aéreo que se genere, ya que los ruidos son flujo-dependiente.

El tamaño corporal es un factor que influye directamente en los ruidos respiratorios, los niños tienen diferentes calidades de ruidos pulmonares, esto es atribuible a la transmisión acústica a través de una vía aérea más pequeña y una pared torácica más delgada.

Al comparar los ruidos pulmonares normales, con corrección de flujo aéreo, se puede notar que existen diferencias en frecuencia e intensidad que indica diferentes características de resonancia de un tórax pequeño, junto con una menor contribución del aparato muscular en los ruidos de baja frecuencia.

Los ruidos normales de la respiración son generados en las vías centrales o proximales. Estos ruidos son transmitidos de manera filtrada como ya se ha descrito con anterioridad, hacia las zonas periféricas. Estos ruidos normales se pueden dividir en:

- a) Laringotraqueal.
- b) Bronquial.
- c) Broncovesicular.
- d) Murmullo vesicular.

- o **Laringotraqueal**

El ruido laringotraqueal o soplo glótico es principalmente causado por la turbulencia producida por el paso de aire a través de la vía aérea alta. Es soplante y de tono alto, se escucha tanto en inspiración como en espiración. Se percibe en la cara anterior del cuello o en el dorso sobre la columna cervical.

Son ruidos de alta intensidad y tiene un rango de frecuencias mayor con etapas muy distinguibles en el ciclo respiratorio y una relación muy estrecha al flujo aéreo generado. Su generación está íntimamente relacionada con el flujo aéreo turbulento en la vía aérea superior, incluyendo faringe, glotis y región subglótica.

Las componentes principales del sonido que se registra como ruidos traqueales están dadas por la presión de las ondas de sonido dentro de la vía aérea y el movimiento vibratorio de esta última. Estos ruidos son considerados como más puros, no sujetos al filtro del tejido pulmonar; sin embargo, hay factores anatómicos que pueden modificarlos, como los cambios en la posición del cuello, de la lengua.

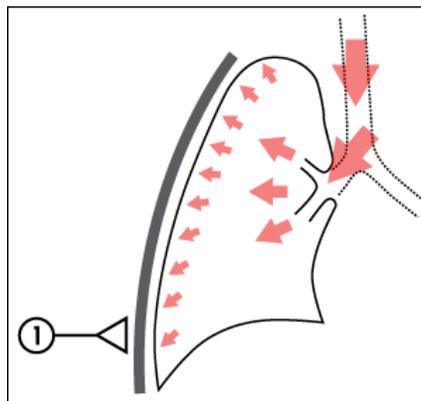


Figura 4.3.- Proceso de propagación de los sonidos pulmonares.

Dentro de sus principales características tenemos que:

1. Muestra dos componentes: inspiratorio y espiratorio
2. Es audible en la región donde se proyecta la tráquea y región esternal.
3. Es originado por el paso del aire a través de la hendidura glótica y la propia tráquea
4. El componente inspiratorio es soplate, después del cual hay un corto intervalo de silencio que lo separa del componente espiratorio, más fuerte y más prolongado.

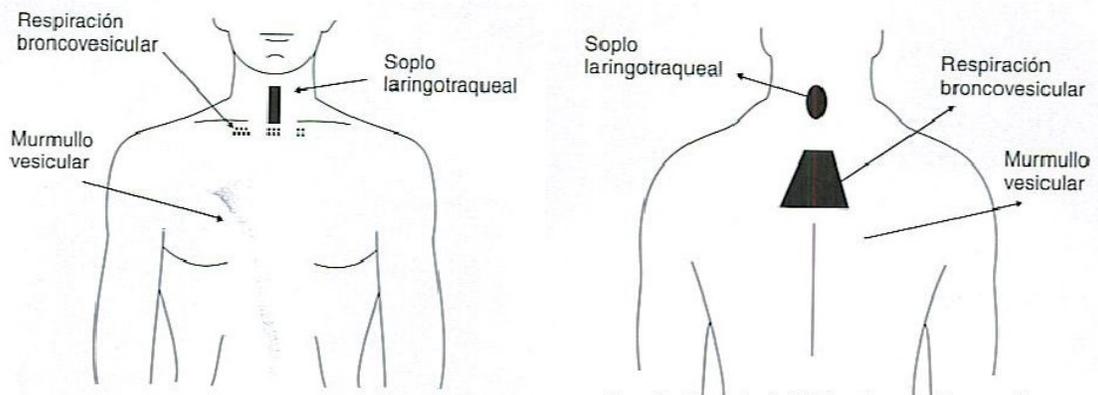


Figura 4.4.- Focos de auscultación de los 4 principales ruidos normales.

○ **Murmullo broncovesicular**

Es el resultado de la superposición del ruido laringotraqueal y el murmullo vesicular en determinadas regiones del pulmón. Tiene intensidad intermedia sobre todo en la fase espiratoria prolongada. Su auscultación con mayor claridad sobre el manubrio esternal, región interescapular y sobre el manubrio esternal. En otras partes del pulmón es patológico y puede indicar consolidación pulmonar que transmite estos ruidos con mayor facilidad.

En este sonido se suman las características de la respiración bronquial con las del murmullo vesicular. La intensidad y la duración de la inspiración y espiración son de igual magnitud, ambas son más fuertes que el murmullo vesicular. Se escucha predominantemente en la región interescapulovertebral.

- **Soplo bronquial**

Corresponde al ruido traqueal audible en la zona donde se proyectan los bronquios de mayor calibre, en la cara anterior del tórax y proximidades del esternón.

Es muy similar al ruido traqueal, del cual se distingue solo por su componente espiratorio menos intenso.

- **Murmullo vesicular**

Se percibe en todas las partes del pulmón que están en contacto con la pared torácica, es inspiratorio, timbre suave, tono intermedio y se produce por la repleción de los sacos alveolares durante la inspiración.

El componente inspiratorio se genera por el flujo turbulento en los bronquios lobares o segmentarios, mientras que el componente espiratorio, que es más débil, se origina de las vías aéreas más grandes y centrales.

Su intensidad varía de acuerdo a la magnitud de la ventilación regional, se incrementan normalmente del ápex a las bases y al igual que los sonidos producidos por la percusión disminuyen al aumentar el diámetro de la pared torácica. Existe gran variabilidad en la auscultación entre diferentes personas por lo que es de suma importancia comparar sus características de forma simétrica.

Se ausculta con mayor claridad a nivel de la región anterior de tórax en los dos primeros espacios intercostales, región axilar y en las zonas infra escapulares. Los sitios donde no se perciben con facilidad son debajo del manubrio del esternón y en la región interescapular superior. (Duque Ramírez & Rubio Vanegas, 2006) (Swash, 1998)

4.3. Ruidos respiratorios anormales

- **Ruidos Agregados Continuos: Roncus**

Los roncus son ruidos de baja tonalidad, con frecuencias menores que corresponden al movimiento de secreciones altas y gruesas en la vía aérea de mayor calibre. Son graves e

intensos que se originan por la vibración de las paredes bronquiales y del contenido gaseoso cuando hay estrechamiento en estos conductos, por espasmo, edema de la pared o presencia de secreciones adheridas a las paredes de la vía respiratoria. Ocurren en la inspiración y espiración. Son fugaces, cambiantes y aparecen y desaparecen en breves periodos

- **Ruidos Agregados Continuos: Estridor**

Estridor es el sonido musical de alta intensidad escuchado en inspiración. El estridor se genera ante el aumento de turbulencia en la vía aérea proximal extratorácica cuando existe una disminución de su diámetro.

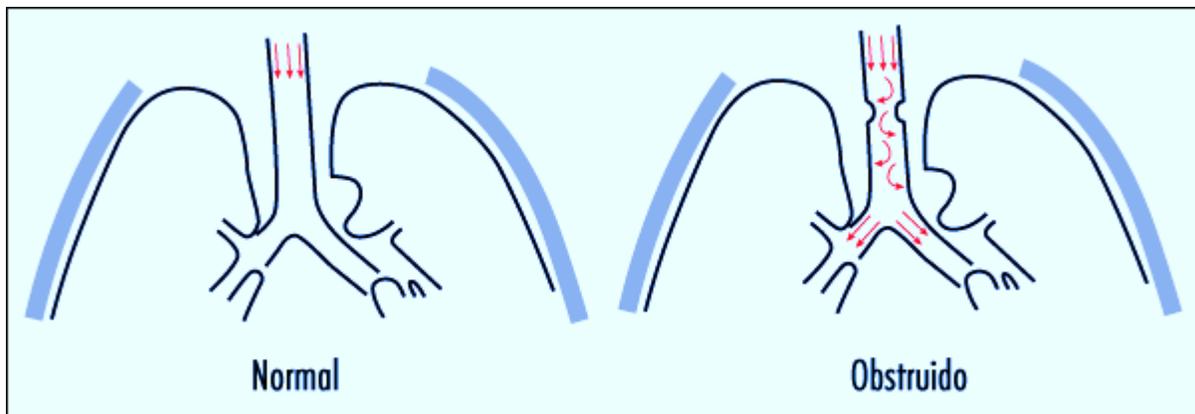


Figura 4.5.- Comparación entre un flujo normal y un flujo turbulento por obstrucción en la vía aérea.

- **Sibilancias**

Es usualmente un sonido muy característico en los niños debido a que la patología obstructiva es significativamente mayor a la del adulto. Existen escasas descripciones objetivas de las características acústicas de las sibilancias, también llamados continuos debido a su mayor duración al compararlos con las crepitaciones; deben extenderse por más de 80 ms (habitualmente 250 ms) y el rango de la frecuencia varía entre 400 Hz a 1 000 Hz.

Actualmente no son completamente conocidos los mecanismos fisiopatológicos que generan las silbancias, sin embargo existen evidencias de que la oscilación de la vía aérea, la distorsión geométrica de ésta, el movimiento de secreciones y la formación de vórtices, junto a una

limitación del flujo aéreo, parecen ser los mecanismos principales en la fisiopatología de las sibilancias.

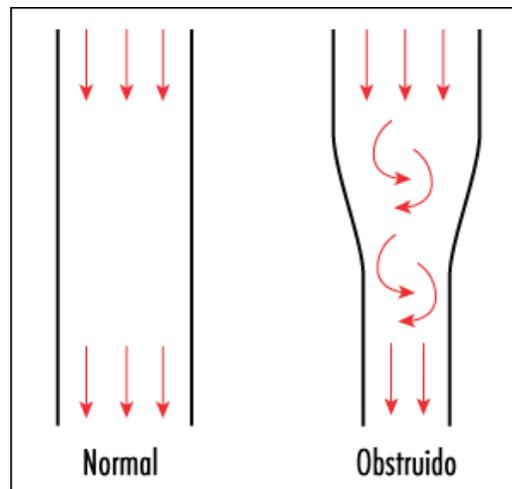


Figura 4.6.- Turbulencia generada por una vía aérea obstruida.

Por otro lado en paciente de edad mayor se ha observado que la generación de las sibilancias durante la respiración espontánea o secundaria, mantiene las características de lo que ocurre en sujetos asmáticos, con onda sinusoidal y duración en el rango descrito.

La detección de sibilancias a través de la auscultación clínica es fácil y accesible. La disminución en la intensidad de los ruidos respiratorios en situaciones de obstrucción bronquial severa es notoria y ha llamado la atención de varios grupos de investigadores. Existe una redistribución de la intensidad hacia frecuencias mayores, con un desplazamiento de la frecuencia media. La relación inversa observada entre intensidad de los ruidos respiratorios y la severidad de la obstrucción bronquial no es tan clara al incluir la presencia de sibilancias, ya que éstas desvían el espectro de sonidos a frecuencias mayores, disminuyendo el efecto de la caída de la intensidad de los ruidos pulmonares. (Duque Ramírez & Rubio Vanegas, 2006) (Swash, 1998) (Cash & A. Downie, 2004)

4.4. Ruidos respiratorios estertores

- **Ruidos Agregados Discontinuos: Estertores**

Los estertores traqueales son ruidos de burbujeo de baja tonalidad producidos por la presencia de abundantes secreciones en la vía aérea proximal, que se pueden oír habitualmente sin estetoscopio.

- **Crepitaciones**

Las crepitaciones son parte de los ruidos estertores, usualmente son descritas como pequeñas explosiones que son fácilmente auscultables durante la inspiración y corresponden a un ruido crujiente similar al que se produce al despegar el velcro. Pueden ser finas y gruesas; estas primeras crepitaciones resultan muy útiles para la detección y diagnóstico de enfermedades pulmonares restrictivas. Las características más importantes que tienen son la falta de modificación por tos y presencia de mayor frecuencia en la parte inferior de los pulmones, son suaves, de corta duración y de alta tonalidad. (Llanio Navarro, 1982)

La otra variante de crepitación llamada crepitación gruesa es más intensa, de baja tonalidad y de mayor duración; corresponde al movimiento de secreciones en la vía aérea, las cuales presentan características importantes como son la modificación por tos y menor explosión.

Las ondas sonoras generadas en esencia por las crepitaciones son de corta duración alrededor de 20 ms, con ondas irregulares, no sinusoidales y el ruido es típicamente no musical; correspondiendo a la apertura y cierre de la vía aérea pequeña. Las crepitaciones típicamente se presentan en pacientes con neumonía acompañado de soplo tubario o respiración soplante, y en pacientes con diferentes grados de fibrosis pulmonar ya sea en adultos o niños.

Las diferencias acústicas pueden ayudar a diferenciar enfermedades restrictivas puras como los que tienen componente obstructivo por ejemplo la fibrosis quística, en donde se presenta un aumento de secreciones en la vía aérea que se manifiesta como crepitaciones gruesas, cambiantes y dependientes de la posición corporal.

Ambas pueden ser escasas o abundantes y pueden estar presentes en ambas fases del ciclo. Las crepitaciones se generan con la apertura brusca de dos compartimientos en interface agua-aire.

A continuación se presentan algunos ejemplos de crépitos que se auscultan:

- **Ruidos Agregados Discontinuos: Frotos pleurales**

Los frotos pleurales corresponden a ruidos como crujidos que se originan por el roce de ambas pleuras cuando quedan en íntimo contacto.

- **Respiración soplante, soplo tubario.**

Cuando existe condensación parénquima pulmonar los ruidos respiratorios se denominan “soplo tubario”. Se debe a que aumenta la transmisión de los ruidos al pasar a través de una zona de pulmón condensada. (Duque Ramírez & Rubio Vanegas, 2006) (Swash, 1998)

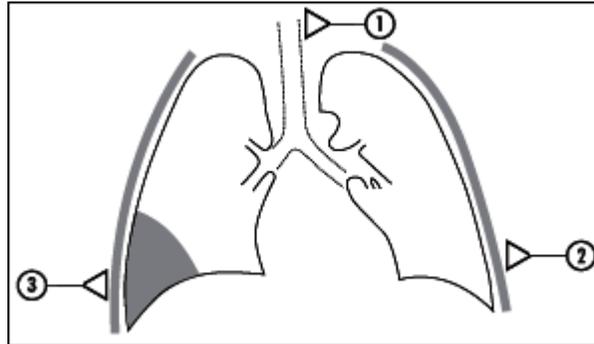


Figura 4.7.- La auscultación en la zona 3 será de mayor intensidad llamada soplante, al compararle con la zona 2.

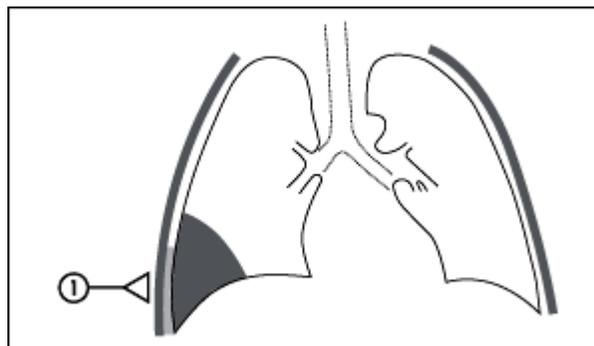


Figura 4.8.- Al existir líquido en el espacio pleural, en forma concomitante con una condensación pulmonar 1, la transmisión de la voz será mayor que en un pulmón normal, pero menor que la que se produce con condensación.

Capítulo 5

5. Auscultación cardiaca

5.1. Bases acústicas

La acústica que es posible advertir en la auscultación está dada por la contracción de la musculatura cardiaca, así mismo como por el cierre de las válvulas de los orificios auriculoventriculares y arteriales. Es posible determinar en la fase sistólica un componente muscular y uno valvular. Por otro lado la fase diastólica actúa un componente arterial y valvular.

La contracción auricular generalmente no produce fenómenos acústicos advertibles.

En cada sístole cardiaca se producen dos tonos:

- 1) El primero tono correspondiente a la contracción de los ventrículos, que al generar la presión de la sangre sobre las válvulas que comunican las aurículas con los ventrículos, hacen que se produzca un pandeo al cierre de las mismas.
- 2) El segundo tono corresponde al cierre de las válvulas semilunares de los orificios arteriales aórtico y pulmonar.

En la auscultación existen determinados puntos o focos ubicados en el tórax.

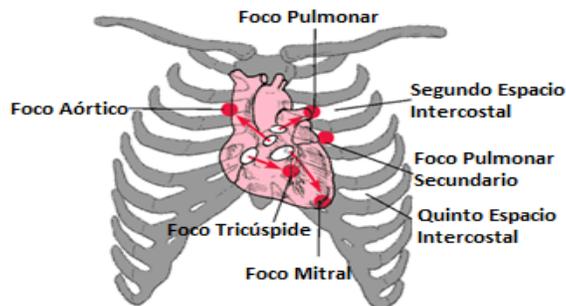


Figura 5.1.- Esquema de los principales focos de auscultación cardiaca.

- El foco mitral se encuentra sobre la región del latido de la punta y en el que se tiene en cuenta principalmente la actividad del ventrículo izquierdo.
- El foco pulmonar se ubica en el segundo espacio intercostal izquierdo, en las proximidades del esternón en el que se advierte la actividad de la válvula pulmonar y en parte la de la aórtica.
- El foco aórtico localizado en el extremo esternal del segundo espacio intercostal derecho en el que se advierte la actividad aórtica.
- El foco pulmonar secundario ubicado en el tercer espacio intercostal izquierdo, en el borde esternal izquierdo.
- El foco tricúspide focalizado en el cuarto espacio intercostal izquierdo, en la parte inferior del borde esternal izquierdo.

Existen además otros puntos de auscultación externos a la superficie de proyección cardiaca, que pueden estar en todas las regiones del tórax.

La contracción de los ventrículos es simultánea, por lo que existirá una fusión de los fenómenos acústicos en un solo primer tono e igualmente simultáneo es el cierre de las válvulas arteriales, por lo que se ausculta un solo segundo tono.

Sin embargo los focos de la punta mitral y tricúspide presentan el primer tono autóctono y el segundo tono se transmite a la base esto se debe al cierre de las válvulas de los orificios arteriales. Por otro lado en los focos de la base como son los aórtica y pulmonar, presenta los tonos de origen local.

El primer tono tiene un componente debido a la contracción miocárdica lo que se puede determinarse como acústicamente menor, lo que realmente es más parecido a un ligero rumor que un tono todo esto tiene su explicación debido a la irregularidad de las vibraciones producidas por las fibras musculares que se contraen, así como a un componente valvular para el cierre de las válvulas auriculoventriculares tricúspide y mitral las cuales producen vibraciones regulares y por tanto un verdadero tono.

Este tono se advierte en correspondencia de los focos de auscultación de la parte inferior del corazón mitral, tricúspide y centrum cordis, más hacia arriba hacia la base, se auscultarán los tonos debidos a la actividad arterial focos de auscultación aórtico y pulmonar, y donde el primer tono se debe a la rápida expansión de la pared arterial que vibra bajo el impulso imprevisto de la onda esfígmica, consecutiva a la sístole ventricular, y el segundo tono, que es debido a la expansión de la onda esfígmica contra las cúspides valvulares sigmoideas, que simultáneamente se ponen en tensión y, por tanto, vibran.

La sangre corre con cierta presión en un sistema cerrado de cavidades y de tubos que presentan comunicación entre sí, es por estas condiciones que se presentan fluctuaciones de velocidad y de cantidad a lo largo de su recorrido, así como fluctuaciones, estas variaciones le pueden imprimir una mayor velocidad o un enlentecimiento, una vía distinta a la normal y una progresión modificada, todas ellas circunstancias que pueden, a su vez, producir fenómenos acústicos.

La ley general definida por Concato y Bacceli dice que la difusión de los ruidos circulatorios suele ser siguiendo la dirección de la corriente sanguínea o bien el curso de los huesos, que son óptimos conductores de las vibraciones. (Swash, 1998) (Ricardo Correa Márquez, 2010)

5.2. Primer ruido cardiaco

El primer ruido cardiaco identificado como R1 corresponde a un sonido que se produce al cerrarse las válvulas mitral y tricúspide. El cierre de ambas válvulas tiende a ser al unísono, pero ocasionalmente se puede escuchar este ruido. El primer ruido se percibe mejor hacia el ápex, sin embargo para obtener una mayor intensidad, normalmente se escucha en toda el área precordial. (Celeno Porto, 2000)

Ante la existente dificultad para reconocer el primer ruido es conveniente tomar el pulso de una arteria ya que el primer ruido ocurre al comienzo del latido en la fase de la sístole.

Su duración es relativa a 0.15 segundos con una frecuencia de 25 a 45Hz, tiene la característica de ser suave cuando la frecuencia cardiaca es baja, debido a que los ventrículos se llenan bien con sangre y las valvas de las válvulas auriculoventriculares flotan juntan antes de la sístole.

5.3. Segundo ruido cardiaco

El segundo ruido cardiaco identificado como R2 corresponde al sonido que se genera cuando se cierran las válvulas aórtica y pulmonar. Normalmente estos ruidos se desplazan un poco con la respiración, en este caso se tiene que al final de la espiración tienden a escucharse al unísono, pero difiere al realizar una inspiración profunda, esto sucede debido al mayor retorno venoso al tórax, el cierre de la válvula pulmonar se retrasa.

El segundo ruido cardiaco presenta una auscultación con mayor claridad en la base del corazón lo que se conoce como foco pulmonar y aórtico. Existe una mayor del ruido si el paciente presenta hipertensión arterial o pulmonar. Por otro lado puede que la intensidad disminuya cuando no cierran bien los velos de las válvulas conocido como insuficiencia valvular.

El segundo ruido tiene una duración cerca de los 0.12 segundos, con una frecuencia de 50 a 75Hz, dentro de sus características presenta la de ser fuerte y claro cuando la presión diastólica en la aorta o en la arteria pulmonar está elevada, haciendo que las válvulas respectivas se cierren de manera brusca al final de la sístole. (Duque Ramírez & Rubio Vanegas, 2006)

5.4. Tercer ruido cardiaco

El tercer ruido cardiaco identificado como R3 ocurre al comienzo de la diástole, después del segundo ruido, en la fase de llenado rápido determinado por el gradiente de presión. Tiene una estrecha relación con las vibraciones del músculo ventricular y el aparato valvular. Es posible escucharlo en algunas insuficiencias cardiacas, aunque se puede encontrar en condiciones fisiológicas en muchos niños, en adultos jóvenes y en el tercer trimestre de un embarazo.

La secuencia del primer ruido cardiaco, del segundo ruido cardiaco y del tercer ruido cardiaco produce una cadencia parecida al galope de un caballo. El tercer ruido tiene una duración de 0.1 segundo. (Celeno Porto, 2000) (Cash & A. Downie, 2004) (Montoya Torno, 2002)

5.5. Cuarto ruido cardiaco

El cuarto ruido cardiaco identificado como R4 es posible escucharlo inmediatamente antes del primer ruido, en el momento de la contracción de las aurículas. Este ruido tiene relación con vibraciones del miocardio y el aparato valvular durante la fase de llene activo del ventrículo debido a la contracción auricular.

Es posible de escuchar en pacientes con hipertensión arterial o insuficiencia cardiaca y ocasionalmente se puede escuchar en condiciones normales en atletas o en personas mayores. Si existe una fibrilación auricular, no puede haber cuarto ruido. También se puede producir una cadencia de galope entre el primer, cuarto y segundo ruido. (Montoya Torno, 2002)



Figura 5.2.- Secuencia de los ruidos cardiacos.

Los ruidos R3 y R4 normalmente son difíciles de oír, así que para intentarlo el paciente debe elevar las piernas para facilitar el retorno venoso. Por otro lado, R1, R2, R3 y R4 se auscultan con la campana. Los chasquidos o clics se auscultan con el diafragma, en sedestación o en decúbito. (Cash & A. Downie, 2004) (Celeno Porto, 2000)

Ruido \ Cualidad	Tono	Duración	Intensidad
R1 ("dup")	Grave	Duradero	Más en FM y FT
R2 ("ta")	Agudo	Breve	Más en FA, FAA y FP

FM: foco mitral, FT: foco tricúspide, FA: foco aórtico, FAA: foco aórtico accesorio, FP: foco pulmonar

Figura 5.3.-Características del primero y segundo ruidos cardiacos.

5.6. Soplos cardiacos

Los soplos cardiacos corresponden a un ruido que se escucha por flujos turbulentos de la sangre al paso de las diferentes cavidades y válvulas. Habitualmente ocurren por la presencia de una válvula estrecha mejor conocido como estenótica, ofreciendo resistencia al paso de la sangre, o porque permite que refluya la sangre al no cerrar bien sus velos por lo que en ese punto se estaría hablando de una insuficiencia valvular.

Estos soplos usualmente pueden encontrarse en la fase de la sístole o en la fase de la diástole, la forma que adquieran va a depender del mecanismo por el cual ocurren.

Los soplos tienen características inherentes las cuales se clasifican de la siguiente manera:

- a) Soplo mesosistólico o mesodiastólico

Es más intenso en la mitad de la sístole o la diástole.

- b) Soplo protosistólico o protodiastólico

Es más intenso al comienzo de la sístole o la diástole.

- c) Soplo telesistólico y telediastólico (antes de la contracción cardíaca).

Es más intenso al final de la sístole o la diástole.

- d) Soplos holosistólico o pansistólico

Es parejo durante toda la sístole.

- e) Soplos en crescendo

Aumentan de cero a máximo.

- f) Soplos en decrecendo

Disminuyen de máximo a cero.

- g) Soplos eyectivos.

Tienen una forma de "rombo" ya que aumentan hasta un máximo y luego disminuyen.

Así mismo la intensidad de estos soplos se expresa de acuerdo a la siguiente escala y características:

- I. grado I: cuando es difícil de escuchar en una sala silenciosa incluso, es posible que no todos los examinadores lo escuchen.
- II. grado II: es un soplo débil, pero, en general, todos los examinadores lo auscultan.
- III. grado III: es claramente audible.
- IV. grado IV: soplo fuerte; a este nivel es posible llegar a palpar sobre la zona donde se ausculta el soplo una vibración que se conoce como frémito (vibración o estremecimiento perceptible por palpación).
- V. grado V: es muy fuerte y se palpa frémito.
- VI. grado VI: es muy fuerte, a tal punto que se escucha incluso sin apoyar la membrana del estetoscopio en la superficie del tórax; se acompaña de frémito.

A continuación se describen los soplos sistólicos más comunes y representativos:

- a) Soplos eyectivos: Este tipo de afección usualmente es debido a una estenosis de la válvula aórtica o pulmonar, a una reducción del tracto de salida o un flujo mayor. Son de tipo variable, lo que significa que aumentan y disminuyen, presentando la máxima intensidad como en la mitad de la sístole.

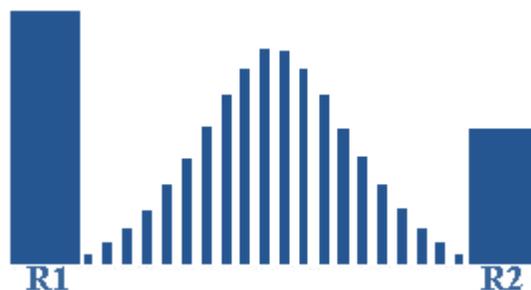


Figura 5.4.- Representación de las características de un soplo eyectivo.

- b) Soplos holosistólicos o pansistólicos: Este tipo de soplo presenta la característica de no cerrar bien los velos de la válvula y permiten que refluya sangre. Se habla de una insuficiencia mitral o tricúspide ya que mantienen su intensidad durante toda la sístole y en algunos casos llega a presentarse hasta el segundo ruido. Este tipo de soplo también se conoce como soplos de regurgitación “mitral o tricúspide”.

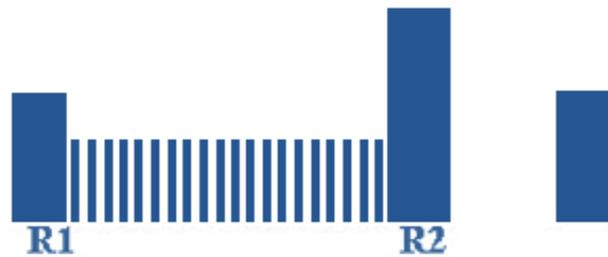


Figura 5.5.- Representación de las características de un soplo pansistólico.

A continuación se describen los soplos diastólicos más comunes y representativos:

- a) Soplos en decreciendo: Estos soplos tienen una muy baja intensidad por lo cual su detección es complicada. Se le llama también como soplo aspirativo ya que se parece al ruido que se produce al aspirar aire por la boca. Estos soplos comienzan intensos en relación al mayor gradiente de presión que existe al comenzar el diástole entre la arteria y la cavidad ventricular y van disminuyendo su intensidad hasta desaparecer una vez que las presiones se igualan se habla de soplos en decreciendo. Este tipo de soplo es más fácil de escuchar en la base del corazón sobre el foco aórtico o pulmonar y se puede seguir su irradiación hacia la mesocardia o el borde izquierdo del esternón, este tipo de soplo se da debido al reflujo debido a una insuficiencia de la válvula aórtica o pulmonar.

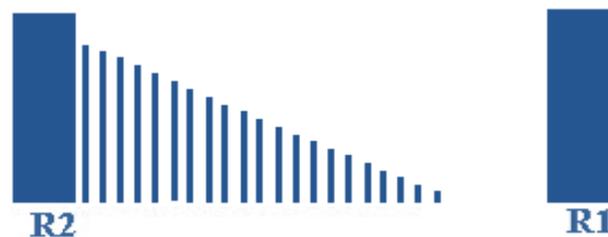


Figura 5.6.- Representación de las características de un soplo decreciendo.

- b) Soplos en crescendo: estos soplos resultan por una estenosis de la mitral, especialmente en este soplo el paso de la sangre de la aurícula al ventrículo está dificultado por la estrechez valvular. Es usual que al terminar el segundo ruido se escuche un ruido llamado chasquido de apertura. Inmediatamente a continuación, y debido al gradiente de presiones entre la aurícula y el ventrículo se escucha un soplo en decrescendo. Un poco antes de terminar el diástole, en pacientes que están en ritmo sinusal, ocurre la contracción de la aurícula que impulsa una cantidad adicional del sangre al ventrículo y es capaz de producir un nuevo soplo, pero que esta vez va en aumento en crescendo hasta terminar con el primer ruido.

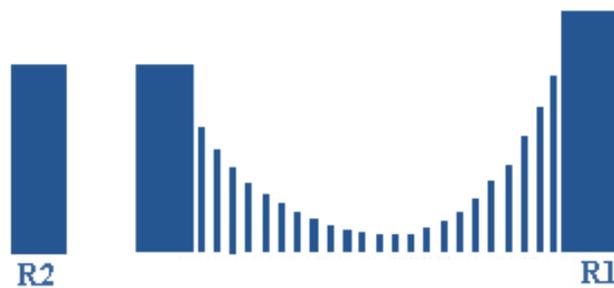


Figura 5.7.- Representación de las características de un soplo crescendo.

Además de los soplos más representativos descritos, existen algunas otras diversificaciones de anomalías, pero que resultan más difíciles de reconocer. (Montoya Torno, 2002)

- o Otros soplos y anomalías:
 - a) Ductus arterial persistente: se conforma de una comunicación entre la aorta y la arteria pulmonar. Es posible escuchar un soplo continuo, que abarca toda la sístole y gran parte de la diástole. Su característica principal es la de conformarse por un sonido más intenso hacia el segundo ruido y hasta lo puede ocultar. Se ausculta en el segundo espacio intercostal izquierdo, debajo de la clavícula y puede acompañarse de frémito.
 - b) Comunicación interauricular (CIA): Este tipo de soplo se relaciona con un cortocircuito de izquierda a derecha salvo en etapas avanzadas que por desarrollo de hipertensión pulmonar podría revertirse. En la sístole se puede auscultar un soplo sistólico de eyección pulmonar en el segundo espacio intercostal izquierdo en el borde esternal y en la diástole por el aumento de flujo a través de la válvula tricúspide en el tercer o cuarto espacio intercostal izquierdo en el borde esternal. El segundo ruido se podría escuchar con un desdoblamiento fijo que no varía

con la respiración. El paso de sangre por la comunicación interauricular en general no produce ruidos.

- c) Comunicación interventricular (CIV): Para este tipo de soplos las manifestaciones dependen del tamaño de la comunicación. De igual manera que con el anterior con un cortocircuito de izquierda a derecha, es posible auscultar un soplo holosistólico de alta intensidad, asociado a frémito. Para su auscultación es mejor entre el tercer y quinto espacio intercostal en el borde esternal, pero tiene una amplia irradiación. En la diástole se puede escuchar un tercer ruido o un soplo en decreciendo.
- d) Prolapso de un velo de la válvula mitral: el prolapso (desplazamiento de órganos) tiende a ocurrir en algún momento del sístole y por lo tanto se podría llegar a escuchar:
 - a. un clic esostólico en el momento del prolapso.
 - b. un soplo telesistólico o sea, que ocurre en la segunda mitad del sístole.
- e) Manifestaciones de una hipertensión pulmonar: una de sus características más relevantes es la acentuación del segundo ruido, especialmente del cierre de la pulmonar el cual es más fácil de auscultar en el segundo espacio intercostal izquierdo, en el borde esternal. También podría haber un desdoblamiento del segundo ruido. Si se escucha un soplo sistólico originado en la válvula pulmonar, en general, no se irradia al cuello. También podría haber un soplo diastólico espirativo por dilatación de la válvula.
- f) Pulmonar. En la zona baja del esternón el ventrículo derecho con frecuencia es palpable, a nivel de las venas yugulares podría haber una onda "v" gigante si por dilatación del ventrículo derecho se ha dilatado la válvula tricúspide. (Duque Ramírez & Rubio Vanegas, 2006) (Llanio Navarro, 1982) (Mangione, 2001)

Capítulo 6

6. Diseño del estetoscopio electrónico

6.1. Parámetros iniciales de diseño

Es de suma importancia conocer la amplitud y las frecuencias de los ruidos de origen respiratorio, así como los cardíacos. Las fuentes de las cuales se tomaron los datos se enuncian al final de la presente tesis; para decidir cuáles deberían ser los rangos que debían tomarse se tuvo que realizar un promedio de las frecuencias para cada una de las afecciones que se plantean discernir de otros ruidos, debido a que no está homologado este parámetro y cada autor maneja distintas frecuencias, aunque sin embargo concuerdan en muchos aspectos.

En la tabla 6.1 se describen las frecuencias de los ruidos respiratorios y cardíacos.

Tabla 6.1.-Frecuencias de los ruidos respiratorios y cardíacos.

Ruidos Respiratorios	Mínima	Máxima	Unidades
Ruidos Pulmonares	250	550	Hz
Ruidos Traqueales	200	1500	Hz
Silbancias	100	1000	Hz
Crepitaciones	200	1500	Hz
Ruidos Adventicios	100	1500	Hz
Roncus	0	300	Hz
Estertores	200	1200	Hz
Ruidos Cardíacos	Mínima	Máxima	Unidades
Primer Ruido Cardíaco	30	45	Hz

Segundo Ruidos Cardiacos	50	70	Hz
Tercer Ruido Cardiacos	20	30	Hz
Cuarto Ruido Cardiacos	-	-	Hz
Soplos	100	800	Hz

Para captar las diferentes frecuencias se utilizó un micrófono electret, el cual teóricamente no necesita ningún tipo de alimentación, esto es debido a que estos tipos de micrófonos tienen una etapa de pre-amplificación. La tensión suministrada es meramente para alimentar el pre-amplificador interno ya que sin él, la salida que entrega el micrófono sería muy pequeña y difícil de manejar. El preamplificador consta sencillamente de un FET conectado como Common Source, sólo que sin resistencia en la fuente.

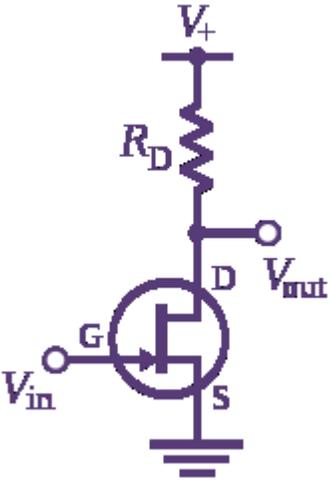


Figura 6.1.- FET en configuración Common Source.

Realmente el valor de los componentes para polarizar el micrófono no es crítico. Para la selección del capacitor se puede usar cualquier capacidad entre 220nF y 220µF, siempre

que se tenga en cuenta que actúa como un filtro pasa-altas, y las frecuencias bajas se pueden perder si se utilizan capacitores muy bajos.

En cuanto a la resistencia, la ganancia es directamente proporcional a su valor, pero al aumentarla también aumenta la capacidad interna del FET y limita por arriba la banda pasante.

La impedancia de salida del micro es igual a esta resistencia y es de interés que sea baja. Además cuando esta resistencia es alta, pasa menos tensión por el FET, así que se satura antes. Hay que alcanzar un valor de compromiso.

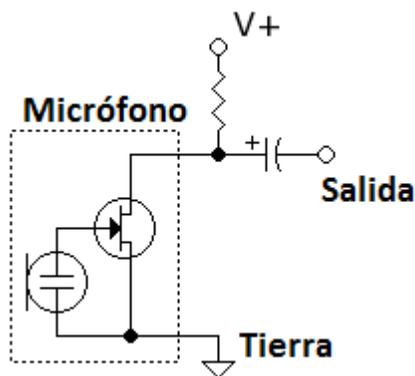


Figura 6.2. Diagrama interno y de polarización de un micrófono tipo electret.

En el esquema de la figura 6.2 se observa la forma correcta por su composición interna de polarizar el micrófono electret.

Las características del electret deseado son las siguientes:

- Alta sensibilidad.
- Ominidireccional.
- Pequeño.
- Económico
- Baja impedancia.
- Amplio ancho de banda.
- Bajo nivel de tensión de operación.
- Bajo consumo de corriente.
- Respuesta plana.

- Poco ruidoso.

Encontrándose el micrófono más adecuado marca Panasonic modelo WM-61^a el cual presenta las siguientes características que se adecuan satisfactoriamente al proyecto.

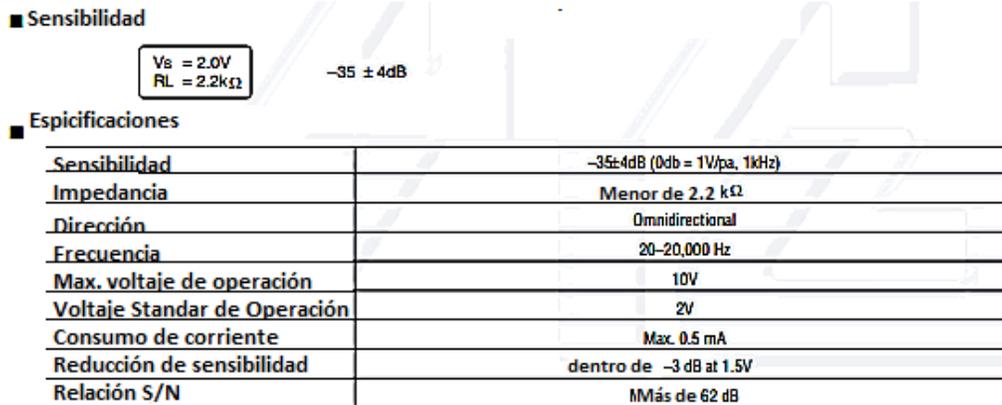


Figura 6.3.- Características del electret marca Panasonic modelo WM-61^a.

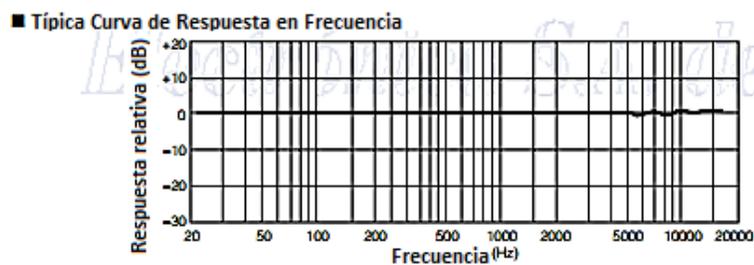


Figura 6.4.- Respuesta en frecuencia del electret marca Panasonic modelo WM-61^a.

La selección de los valores de los componentes de polarización del micrófono fueron elegido a partir de los siguientes cálculos, obteniendo los siguientes resultados.

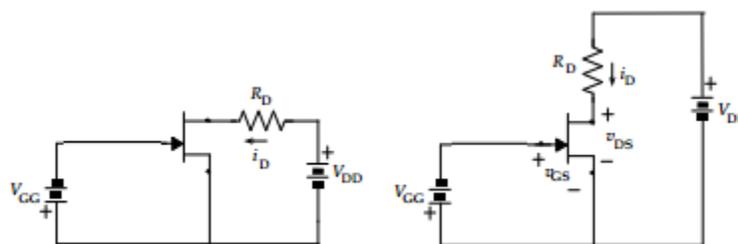


Figura 6.5.- Diagrama del FET en configuración Common Source.

Para la malla de entrada dado que la unión gate-source se encuentra inversamente polarizada.

$$-V_{GG} = V_{GS}$$

Para la malla de salida

$$V_{DD} = i_D R_D + V_{DS}$$
$$i_D = -\frac{V_{DS}}{R_D} + \frac{V_{DD}}{R_D}$$

Los datos proporcionados por el fabricante del micrófono que anteriormente se enunció muestran un consumo de corriente de 0.5 mA por lo cual se calculó con 1 mA dando un rango más amplio de consumo por si fuese necesario, la tensión de alimentación fue elegida de 5V para no saturar los amplificadores de las otras etapas. Para mantener una corriente constante del micrófono se trabaja en la región de saturación sugiriendo un valor tensión de 4V.

Sustituyendo los datos obtenemos que:

$$R_D = 1K\Omega$$

El circuito por su configuración se comporta como un filtro paso-altas por lo cual tomando como mínimo el valor de frecuencia del micrófono dado por el fabricante de 20Hz, y usando la siguiente ecuación para calcular la capacitancia del condensador tenemos que:

$$f_c = \frac{1}{2\pi R_D C}$$

$$C = \frac{1}{2\pi R_D f_c}$$

$$C = 7.9577\mu F$$

Aproximando a un valor comercial.

$$C \approx 10\mu F$$

Por lo cual la frecuencia de corte.

$$f_c = 15Hz$$

Con el valor aproximado del condensador se pueden utilizar todas las frecuencias a las cuales es susceptible el micrófono electret y con una ganancia de 1000 debido a que por la configuración de polarización la ganancia es directamente proporcional a la resistencia R_D .

El estetoscopio utilizado fue un estetoscopio doble de aluminio marca Hergom, con manguera de silicón, binaural de aluminio compuesto por dos tubos metálicos y las olivas blandas con ajuste perfecto para oídos.

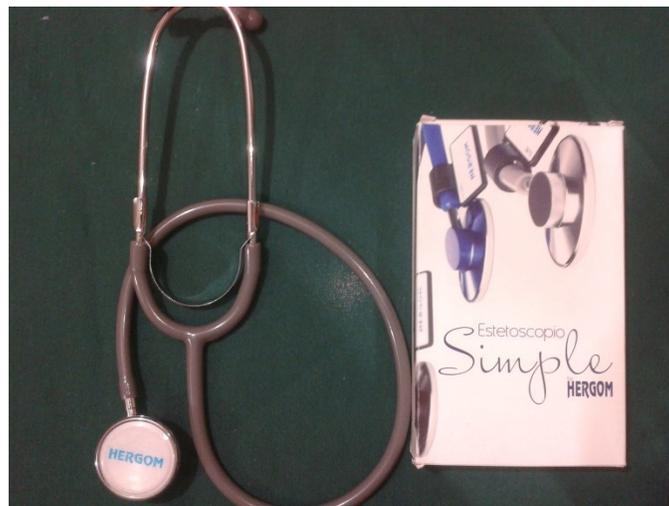


Figura 6.6.-Estetoscopio convencional marca Hergom.

Se utilizaron unos audífonos estéreo con las siguientes características:

- Entorno cerrado
- Respuesta dinámica
- Sensibilidad de 105db/mW
- Respuesta en frecuencia de 8-25KHz
- Cordón de 1m
- Masa de 25g
- Entrada de 3.5mm

- Alta fidelidad
- Ergonómicos.
- Impedancia 50Ω

Como amplificador de todo el proyecto se utilizó el NE5532D de la marca TEXAS INSTRUMENTS, después de realizar una búsqueda y análisis de los amplificadores del mercado se encontraron los siguientes como aptos para el proyecto:

NE5536, LM833, AD825, NE5532, AD712, OP275, OPA2604, OPA2132, NJM2114.

Claro está que en el mercado existen dispositivos de mayor calidad, lo que se aprecia exponencialmente en su aumento de precio, pero en general los anteriormente seleccionados ofrecen agudos y medios más sólidos y fluidos, detalle óptimo tanto a niveles bajos como altos de tensión, sonido menos agresivo, más cálido y natural.

Tras analizar las fichas técnicas de cada uno de los amplificadores enlistados y después de oír los diferentes amplificadores operacionales, se determinó qué parámetros son importantes para la calidad de sonido y determinó cuál se ajusta más a las necesidades del proyecto. Los parámetros fueron los siguientes:

Distorsión Armónica Total (THD): Es una magnitud que representa la calidad de un amplificador ya que mide la cantidad de armónicos los cuales son no deseados y están presentes en la salida. Es decir si la señal de salida se parece mucho a la de entrada.

Esta es calculada aplicando a la entrada una señal de frecuencia y amplitud conocidas. Se suma la potencia de salida de todos los armónicos pero por lo general basta con los diez primeros ya que resultan ser los más significativos, después se divide la suma entre la potencia de salida de la frecuencia fundamental. El resultado se expresa en porcentaje o en decibeles.

En conclusión para la elección del amplificador más apto la THD debe ser lo más baja posible.

Tiempo de Retardo: Este parámetro está definido con base en la respuesta de una entrada escalón. Es el tiempo que se demora la señal de salida en ir desde 10% hasta el 90% de su valor final. Esto es bajo condiciones de pequeña señal y en lazo cerrado.

Su relación con el ancho de banda es el siguiente:

$$BW = \frac{0.35}{tr}$$

Por lo cual para nuestro proyecto debe ser lo más corto posible.

Ganancia en lazo abierto: Para trabajar con amplificadores operacionales reales es importante conocer que existe una diferencia entre la parte teórica y práctica, ya que de ello depende el comportamiento final del circuito diseñado. (Coughlin & Driscoll, 1999)

La diferencia más significativa es la ganancia de tensión en lazo abierto. Teóricamente el amplificador operacional ideal tiene una ganancia infinita, mientras que la real es finita y además disminuye a medida que aumenta la frecuencia en la cual se está trabajando.

Su expresión es la siguiente.

$$A_v = \frac{v_o}{v_i}$$

Usualmente se expresa en decibeles con la siguiente operación.

$$A_v|_{db} = 20\log A_v = 20\log \left(\frac{v_o}{v_i} \right)$$

A continuación se muestra una tabla comparativa en la cual se incluyeron los amplificadores operacionales más adecuados para el proyecto por sus características las cuales se enlistan en la tabla: AD825, NE5532, AD712, OP275, OPA2604, OPA2132, NJM2114.

Tabla 6.2.- Tabla comparativa de los principales amplificadores operacionales seleccionados para la construcción del estetoscopio electrónico.

Parámetros	AD825	NE5532	AD712	OP275	OPA2604	OPA2132	NJM2114	Efecto en la calidad de sonido
Amplitud de Banda con Ganancia Unitaria	41 MHz	10 MHz	3 MHz	9 MHz	20 MHz	8 MHz	15 MHz	La ganancia en esta frecuencia es unitaria por lo cual la distorsión del operacional es alta. Lo ideal es escoger alto este parámetro, para tener limpias las altas frecuencias.
Relación de Subida	125 V/us	9 V/uS	16 V/uS	22 V/uS	25 V/uS	20 V/uS	13 V/uS	Si se ve limitado este parámetro puede dar lugar a que los medios y agudos suenen agresivos a volumen alto.

Tiempo de Recuperación	80 ns	600 ns	1000 ns	200 ns	1000 ns	700 ns	600 ns	El Tiempo de Recuperación es el tiempo que necesita el operacional para seguir un transitorio en la señal.
THD @ 1 kHz	0,00012%	0,0003%	0,0003%	0,0006%	0,0003%	0,00008%	0,0005%	La THD es lo bastante baja en todos ellos como para que no se considere un factor importante.
THD @ 10 kHz	0,00014%	0,002%	0,002%	0,004%	0,002%	0,0002%	0,004%	Hay que observar que los que tienen el tiempo de subida más corto no tienen más distorsión a 10k Hz que a 1kHz. Esta es una gran ventaja.
Costo MNX	\$92.00	\$5.00	\$56.00	\$32.00	\$107.00	\$24.00	\$60.00	Precio estimado tomado de AG electrónica

Todos los amplificadores operacionales presentan características adecuadas para nuestro proyecto pero analizando cada uno de los puntos enlistados se obtuvo que la amplitud de banda con ganancia unitaria si bien debe ser alta para poder trabajar con frecuencias altas obtener nuestras frecuencias limpias, para el proyecto no se utilizan frecuencias mayores a los 1500Hz por lo cual es menos relevante este parámetro ya que todos lo cumplen adecuadamente. En la relación de subida lo más recomendable sería escoger un valor alto para no tener pérdidas en detalles, pero considerando las frecuencias manejadas, no existen cambios tan bruscos, por lo cual todos aplican de igual forma. El tiempo de recuperación si es demasiado lento, hay pérdida de detalle en los agudos por lo cual cuanto más bajo resulta mejor. La distorsión total armónica en todos los casos cumple de manera exitosa ya que son valores demasiado bajos y muy similares entre sí por lo cual no resulta un parámetro decisivo.

Por otra parte comparando precios los cuales fueron proporcionados por AG electrónica, es posible apreciar que solo existe un componente el cual tiene un precio sumamente bajo y es el amplificador operacional NE5532, ya que los demás varían su precio de manera sustancial afectando el objetivo del presente proyecto; es por este análisis que se optó por tomar como amplificador para este proyecto el NE5532. (Coughlin & Driscoll, 1999) (Schuler, 2002)

6.2. Etapa de acopamiento a la entrada de la señal.

A partir de este apartado el amplificador operacional resulta parte esencial del presente trabajo, por lo cual es indispensable realizar una introducción de sus características.

El amplificador operacional presenta una gran versatilidad y funcionalmente presente una forma simple de reemplazo a una gran variedad de configuraciones discretas.

El modelo ideal del amplificador operacional es la forma más simple de análisis que se puede realizar de estos dispositivos.

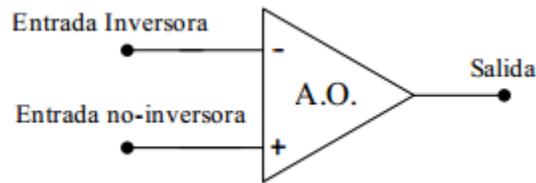


Figura 6.7.- Modelo ideal del amplificador operacional.

El dispositivo consta de dos entradas y una salida además cuenta con terminales para polarización y, en algunos casos, para compensaciones; éstos no se incluyen para mantener una visión simplificada. (Coughlin & Driscoll, 1999)

Las características funcionales que describen su comportamiento son:

- 1) Dispositivo analógico lineal.
- 2) Ganancia de tensión prácticamente infinita.
- 3) Una entrada inversora que produce en la terminal de salida una señal en contraste 180° respecto de la señal aplicada a la entrada.
- 4) Una entrada no-inversora que produce en la salida una señal en fase con aquella aplicada en la entrada.
- 5) Impedancia de salida casi nula.
- 6) Impedancias de entrada infinitas.

Las aplicaciones lineales utilizan el dispositivo retroalimentado en forma negativa para mantener su estabilidad con lo cual se tiene que una muestra de la señal de salida se retroalimenta hacia la entrada inversora, en estas condiciones el funcionamiento del amplificador operacional se resume en las llamadas reglas de oro, las cuales son:

- I.- La salida se ajusta automáticamente a un valor tal que hace nula la diferencia de voltaje entre ambas entradas; en consecuencia de asumir ganancia infinita, y demostrable en base a tal consideración.
- II.- No circula corriente por las entradas equivalente a la característica de impedancias infinitas en las entradas.

Para quitarles el carácter de dogmático a estas reglas se presenta su justificación matemática.

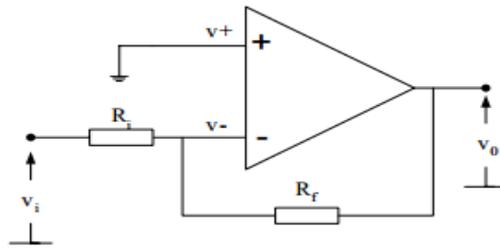


Figura 6.8.- Amplificador operacional elemental.

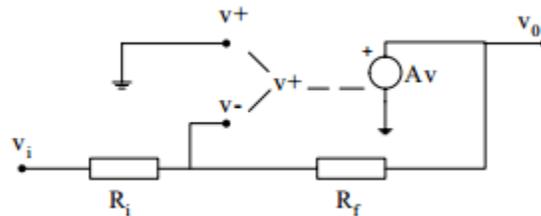


Figura 6.9.- Modelo de análisis del amplificador operacional.

Relaciones:

Siendo A la ganancia del amplificador operacional y v el voltaje diferencial de entrada tenemos que:

$$v_o = Av$$

El voltaje diferencial puede ser escrito según:

$$v = v^+ - v^-$$

$$v = 0 - \left[v_i + \frac{(v_o - v_i)R_i}{R_i + R_f} \right]$$

$$v = -v_i - \frac{(v_o - v_i)R_i}{R_i - R_f}$$

Así, el voltaje de salida, V_o estará dado por

$$v_o = -Av_i - A \frac{(v_o - v_i)R_i}{R_i - R_f}$$

$$\frac{v_o}{v_i} = -\frac{AR_f}{R_i + R_f + AR_i}$$

Si $A \rightarrow \infty, AR_i \gg R_i, R_f$. Ello implica que

$$\frac{v_o}{v_i} \approx -\frac{R_f}{R_i}$$

Además

$$v(R_i + R_f) = -v_i(R_i + R_f) - (v_o - v_i)R_i$$

$$v(R_i + R_f) = -v_i R_f - R_i \left(-\frac{R_f}{R_i} v_i \right)$$

$$v(R_i + R_f) = 0$$

$$v = 0$$

Después de enunciar las características más importantes del amplificador operacional y tomando en cuenta sus reglas de oro se optó por tomar la decisión de la etapa de acoplamiento a la entrada de la señal que la amplitud máxima que puede ser entregada por el micrófono es tan solo de 5 volts debido a que esa es la tensión con la cual se alimenta y tiene el objetivo de no saturar los amplificadores operacionales en las etapas de amplificación. (Holt, 1989)

Para no perder tensión debido a la diferencia de impedancias, ya que esto genera un divisor de tensión; fue factible y realmente necesario realizar el acoplamiento de ambas impedancias por lo cual una manera muy efectiva de hacerlo con la que la corriente sea constante fue por medio de un seguidor de tensión, el cual es muy económico de implementar y sencillo de realizar, presentando excelentes resultados.

El amplificador operacional en modo seguidor de tensión, tiene la particularidad de que la tensión de la señal de entrada, es igual a la tensión de salida, es decir, la señal de salida sigue a la de entrada, de ahí su nombre.

En esta configuración realmente lo que se desea es aprovechar las características de alta impedancia de entrada y baja de salida de los amplificadores operacionales. También en algunas ocasiones se puede utilizar como buffer ya que elimina los efectos de la carga conectada carga, pero su uso más común y el que se implementó en este caso fue el de adaptador de impedancias de diferentes etapas.

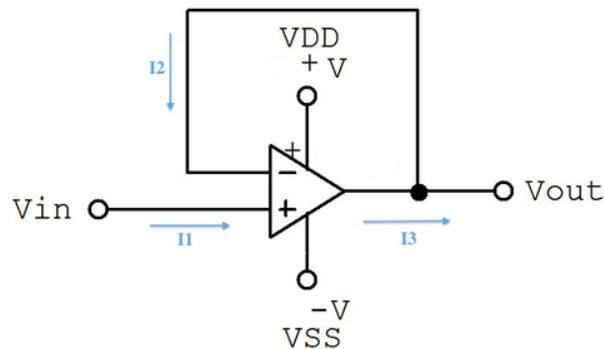


Figura 6.10.- Amplificador operacional en configuración seguidor de tensión.

Para demostrar lo anterior basta con realizar un análisis del circuito anterior en el cual se tienen identificadas cada una de las corrientes que actúan al tener polarizado nuestro circuito tanto positivamente como negativamente; aplicando el concepto de cortocircuito, tenemos que $I_1 = 0$ y la tensión en la entrada no-inversora es igual que la tensión de la entrada inversora, con lo que se puede afirmar que él $V_{in} = V_{out}$. También se puede decir que $I_2 = 0$, con lo cual se puede observar que la carga demandará la corriente únicamente por I_3 , permaneciendo aisladas la entrada y la salida del amplificador operacional. (Holt, 1989) (Boylestad & Nashelsky, 2003)

De manera más explícita tenemos que:

$$V_{in} = V_{out}$$

Con la afirmación anterior tenemos que este circuito es ideal para poder transmitir toda la tensión de salida del micrófono a la parte de filtros de nuestro circuito sin presentar ninguna pérdida de tensión idealmente, ya que no se genera por ningún motivo un divisor de voltaje, por lo cual es transmitida íntegramente la señal.

6.3. Etapa de pre-amplificación

En el circuito existen dos etapas de amplificación, la primera ocurre en la salida del micrófono y a la entrada del seguidor de tensión, y la segunda ocurre a la entrada del control de volumen y la salida conjunta de los filtros para las frecuencias tanto respiratorias como cardíacas.

En la primera etapa que se conoce como de pre-amplificación se tiene como parámetro los 5 volts de tensión como parámetro de entrada, así mismo cabe señalar que la tensión principal está fijada en los 12V tanto positivos como negativos por lo cual se tiene un rango de bastante amplio para la operación.

La pre-amplificación se basó en el doble para poder obtener como máximo 10V y debido a las caídas de tensión que se tienen no afecte el rendimiento de nuestro equipo. (Coughlin & Driscoll, 1999)

Para la primera etapa y la segunda se utilizó un amplificador en su configuración inversora la cual se describe a continuación.

- **Configuración Inversora.**

Dentro de las configuraciones diversas que se pueden obtener con el amplificador operacional una de las más simples es la inversora. Dada una señal analógica el amplificador inversor constituye el modo más simple de amplificar o atenuar la señal.

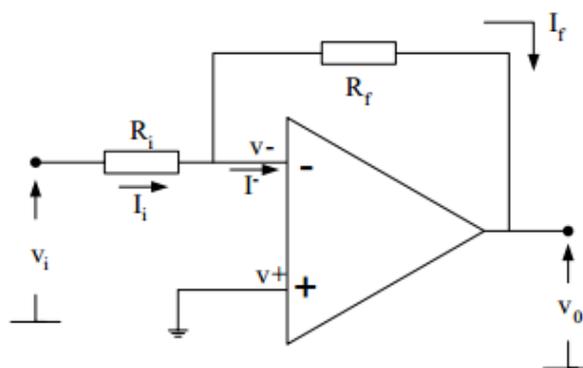


Figura 6.11.- Amplificador operacional en configuración inversora.

Anteriormente se ha hablado de las características del amplificador, una de ellas corresponde a la impedancia de entrada del dispositivo la cual es infinita, por lo cual no circulará corriente en el interior del amplificador operacional y las resistencias R_i y R_f estarán dispuestas en serie. Por encontrarse estas resistencias dispuestas en serie la corriente que atravesará ambas será la misma.

Planteándolo de manera matemática y aplicando el análisis del circuito tenemos que:

Si $v^+ = 0$, por regla de oro I también $v^- = 0$. De esta forma,

$$I_i = \frac{v_i}{R_i}$$

Por regla II, $I^- = 0$, entonces,

$$I_f = I_i$$

Así,

$$v_o = -I_f R_f$$

$$v_o = -I_i R_f$$

$$v_o = -\frac{v_i}{R_i} R_f$$

La ganancia de tensión será:

$$A_v = \frac{v_o}{v_i} = -\frac{R_f}{R_i}$$

La impedancia de entrada resulta

$$Z_i = \frac{v_i}{I_i} = R_i$$

El diseño resultará así extremadamente simple ya que la elección de R_i permite fijar la impedancia de entrada y la razón $-\frac{R_f}{R_i}$ permite ajustar la ganancia.

6.4. Etapa de filtrado

Para las etapas de filtrado se consideraron filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.

En la siguiente imagen se observa la topología del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.

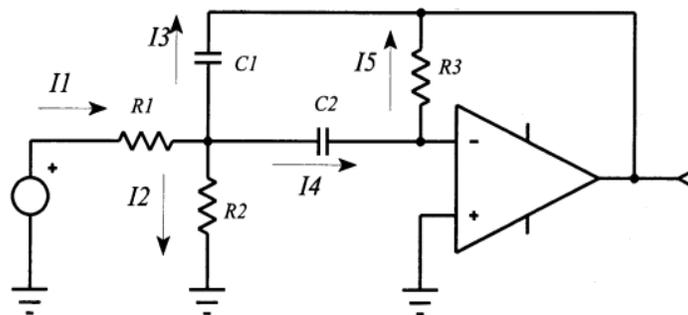


Figura 6.12.- Análisis de nodos del Filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.

Se consideró este tipo de filtro debido a que presenta las siguientes características:

El filtro activo de retroalimentación múltiple es un filtro paso de banda, sencillo y de buen funcionamiento, para Q de bajos a moderados, hasta de 10 aproximadamente.

En este circuito su retroalimentación tiene lugar a través de C_1 y de R_3 de ahí el nombre de retroalimentación múltiple.

R_1 y C_1 proporcionan la respuesta paso-bajo y R_3 con C_2 proporciona la maximización Q cerca de la frecuencia de corte.

R_2 se puede omitir pero se modifica el procedimiento de cálculo de los componentes. R_2 eleva la impedancia de entrada y ofrece una ganancia controlable de banda de paso.

A continuación se muestra la función de transferencia la cual se obtiene de los siguientes cálculos. (Boylestad & Nashelsky, 2003) (Coughlin & Driscoll, 1999)

$$\frac{v_o}{v_i} = \frac{-\frac{1}{R_1 C_1} S}{S^2 + s \left(\frac{1}{R_3 C_2} + \frac{1}{R_3 C_1} \right) + \frac{1}{R_3 C_1 C_2} \left(\frac{1}{R_1} + \frac{1}{R_2} \right)}$$

Donde por medio de análisis de nodos de la figura 6.12 se obtiene lo siguiente:

$$I_1 = I_2 + I_3 + I_4 \quad (1)$$

$$I_4 = I_5 \quad (2)$$

De donde

$$I_1 = \frac{V_i - V_1}{R_1} \quad (3)$$

$$I_2 = \frac{V_1}{R_2} \quad (4)$$

$$I_3 = (V_1 - V_o) S C_1 \quad (5)$$

$$I_4 = V_1 S C_2 \quad (6)$$

$$I_5 = -\frac{V_o}{R_3} \quad (7)$$

Sustituyendo en la primera ecuación del análisis de nodos 3,4,5,6,7 tenemos que:

$$\frac{V_i - V_1}{R_1} = \frac{V_1}{R_2} + (V_1 - V_o) S C_1 + V_1 S C_2 \quad (8)$$

De la segunda ecuación del análisis de nodos tenemos que:

$$V_1 S C_2 = -\frac{V_o}{R_3}$$

Despejando V1

$$V_1 = -\frac{V_o}{R_3 S C_2} \quad (9)$$

Sustituyendo 9 en 8

$$\frac{V_i + \frac{V_o}{R_3SC_2}}{R_1} = \frac{-\frac{V_o}{R_3SC_2}}{R_2} + \left(-\frac{V_o}{R_3SC_2} - V_o\right)SC_1 - \frac{V_o}{R_3SC_2}SC_2$$

$$V_i + \frac{V_o}{R_3SC_2} = R_1 \left[\frac{-\frac{V_o}{R_3SC_2}}{R_2} + \left(-\frac{V_o}{R_3SC_2} - V_o\right)SC_1 - \frac{V_o}{R_3SC_2}SC_2 \right]$$

$$V_i = R_1 \left[\frac{-\frac{V_o}{R_3SC_2}}{R_2} + \left(-\frac{V_o}{R_3SC_2} - V_o\right)SC_1 - \frac{V_o}{R_3SC_2}SC_2 \right] - \frac{V_o}{R_3SC_2}$$

$$V_i = -\frac{R_1V_o}{R_2R_3SC_2} - \frac{R_1V_oSC_1}{R_3SC_2} - R_1V_oSC_1 - \frac{R_1V_o}{R_3SC_2}SC_2 - \frac{V_o}{R_3SC_2}$$

$$\frac{V_i}{V_o} = -\frac{R_1}{R_2R_3SC_2} - \frac{R_1SC_1}{R_3SC_2} - R_1SC_1 - \frac{R_1}{R_3SC_2}SC_2 - \frac{1}{R_3SC_2}$$

$$\frac{V_i}{V_o} = \frac{-R_1 - R_2R_1SC_1 - R_2R_3R_1C_1C_2s^2 - R_1R_2SC_2 - R_2}{R_2R_3SC_2}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-R_2R_3SC_2}{R_1 + R_2R_1SC_1 + R_2R_3R_1C_1C_2s^2 + R_1R_2SC_2 + R_2}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-R_2R_3SC_2}{R_1 + R_2R_1(SC_1 + SC_2) + R_2R_3R_1C_1C_2s^2 + R_2}$$

Considerando $C_1=C_2=C$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-R_2R_3SC}{R_1 + 2R_2R_1SC + R_2R_3R_1C^2s^2 + R_2}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1 C} S}{s^2 + \frac{2}{R_3 C} S + \frac{1}{R_2 R_3 C^2} + \frac{1}{R_3 R_1 C^2}}$$

$$\frac{V_o}{V_i} = \frac{-\frac{1}{R_1 C} S}{s^2 + \frac{2}{R_3 C} S + \frac{R_1 + R_2}{R_1 R_2 R_3 C^2}}$$

Esta última es la ecuación resultante de todas las operaciones anteriores y además es la ecuación utilizada para hacer los cálculos de los filtros activos.

Donde cabe recordar que:

$$S = j(\omega_o) = j(2\pi f_o)$$

El factor de calidad Q o factor de selectividad es la relación entre la frecuencia central de paso-banda y las frecuencias de 3dB en un circuito paso-banda.

El factor de calidad en cada uno de los filtros fue elegido en un valor bajo, ya que la selectividad de las frecuencias no resulta ser tan imperativo, dado que los filtros diseñados no eliminan frecuencias de otros ruidos internos del cuerpo humano, además el factor de selectividad bajo ayuda a poder ampliar el ancho de banda y que la atenuación de las frecuencias sea más pequeña a medida que se alejan de la frecuencia central.

Su ecuación matemática está dada por la siguiente expresión.

$$Q = \frac{f_o}{f_2 - f_1} = \frac{\sqrt{f_1 f_2}}{f_2 - f_1}$$

Dónde:

- f_o = frecuencia resonancia
- f_1 = frecuencia inferior de 3 dB
- f_2 = frecuencia superior de 3 dB

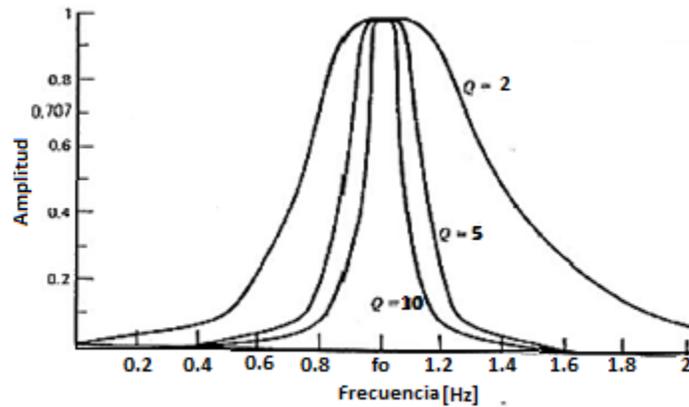


Figura 6.13.- Relación entre la frecuencia y el factor de calidad.

En la gráfica de la figura 6.13 es posible apreciar que a medida de se selecciona una Q menor la curva tiene un ancho de banda más grande y se convierte menos selectiva, permitiendo que se puedan obtener valores más dispersos de la frecuencia de resonancia; a diferencia de que si se escogen valores de Q muy cercanos a 10 la curva se vuelve muy selectiva disminuyendo su ancho de banda.

Cabe señalar que la amplitud máxima en la frecuencia de resonancia se mantiene independientemente de la Q seleccionada. (Coughlin & Driscoll, 1999)

Para el cálculo de los filtros se optó por hacer uso de una herramienta tecnológica muy útil. En este caso se utilizó el programa FILTERPRO desarrollado por la compañía TEXAS-INSTRUMENTS, el cual permite realizar el cálculo de los filtros deseados en base a las frecuencias de corte, así como la frecuencia de resonancia. Así mismo se puede escoger la Q que más convenga en dependencia de las frecuencias seleccionadas, así como el grado del filtro para poderlo hacer más selectivo o en su caso que se acople más a los datos que se investigaron.

Por otra parte se realizó el cálculo de los filtros como un proceso de corroboración de los datos arrojados del programa, encontrándose resultados idénticos por lo cual el programa ofrece la confiabilidad de utilizarlo.

Para el cálculo de los filtros se tomaron los siguientes puntos importantes.

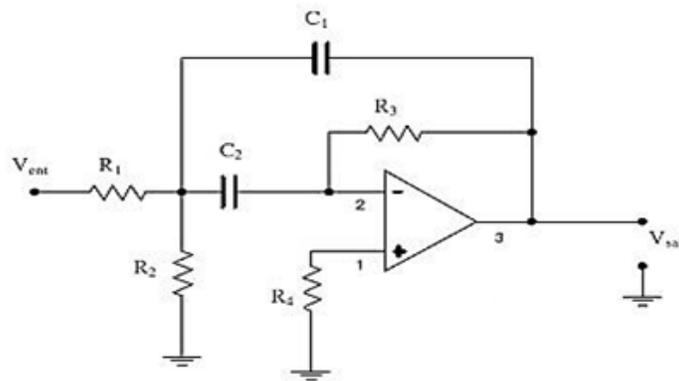


Figura 6.14.- Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.

C_1 y R_3 forman la retroalimentación y la maximización cerca de $f_0(Q)$

C_1 y R_1 proporcionan la respuesta Pasa baja.

C_2 y R_3 proporcionan la respuesta pasa alta.

R_2 eleva la R_{ent} y ofrece una ganancia controlable de banda de paso.

Ajustes:

Variar f_0 ajustando $C_1 = C_2$ o R_1 y R_2 simultáneamente.

Ajustar Q variando la razón R_3/R_1 manteniendo constante el producto $R_1 \cdot R_3$

Ajustar la ganancia con R_2 .

Tabla 6.3.- Procedimiento de cálculo de un filtro activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora.

Procedimiento de Cálculo

1.- Seleccionar f_1 y f_2 .

2.-Calcular f_0 y Q aplicando:

$$f_0 = \sqrt{f_1 f_2}$$

$$Q = \frac{f_o}{f_2 - f_1}$$

3.- Si $Q < 15$, seleccionar la ganancia banda de paso deseado $A_p < 2Q^2$.

4.-Elegir $C_1 = C_2 = C$

5.-Calcular las resistencias R_1 , R_2 y R_3 :

$$R_1 = \frac{Q}{2\pi f_o C A_p}$$

$$R_2 = \frac{Q}{2\pi f_o C (2Q^2 - A_p)}$$

$$R_3 = \frac{2Q}{2\pi f_o C}$$

6.-Verificar la ganancia de paso A_p

$$A_p = \frac{R_3}{2R_1}$$

7.-Seleccionar resistencias comerciales.

8.-Realizar los ajustes necesarios en dependencia de los resultados obtenidos.

VENTAJAS:

Estabilidad

Baja impedancia de salida

Facilidad de ajuste de frecuencia

Pocos componentes

DESVENTAJAS:

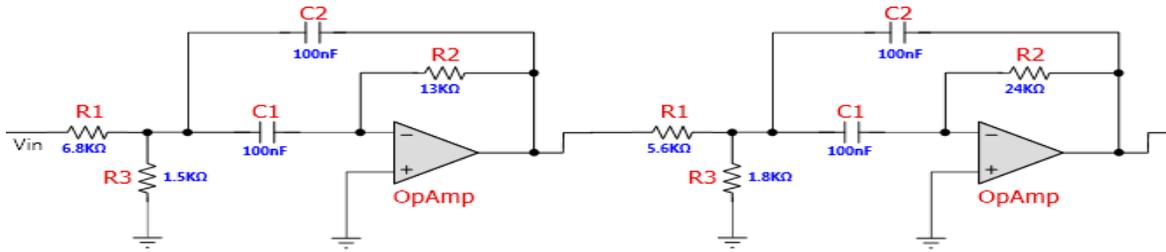
Máximo valor de $Q_0=10$

En concreto se diseñaron 6 filtros para las afecciones más comunes e importantes para su diagnóstico, todo esto basándose en los puntos que se tocaron anteriormente.

Se utilizó el programa FilterPro para su desarrollo implementando la teoría y necesidades descritas del proyecto. Los parámetros que se utilizaron para cada filtro se enlistan como encabezados, así como los resultados que se obtuvieron por parte del programa.

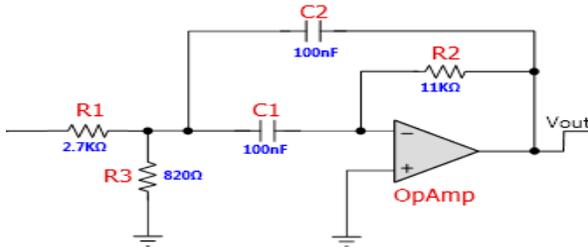
Tabla 6.4.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para ruidos pulmonares.

Nombre del Filtro	Filtro para ruidos pulmonares	$f_H = 550\text{Hz}$ $f_L = 250\text{Hz}$ $BW = f_H - f_L$ $BW = 300\text{Hz}$ $f_o = \frac{f_H - f_L}{2} + f_L$ $f_o = 400\text{Hz}$ $G = 0\text{dB}$
Topología	Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora	
Orden	6	
Etapas	3	
Ganancia	Unitaria	
Frecuencia central	400Hz	
Banda de paso	300Hz	
Fase lineal	0.5°	
Atenuación de la frecuencial de corte	-3dB	

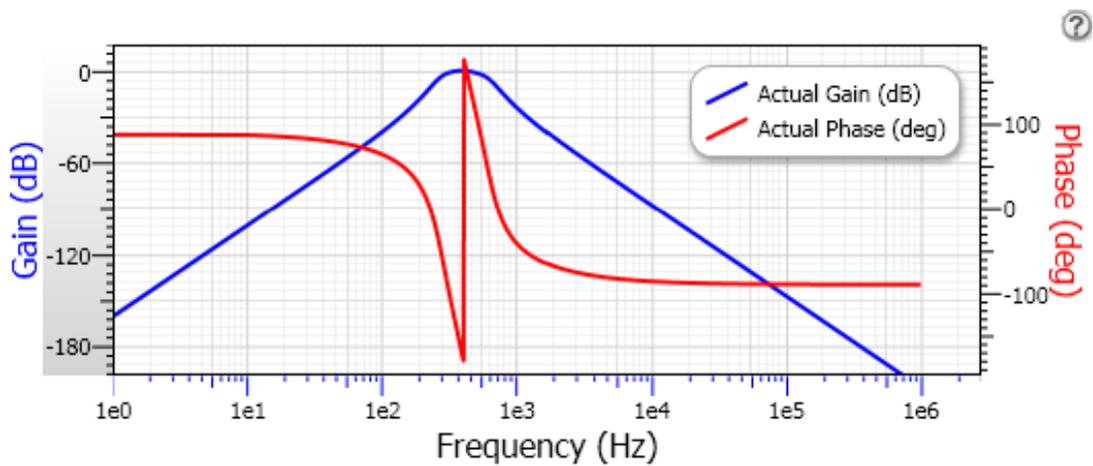


Filter Stage: 1
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 400 Hz
 QualityFactor (Q): 1.615
 Passband BW. (BW): 247.71 Hz
 Filter Response: LinearPhase_05
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 64.6 kHz

Filter Stage: 2
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 261.692 Hz
 QualityFactor (Q): 2.088
 Passband BW. (BW): 125.328 Hz
 Filter Response: LinearPhase_05
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 54.6413 kHz



Filter Stage: 3
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 611.406 Hz
 QualityFactor (Q): 2.088
 Passband BW. (BW): 292.812 Hz
 Filter Response: LinearPhase_05
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 127.6616 kHz



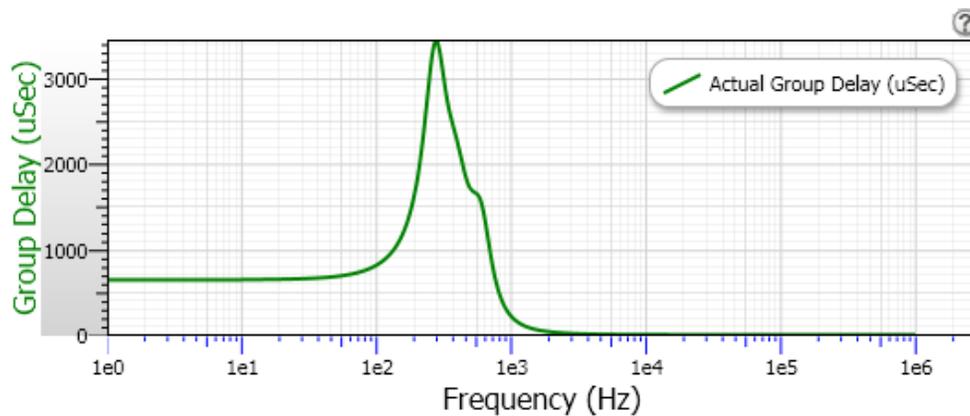


Figura 6.15.- Reporte de FilterPro ruidos pulmonares.

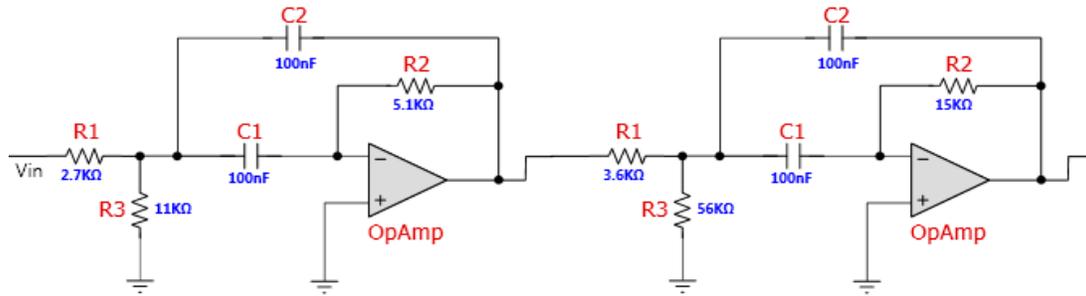
Tabla 6.5.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para ruidos pulmonares.

Nombre	Cantidad	Tipo	Valor	Tolerancia	Descripción
R1 (Etapa 1)	1	Estándar	6.8KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 1)	1	Estándar	13KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 1)	1	Estándar	1.5KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 1)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 1)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 1)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 2)	1	Estándar	5.6KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 2)	1	Estándar	24KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 2)	1	Estándar	1.8KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 2)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 2)	1	Estándar	100nF	Exactitud:	Capacitor

				0%	
Amplificador Operacional (Etapa 2)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 3)	1	Estándar	2.7KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 3)	1	Estándar	11KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 3)	1	Estándar	820Ohms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 3)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 3)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 3)	1	Estándar			CI NE5532

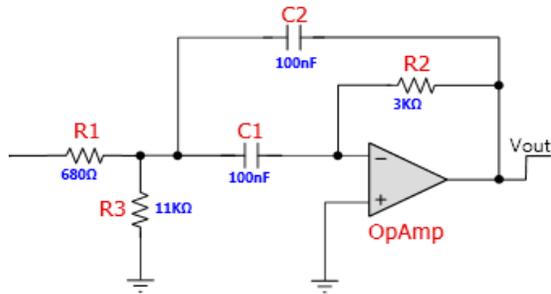
Tabla 6.6.- Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para ruidos pulmonares anormales.

Nombre del Filtro	Filtro para ruidos pulmonares anormales	
Topología	Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora	$f_H = 825Hz$ $f_L = 175Hz$ $BW = f_H - f_L$ $BW = 650Hz$ $f_o = \frac{f_H - f_L}{2} + f_L$ $f_o = 500Hz$ $G = 0dB$
Orden	6	
Etapas	3	
Ganancia	Unitaria	
Frecuencia central	500Hz	
Banda de paso	650Hz	
Fase lineal	0.5°	
Atenuación de la frecuencial de corte	-3dB	

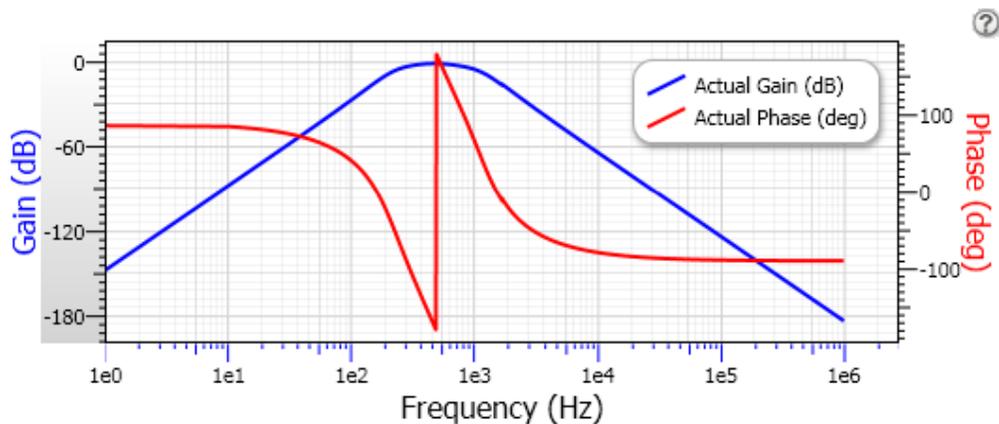


Filter Stage: 1
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 500 Hz
 QualityFactor (Q): 0.787
 Passband BW. (BW): 635.44 Hz
 Filter Response: Gaussian6dB
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 39.35 kHz

Filter Stage: 2
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 223.169 Hz
 QualityFactor (Q): 1.074
 Passband BW. (BW): 207.797 Hz
 Filter Response: Gaussian6dB
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 23.9684 kHz



Filter Stage: 3
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 1.1202 kHz
 QualityFactor (Q): 1.074
 Passband BW. (BW): 1.0431 kHz
 Filter Response: Gaussian6dB
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 120.3123 kHz



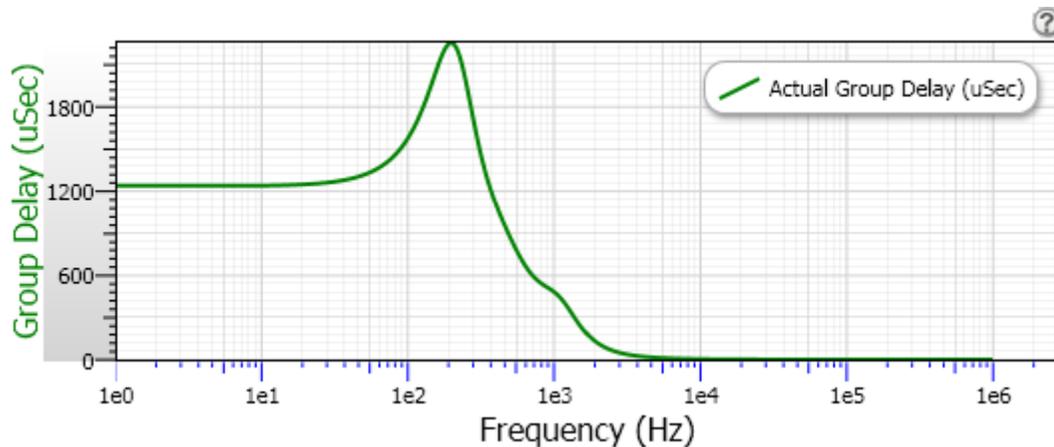


Figura 6.16.- Reporte de FilterPro ruidos pulmonares anormales.

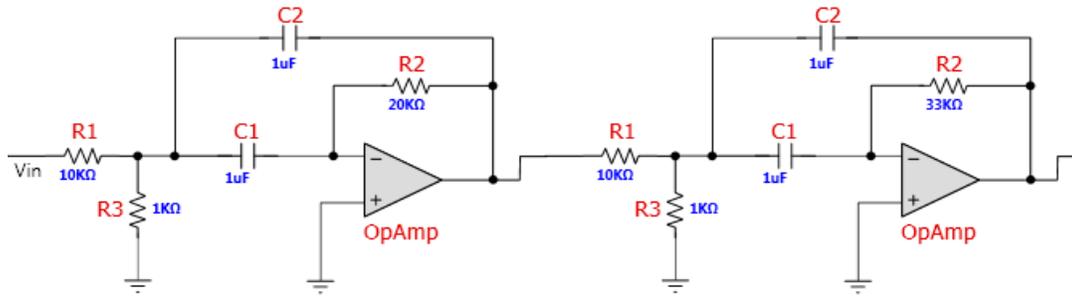
Tabla 6.7.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para ruidos pulmonares anormales.

Nombre	Cantidad	Tipo	Valor	Tolerancia	Descripción
R1 (Etapa 1)	1	Estándar	2.7KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 1)	1	Estándar	5.1KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 1)	1	Estándar	11KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 1)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 1)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 1)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 2)	1	Estándar	3.6KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 2)	1	Estándar	15KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 2)	1	Estándar	56KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 2)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 2)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador	1	Estándar			CI NE5532

Operacional (Etapa 2)						
R1 (Etapa 3)	1	Estándar	680Ohms	E24: 5%	Resistor	
R2 (Etapa 3)	1	Estándar	3KOhms	E24: 5%	Resistor	
R3 (Etapa 3)	1	Estándar	11KOhms	E24: 5%	Resistor	
C1 (Etapa 3)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor	
C2 (Etapa 3)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor	
Amplificador	1	Estándar			CI NE5532	
Operacional (Etapa 3)						

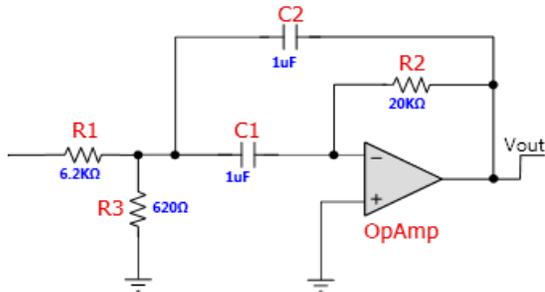
Tabla 6.8.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para el primer ruido cardiaco.

Nombre del Filtro	Filtro para primer ruido cardiaco	
Topología	Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora	$f_H = 45Hz$ $f_L = 30Hz$ $BW = f_H - f_L$ $BW = 15Hz$
Orden	6	
Etapas	3	
Ganancia	Unitaria	
Frecuencia central	37.5Hz	$f_o = \frac{f_H - f_L}{2} + f_L$
Banda de paso	15Hz	
Fase lineal	0.5°	$f_o = 37.5Hz$
Atenuación de la frecuencial de corte	-3dB	$G = 0dB$

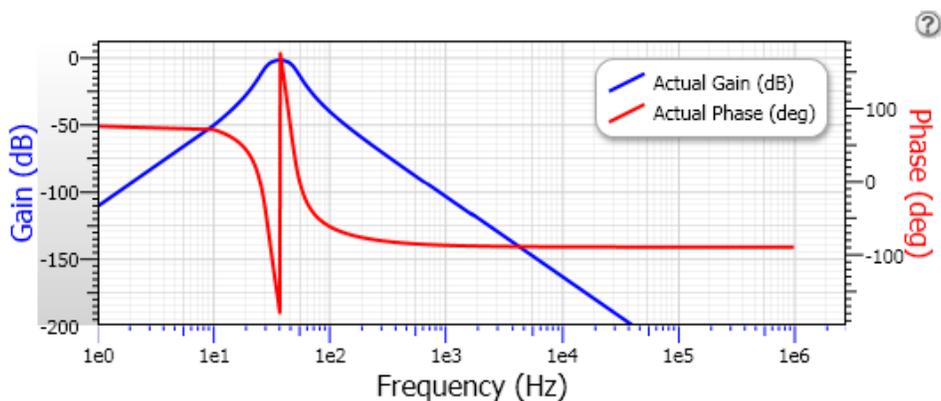


Filter Stage: 1
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 37.5 Hz
 QualityFactor (Q): 2.39
 Passband BW. (BW): 15.689 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 8.9625 kHz

Filter Stage: 2
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 30.219 Hz
 QualityFactor (Q): 2.996
 Passband BW. (BW): 10.088 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 9.0536 kHz



Filter Stage: 3
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 46.535 Hz
 QualityFactor (Q): 2.996
 Passband BW. (BW): 15.535 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 13.9419 kHz



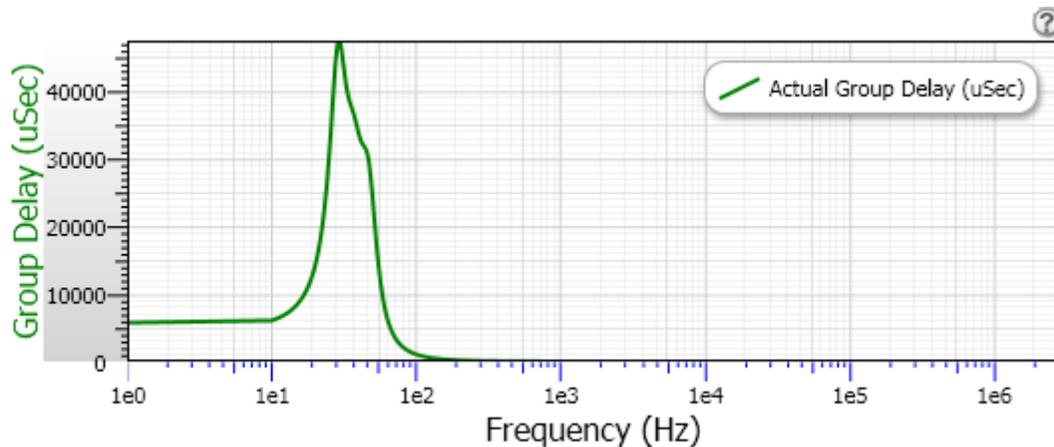


Figura 6.17.- Reporte de FilterPro primer ruido cardiaco.

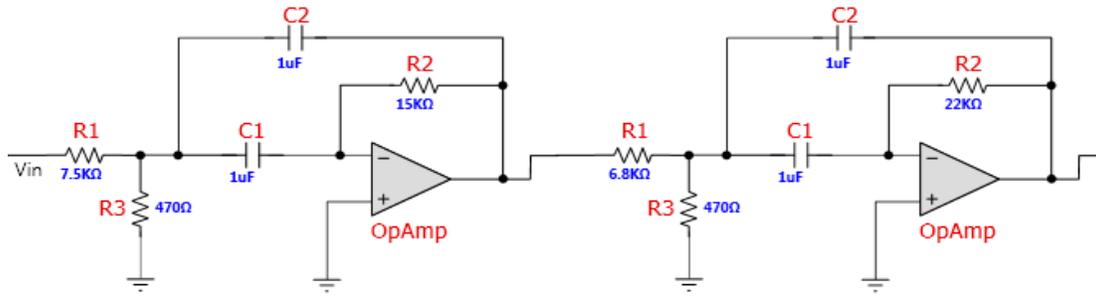
Tabla 6.9.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro del primer ruido cardiaco.

Nombre	Cantidad	Tipo	Valor	Tolerancia	Descripción
R1 (Etapa 1)	1	Estándar	10KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 1)	1	Estándar	20KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 1)	1	Estándar	1KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 1)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 1)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 1)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 2)	1	Estándar	10KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 2)	1	Estándar	33KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 2)	1	Estándar	1KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 2)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 2)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional	1	Estándar			CI NE5532

(Etapa 2)					
R1 (Etapa 3)	1	Estándar	6.2KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 3)	1	Estándar	20KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 3)	1	Estándar	620Ohms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 3)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 3)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 3)	1	Estándar			CI NE5532

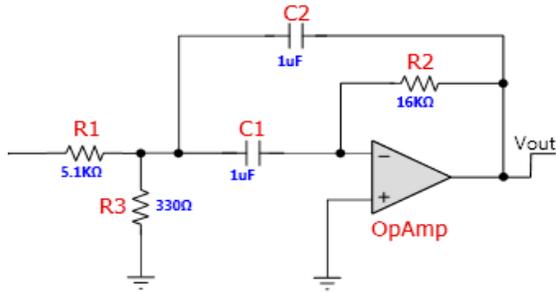
Tabla 6.10.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para el segundo ruido cardiaco.

Nombre del Filtro	Filtro para segundo ruido cardiaco	
Topología	Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora	$f_H = 70Hz$ $f_L = 50Hz$ $BW = f_H - f_L$
Orden	6	
Etapas	3	$BW = 20Hz$
Ganancia	Unitaria	
Frecuencia central	60Hz	$f_o = \frac{f_H - f_L}{2} + f_L$
Banda de paso	20Hz	
Fase linear	0.5°	$f_o = 60Hz$
Atenuación de la frecuencial de corte	-3dB	$G = 0dB$

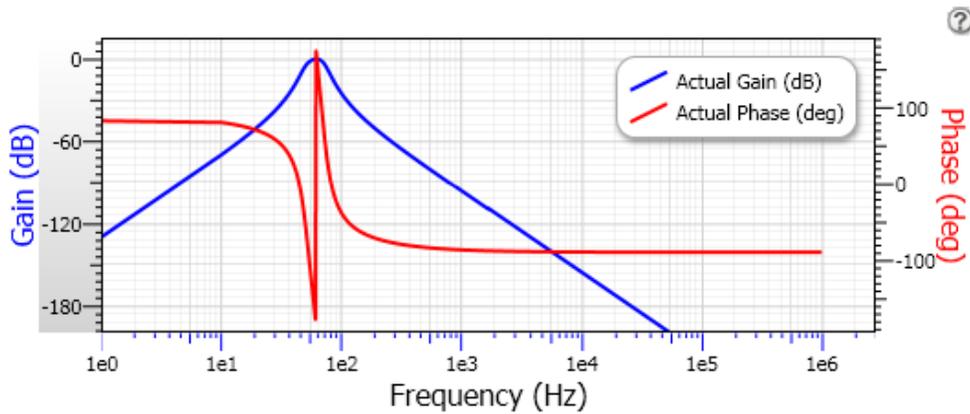


Filter Stage: 1
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (f0): 60 Hz
 QualityFactor (Q): 2.868
 Passband BW. (BW): 20.918 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 17.208 kHz

Filter Stage: 2
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (f0): 50.138 Hz
 QualityFactor (Q): 3.569
 Passband BW. (BW): 14.047 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 17.8943 kHz



Filter Stage: 3
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (f0): 71.802 Hz
 QualityFactor (Q): 3.569
 Passband BW. (BW): 20.117 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 25.6261 kHz



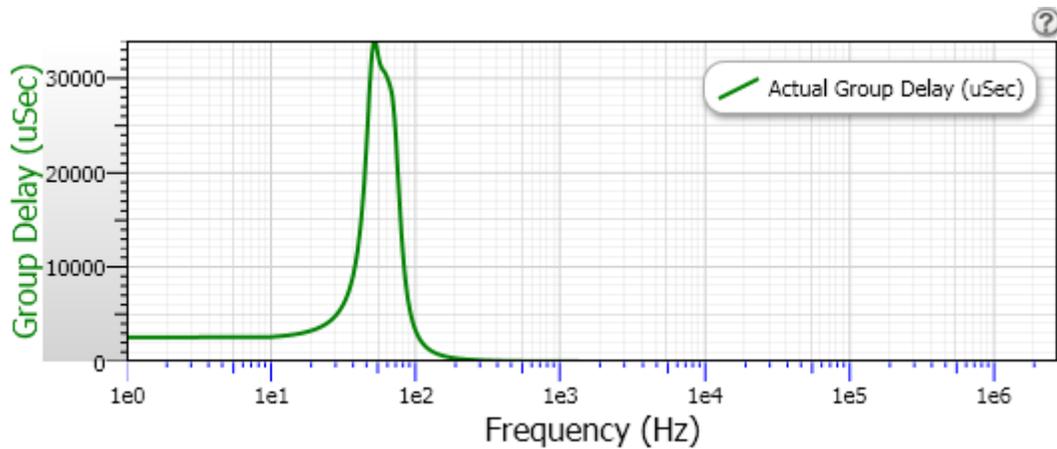


Figura 6.18.- Reporte de FilterPro segundo ruido cardiaco.

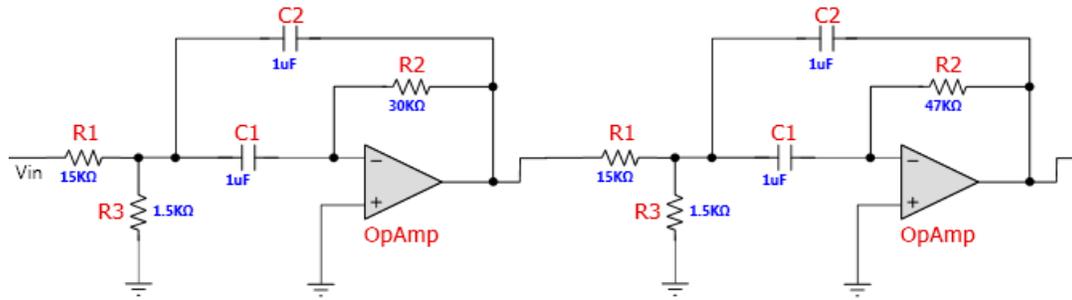
Tabla 6.11.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para el segundo ruido cardiaco.

Nombre	Cantidad	Tipo	Valor	Tolerancia	Descripción
R1 (Etapa 1)	1	Estándar	7.5KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 1)	1	Estándar	15KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 1)	1	Estándar	470Ohms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 1)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 1)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 1)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 2)	1	Estándar	6.8KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 2)	1	Estándar	22KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 2)	1	Estándar	470Ohms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 2)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 2)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor

Amplificador Operacional (Etapa 2)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 3)	1	Estándar	5.1KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 3)	1	Estándar	16KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 3)	1	Estándar	330Ohms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 3)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 3)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 3)	1	Estándar			CI NE5532

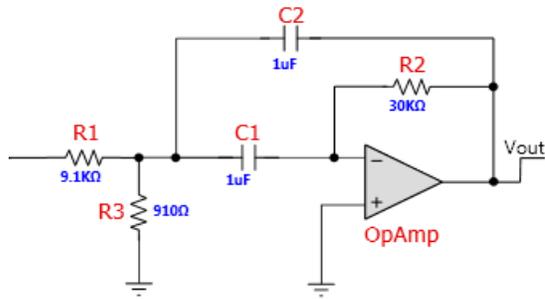
Tabla 6.12.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para el tercer ruido cardiaco.

Nombre del Filtro	Filtro para tercer ruido cardiaco	$f_H = 30Hz$ $f_L = 20Hz$ $BW = f_H - f_L$ $BW = 10Hz$ $f_o = \frac{f_H - f_L}{2} + f_L$ $f_o = 25Hz$ $G = 0dB$
Topología	Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora	
Orden	6	
Etapas	3	
Ganancia	Unitaria	
Frecuencia central	25Hz	
Banda de paso	10Hz	
Fase linear	0.5°	
Atenuación de la frecuencial de corte	-3dB	

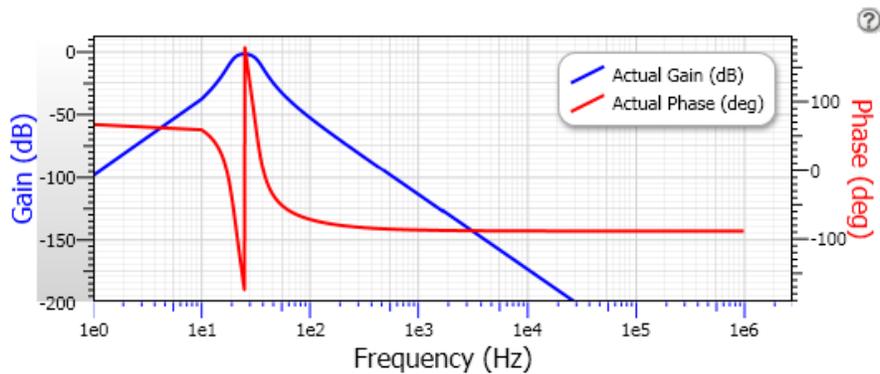


Filter Stage: 1
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 25 Hz
 QualityFactor (Q): 2.39
 Passband BW. (BW): 10.459 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 5.975 kHz

Filter Stage: 2
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 20.146 Hz
 QualityFactor (Q): 2.996
 Passband BW. (BW): 6.725 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 6.0357 kHz



Filter Stage: 3
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 31.024 Hz
 QualityFactor (Q): 2.996
 Passband BW. (BW): 10.357 Hz
 Filter Response: LinearPhase_005
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 9.2948 kHz



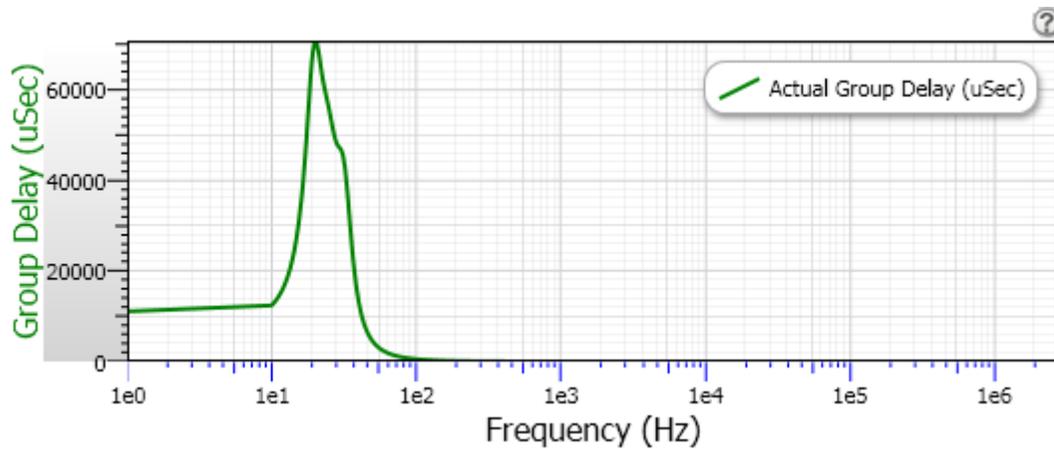


Figura 6.19.- Reporte de FilterPro tercer ruido cardiaco.

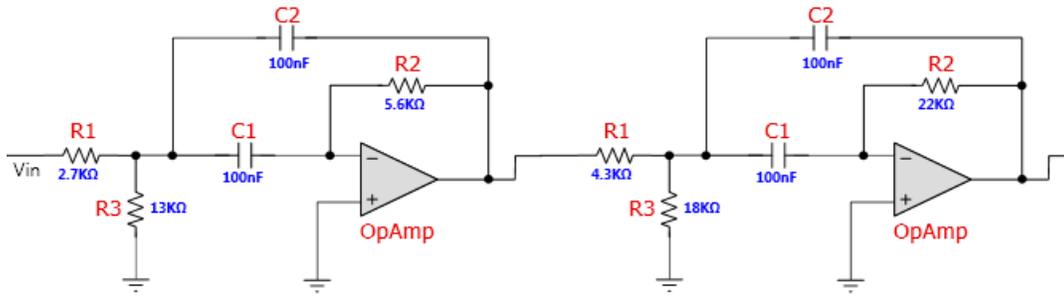
Tabla 6.13.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para el tercer ruido cardiaco.

Nombre	Cantidad	Tipo	Valor	Tolerancia	Descripción
R1 (Etapa 1)	1	Estándar	15KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 1)	1	Estándar	30KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 1)	1	Estándar	1.5KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 1)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 1)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 1)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 2)	1	Estándar	15KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 2)	1	Estándar	47KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 2)	1	Estándar	1.5KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 2)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 2)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor

Amplificador Operacional (Etapa 2)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 3)	1	Estándar	9.1KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 3)	1	Estándar	30KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 3)	1	Estándar	910Ohms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 3)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 3)	1	Estándar	1uF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 3)	1	Estándar			CI NE5532

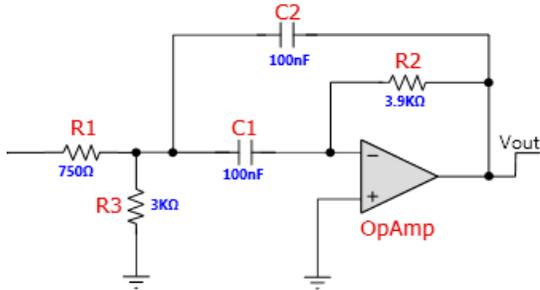
Tabla 6.14.- Parámetros de diseño del filtro activo pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora para soplo cardiaco.

Nombre del Filtro	Filtro para soplo cardiaco	
Topología	Filtros activos pasa-banda con retroalimentación múltiple en configuración inversora	$f_H = 100Hz$ $f_L = 800Hz$ $BW = f_H - f_L$ $BW = 700Hz$ $f_o = \frac{f_H - f_L}{2} + f_L$ $f_o = 450Hz$ $G = 0dB$
Orden	6	
Etapas	3	
Ganancia	Unitaria	
Frecuencia central	450Hz	
Banda de paso	700Hz	
Fase linear	0.5°	
Atenuación de la frecuencial de corte	-3dB	

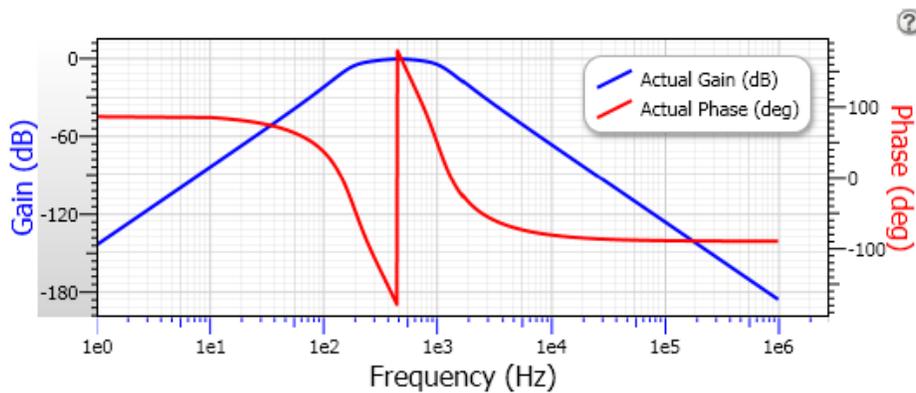


Filter Stage: 1
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 450 Hz
 QualityFactor (Q): 0.779
 Passband BW. (BW): 577.99 Hz
 Filter Response: LinearPhase_05
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 35.055 kHz

Filter Stage: 2
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 192.253 Hz
 QualityFactor (Q): 1.277
 Passband BW. (BW): 150.594 Hz
 Filter Response: LinearPhase_05
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 24.5507 kHz



Filter Stage: 3
 Passband Gain(Ao) : 1
 Center Frequency (fo): 1.0533 kHz
 QualityFactor (Q): 1.277
 Passband BW. (BW): 825.066 Hz
 Filter Response: LinearPhase_05
 Circuit Topology: MultipleFeedback
 Min GBW reqd.: 134.5065 kHz



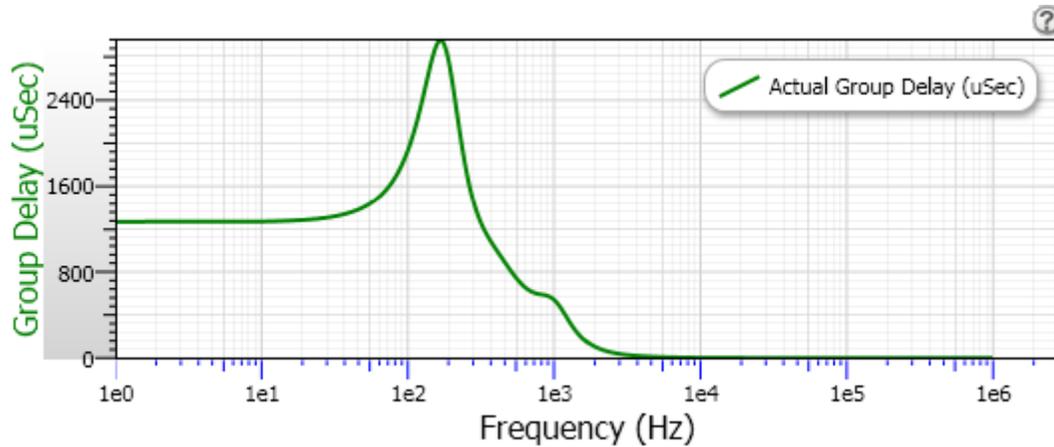


Figura 6.20.- Reporte de FilterPro soplo cardiaco.

Tabla 6.15.- Componentes electrónicos utilizados para la construcción del filtro para soplo cardiaco.

Nombre	Cantidad	Tipo	Valor	Tolerancia	Descripción
R1 (Etapa 1)	1	Estándar	2.7KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 1)	1	Estándar	5.6KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 1)	1	Estándar	13KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 1)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 1)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 1)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 2)	1	Estándar	4.3KOhms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 2)	1	Estándar	22KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 2)	1	Estándar	18KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 2)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 2)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor

Amplificador Operacional (Etapa 2)	1	Estándar			CI NE5532
R1 (Etapa 3)	1	Estándar	750Ohms	E24: 5%	Resistor
R2 (Etapa 3)	1	Estándar	3.9KOhms	E24: 5%	Resistor
R3 (Etapa 3)	1	Estándar	3KOhms	E24: 5%	Resistor
C1 (Etapa 3)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
C2 (Etapa 3)	1	Estándar	100nF	Exactitud: 0%	Capacitor
Amplificador Operacional (Etapa 3)	1	Estándar			CI NE5532

6.5. Etapa de amplificación.

En la segunda etapa a la que se denomina etapa de amplificación de la misma manera que la primera etapa que se describe como pre-amplificación se diseñó con en el doble de ganancia para que a pesar de las caídas de tensión debido a que no es un sistema ideal, no se sobrepasara el rango de alimentación y por lo tanto la saturación del amplificador, lo cual daría una pérdida de información.

Como se describió anteriormente se utilizó un amplificador operacional en su etapa inversora, para realizar la amplificación.

6.6. Etapa de control de volumen.

Es importante poder controlar el volumen del estetoscopio, dado que como se menciona con anterioridad, en dependencia de la edad del personal que use el equipo, así como su salud auditiva, cada individuo tendrá ciertas características que le hagan tener una agudeza audible

diferente. Con este simple circuito se hace el control de volumen ya sea en aumento o en decremento.

Aunado a esto el circuito permite reemplazar los clásicos potenciómetros usados para controlar el volumen en los amplificadores de audio y ofreciendo la ventaja extraordinaria de eliminar el ruido que los mismos potenciómetros analógicos incluían a la señal.

El circuito se basa en el integrado DS1669 fabricado por la empresa Dalas, el cual viene contenido en un encapsulado tipo DIP de 8 pines. Este integrado es un potenciómetro digital de 10K. Su precio es de \$61.00 pesos mexicanos en la casa de electrónica AG electrónica. Una de las grandes ventajas de este potenciómetro digital es que la resistencia de salida puede ir desde los 0Ω hasta el valor máximo de $10k\Omega$, pasando por 64 puntos intermedios. Es decir cada vez que se incrementa o decrementa el valor de la resistencia, esta va cambia en $\frac{1}{64}\Omega$ de la resistencia máxima.

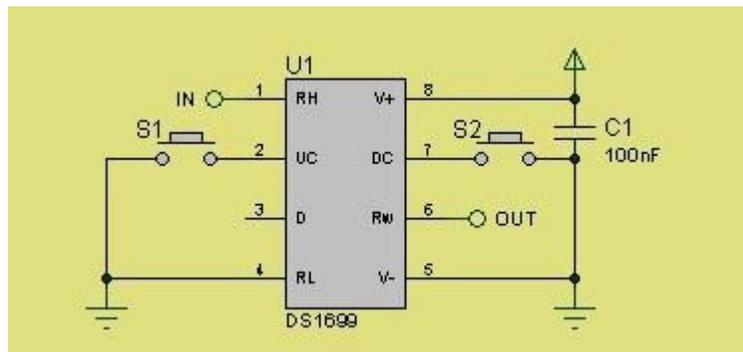


Figura 6.21.- Esquema de conexiones del integrado DS1669 fabricado por la empresa Dalas.

El circuito se polariza por el pin 8 con una tensión de entre 4,5V y 8V. La tensión sobre el potenciómetro no puede superar en más de 0,5V a la tensión de alimentación, y la corriente máxima que admite es de 1mA, así mismo el potenciómetro digital se encuentra conectado internamente entre los extremos 1 y 6. Para que el circuito funcione correctamente es indispensable utilizar dos switch, en este caso dos push button normalmente abiertos para realizar el incremento y decremento del volumen; los push deben ser conectados como se

ilustra en el esquema superior, al presionar el pulsador S1 el valor de resistencia aumenta por lo cual baja el volumen, y pulsando S2 disminuye la resistencia y aumenta el volumen.

El integrado tiene incorporado una memoria no volátil tipo EEPROM donde guarda la posición del potenciómetro. Cuando el equipo se apaga, mantiene almacenada su posición para que una vez encendido, se inicie con el mismo nivel de volumen que tenía al apagarse.

El capacitor C1 es de desacople para filtrar los posibles ruidos de la fuente alimentación, por lo tanto debe estar lo más cerca posible del integrado.

Las características por las cuales se escogió para el presente trabajo son las siguientes:

- Sustituye resistencias variables analógicas.
- Amplio rango de tensión de entrada diferencial entre 4,5V y 8 V.
- Posición del potenciómetro inamovible en ausencia de la alimentación.
- Alternativa de bajo costo frente a los controles mecánicos.
- Disponibilidad.
- El valor de la resistencia.

6.7. Etapa de acoplamiento a la salida de la señal

Para la etapa de acoplamiento a la salida se utilizó el mismo circuito planteado para el acoplamiento a la entrada. Este circuito fue colocado a la salida del control de volumen para de igual manera no tener un divisor de tensión con la salida al Jack que conecta a los audífonos.

Capítulo 7

7. Construcción del estetoscopio electrónico

La construcción total del estetoscopio electrónico se dio tomando en cuenta los parámetros, componentes y cálculos realizados, los cuales se describieron anteriormente; en primer lugar se realizó el diseño del circuito en el software Eagle 6.4.0 debido a la calidad y facilidad de uso, en segundo lugar se crearon las placas PCB transformando el schematic en componentes físicos y colocando uno de los componentes para lograr el mínimo espacio posibles, así como número de vías; finalmente se procedió a imprimir el diseño de las placas PCB, para realizar su transferencia a las tarjetas fenólicas y después de un tratamiento químico retirar el exceso de cobre para terminar perforando y soldando los elementos necesarios.

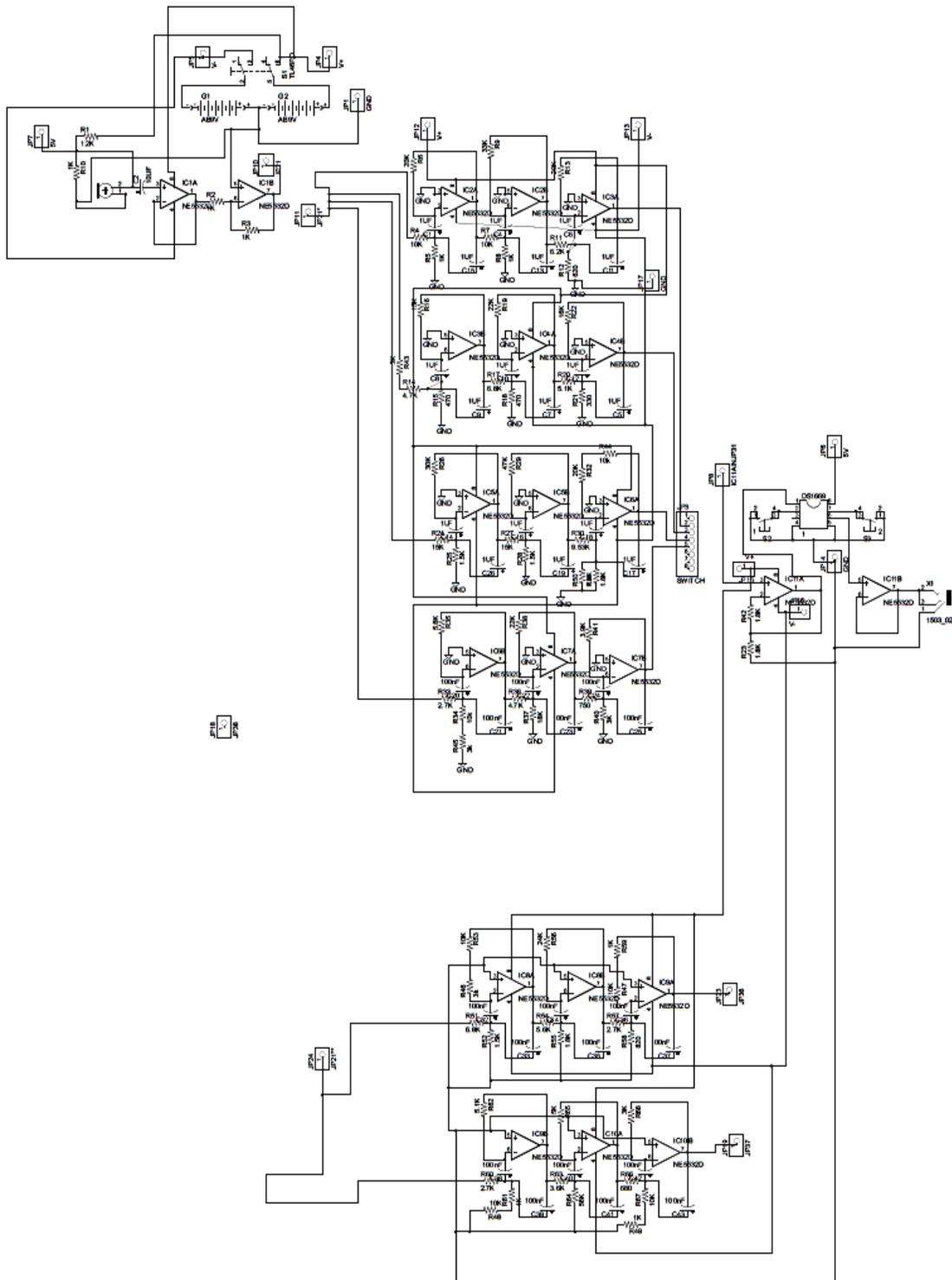


Figura 7.1.- Schematic del diseño del estetoscopio electrónico.

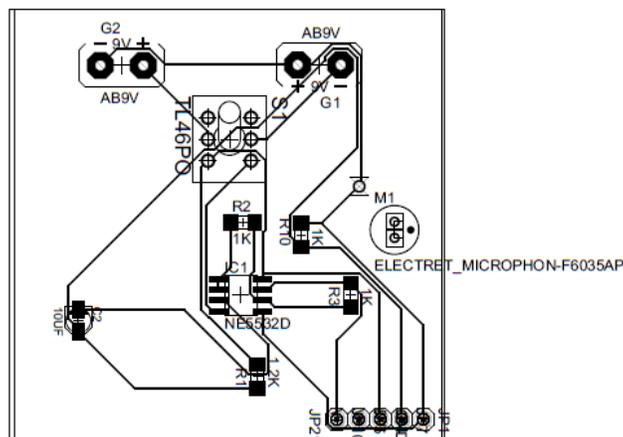
7.1. Diseño de la placa PCB en montaje superficial

El circuito una vez que fue diseñado en el software Eagle se procedió a realizar el diseño de las placas PCB para montaje superficial. Para ahorrar espacio e intentando que el circuito fuera lo menos estorboso para el usuario del equipo se optó por realizar todo el diseño del circuito en tres placas PCB, a manera de sándwich, quedando una frente a la otra.

El acomodo de componente se hizo intentando que quedasen lo más juntos posible para ahorrar espacio, así mismo se hizo lo posible para evitar las vías entre placas, que no son más que orificios por los cuales se comunican los componentes, estos mismo fueron resultado de minimizar los espacios muertos y realizar el proyecto en placas de doble cara. La forma en que se diseñaron todas las placas fue de manera cuadrada con las medidas de 5.5cm x 5.5cm.

El preliminar que se obtuvo de las placas fue el siguiente.

Vista TOP



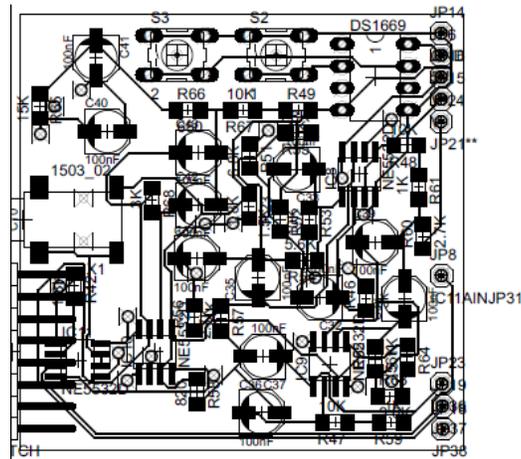
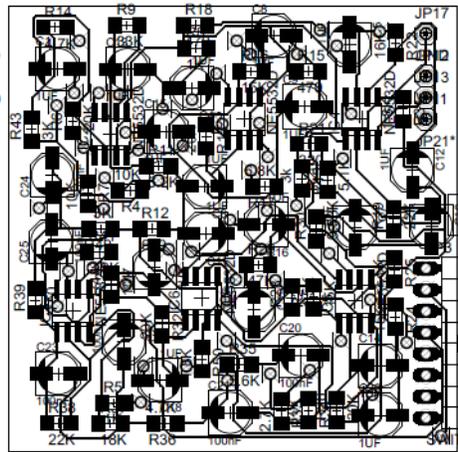
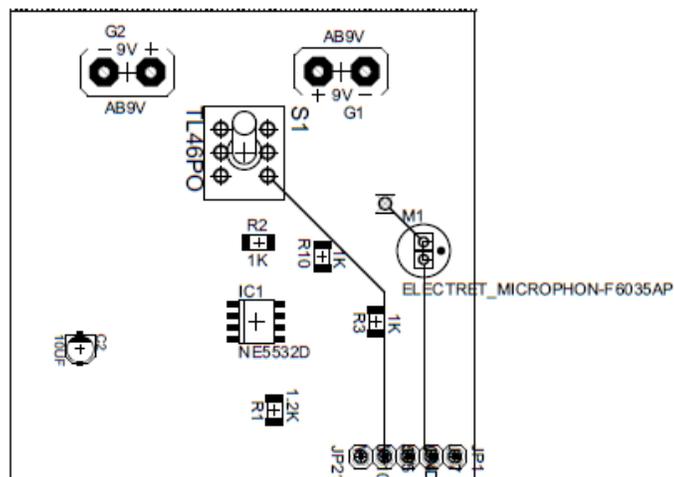


Figura 7.2.- Vista Top de las placas PCB del estetoscopio electrónico.

Vista BOTTOM



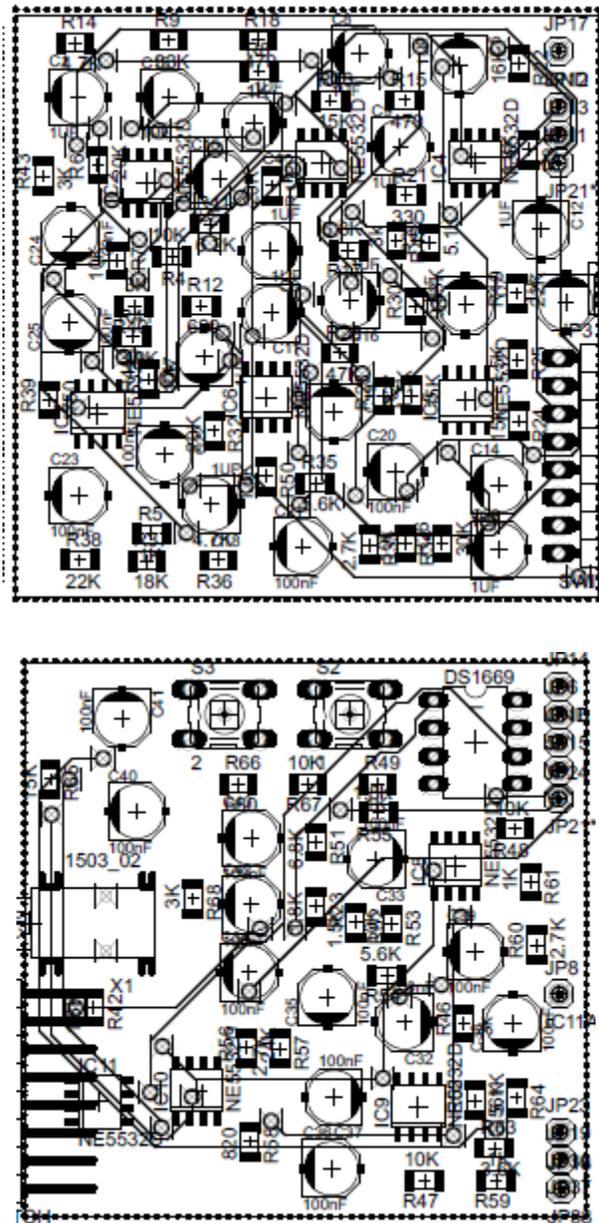


Figura 7.3.- Vista Bottom de las placas PCB del estetoscopio electrónico.

Al terminar el diseño y acomodo de todos los componentes, se realizó la vista de impresión la cual es la que queda plasmada en las placas PCB.

Las placas PCB utilizadas son de fibra de vidrio a doble clara con cobre. A continuación se muestran los diseños terminados para ser impresos en las PCB.

Vista TOP

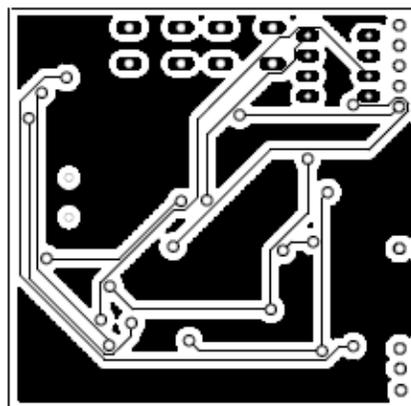
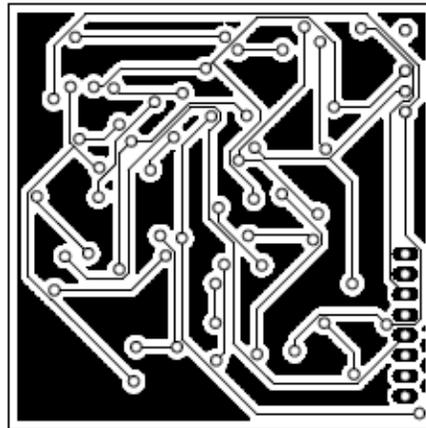
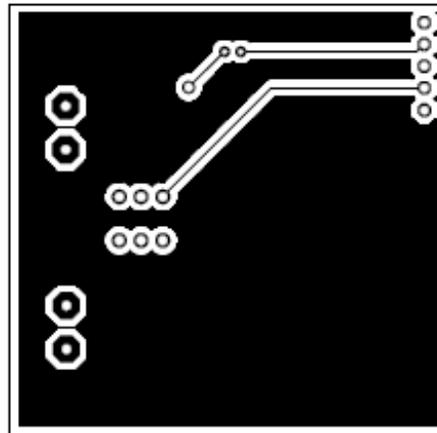


Figura 7.4.- Vista Top del diseño terminado para ser transferido a la placa fenólica.

Vista BOTTOM

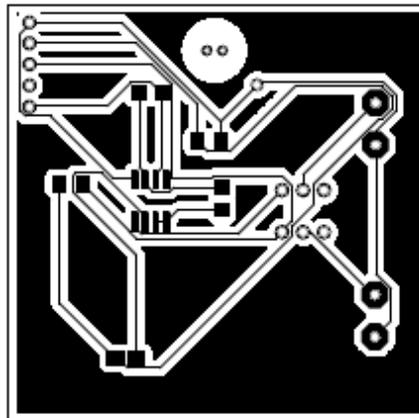
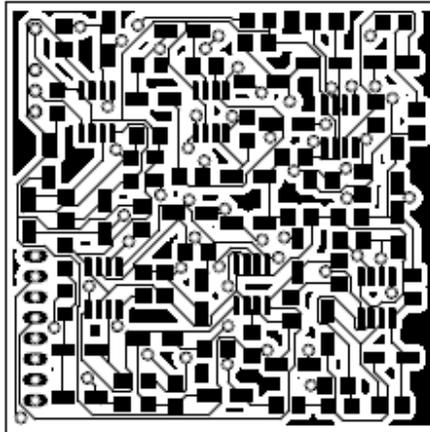
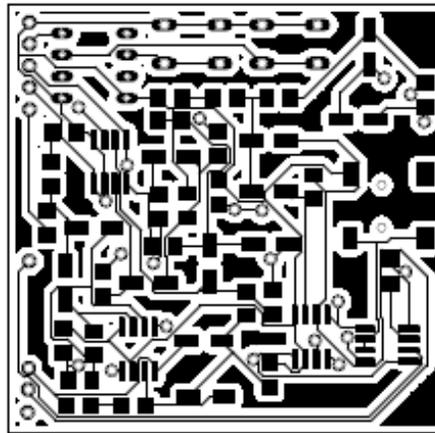


Figura 7.5.- Vista Bottom del diseño terminado para ser transferido a la placa fenólica.

7.2. Construcción del chasis

El chasis se construyó en base a las medidas de las placas fenólicas, de los switch, de las baterías. Se hizo el arreglo de componentes para tener el espacio más óptimo para cada uno, teniendo como resultado las siguientes medidas.

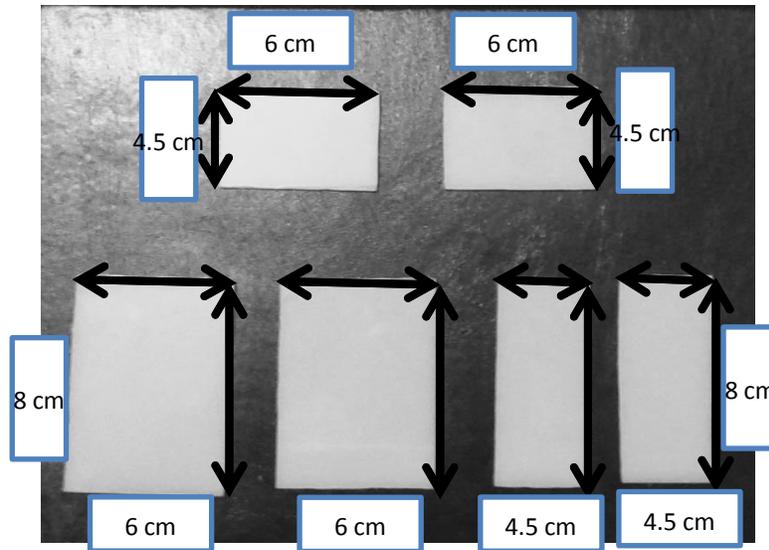


Figura 7.6.- Laminas de acrílico para la construcción del chasis del estetoscopio electrónico.

El material que se utilizó es acrílico de color blanco, para cortarlo se utilizó un disco de corte para el taladro DREMEL; la unión de las piezas de acrílico se realizó con pegamento kola-loka con un poco de bicarbonato de sodio, ya que esta mezcla genera una unión fuerte y resistente.

7.3. Construcción total del estetoscopio electrónico

Ya con los diseños terminados se realizó la impresión láser en una impresora OKI B6500 en papel transferencia PNP-010 marca STEREN. Se utilizó el procedimiento de transferencia por calor propuesto por STEREN, el cual se puede consultar en el anexo I. (STEREN)

La única variante es el uso del cloruro férrico, el cual fue cambiado por tricloruro férrico por aportar mayor rapidez en la reacción con el cobre, lo cual beneficia tanto en tiempo y evitando que las pistas se reduzcan por la exposición al químico.

A continuación se puede observar las placas fenólicas terminadas.

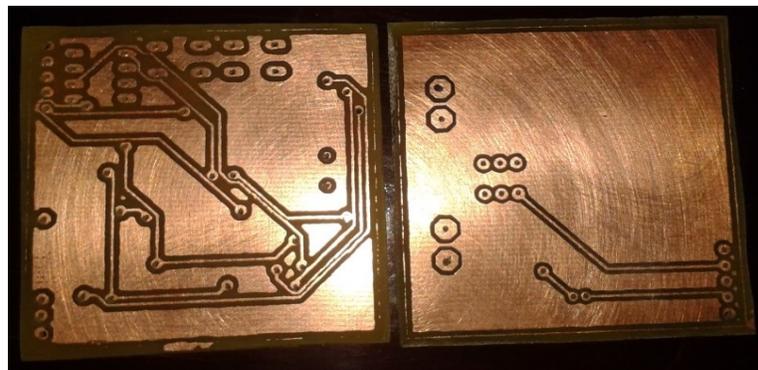
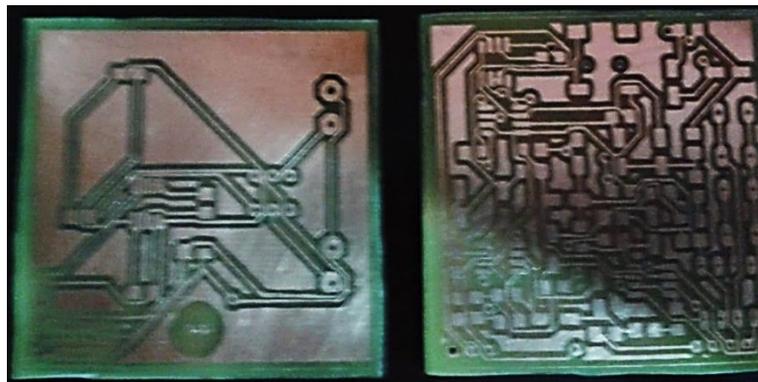
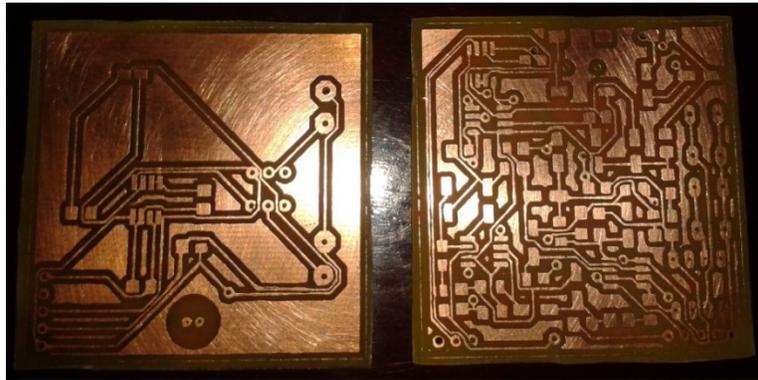
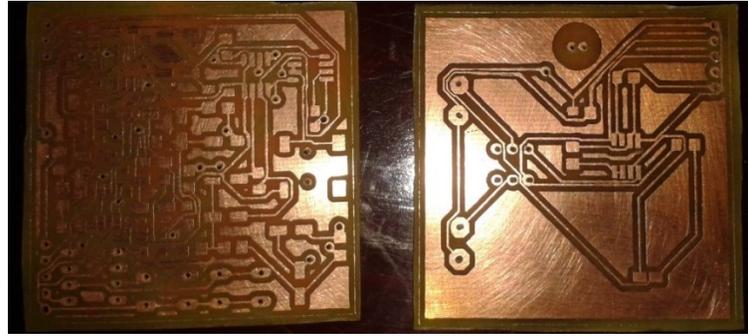
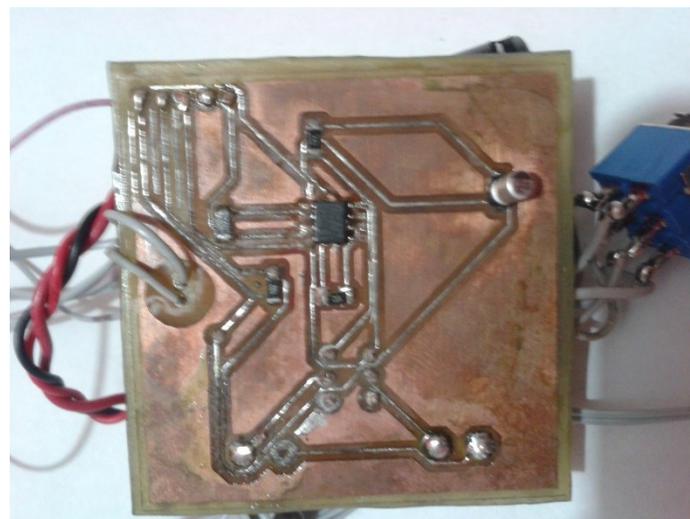
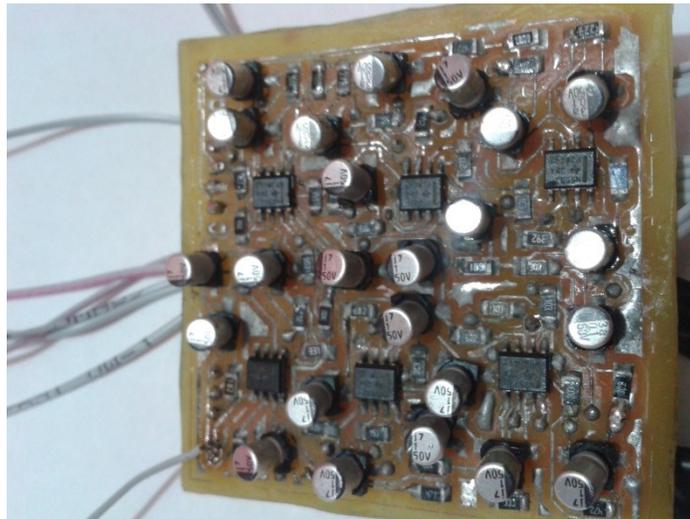


Figura 7.7.- Placas fenólicas después de someterlas al tricloruroférrico.

Para perforar las placas PCB se utilizó un taladro marca DREMEL modelo 300 y brocas de un diámetro de $\frac{1}{64}$ ".

En cada una de las placas PCB se realizó el soldado de cada uno de los componentes incluidos en el diseño, para esto se utilizó el químico denominado Flux con el cual además de limpiar la superficie, coadyuva a la mejor adhesión de la soldadura, en cuyo caso es una soldadura de estaño/plomo (60/40) con núcleo de flux y un diámetro de 0.6mm. Así mismo se utilizó un cautín marca Weller modelo SP40 con punta de 0.8mm de diámetro.

Por falta de presupuesto para el presente trabajo, se optó por realizar las interconexiones entre placas y VIAS por medio de cable plano calibre 28 AWG.



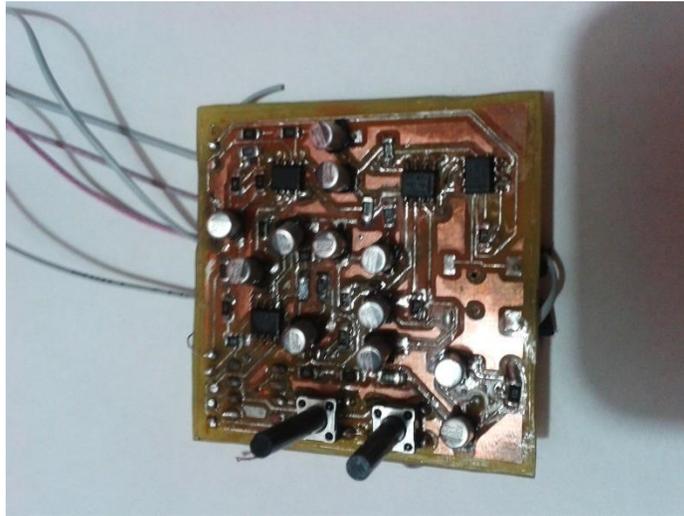


Figura 7.8.- Placas fenólicas con sus componentes soldados.







Figura 7.9.- Estetoscopio electrónico terminado.

Capítulo 8

8. Implementación en consultorios médicos

El equipo se implementó en el Centro Médico Nacional Siglo XXI Hospital de Oncología debido a las facilidades que tuve al ser prestador de servicio social y realizar mis prácticas profesionales dentro del Hospital; aunado a esto la facilidad que tuve del contacto directo con el personal de enfermería del CYBERKNIFE y del personal de anestesia de quirófano por las rutinas diarias que implementaba en esas áreas. El dispositivo fue probado en 83 pacientes oncológicos del área de quirófanos por médicos anesthesiologists y 37 pacientes en el área del CYBERKNIFE (acelerador lineal) por el personal de enfermería en turno.

La implementación en el área de quirófanos ayudó a los médicos anestesiólogos a determinar el tipo de gas halogenado que debía implementarse al paciente, en función de si presentaba alguna afección o deterioro pulmonar. Así mismo se implementó para determinar si el paciente durante la anestesia presentaba algún cambio en su ritmo cardíaco debido a los fármacos y halogenados que le eran aplicados, en específico Propofol (anexo II), Sevoflurano (anexo III), Desflurano (anexo IV), los cual pueden producir una depresión de la función cardíaca como ritmo cardíaco irregular o demasiado lento.

No fue posible implementar el equipo en otras áreas médicas y realizar más pruebas con pacientes ya que desgraciadamente en el área de vestidores del quirófano, no era posible tener un locker por la alta demanda que se tiene de ellos y dejando de manera confiada en la parte superior de los lockers mi mochila con mis pertenencias incluido el estetoscopio, al salir de la rutina diaria de calibración y chequeo del correcto funcionamiento de las máquinas de anestesia, descubrí que mi mochila ya no se encontraba en el lugar donde la había colocado; al preguntar al personal que opera en el área de quirófanos por mis pertenencias, el único resultado que obtuve fue un no. En días subsecuentes realice la búsqueda sin encontrar algún indicio y es entendible sabiendo que en el turno matutino entran promedio de 100 a 150 personas al área de quirófanos. Intenté rehacer el proyecto para poder seguir realizando más pruebas dentro del hospital, pero los intentos fueron fallidos ya que en primer lugar mis recursos económicos no me lo permitieron debido a que para llegar a un equipo funcional tuve que fabricar varias placas fenólicas y en ese proceso agoté parte sustancial de los recursos con los cuales contaba, así mismo en segundo lugar está la parte artesanal o manual de la construcción del proyecto, esto hace referencia a la fabricación de cada una de las placas, el soldado de los componentes y la perforación de las placas, ya que por tales motivos es complicada la obtención de los mismos resultados cada vez que se desea fabricar un equipo, haciendo que la inversión en la fabricación se eleve.

8.1. Prueba en diversos pacientes

En las pruebas del área de quirófanos se tuvo que de 83 pacientes a 58 de ellos se les determinó que no sufrían de una afección pulmonar por lo cual se les administró una anestesia

con halogenado Desflurano el cual no se metaboliza en el hígado y resulta ser más noble en la recuperación del paciente.

En 25 pacientes los cuales presentaban una degeneración pulmonar la anestesia fue administrada por medio de Sevoflurano el cual se metaboliza en el hígado y no es irritante para las vías aéreas.

A los 83 pacientes se les suministro Propofol para inducir su anestesia y ninguno de ellos presentó cambios anormales en la función cardiaca, esto también fue corroborado en algunos casos con el electrocardiógrafo de las salas de quirófano.

En el área del CYBERKNIFE (acelerador lineal) el equipo fue utilizado para determinar si los pacientes que recibirían su radioterapia presentaban alguna afección cardiaca o pulmonar, cabe aclarar que en esta área no es crítico determinar el estatus cardiaco o pulmonar del paciente ya que aun así el equipo CYBERKNIFE puede operar sin problema.

El estetoscopio en 24 pacientes dio resultados satisfactorios al no encontrar alguna anomalía en sus funciones cardiacas y pulmonares, en los 13 restantes pacientes se encontraron ruidos pulmonares anormales atribuidos por el personal de enfermería al cáncer de pulmón que presentaban.

8.2. Critica del sector salud hacia el estetoscopio electrónico

Al personal médico de quirófanos le fue de utilidad el estetoscopio electrónico aunque no resultó ser de mucha aceptación por tres principales razones.

La primera de ellas es por no ser estético y cómodo, ya que están acostumbrados a utilizar estetoscopios de marcas reconocidas que resultan ser más ergonómicos, más ligeros, más estéticos, menos estorbosos y de mejores acabados. Este punto puede solucionarse invirtiendo más dinero al proyecto, para poder realizar una construcción de las placas PCB más pequeñas, así como un diseño de chasis más ergonómico con mejores materiales.

El segundo punto es la amplificación ya que el personal médico de quirófano al utilizarlo en salas, refiere escuchar sonidos agregados, lo cual es debido a que el estetoscopio no aísla solo al sistema auscultado, sino también el ruido de la sala.

La tercera razón resulta de la falta de uso del estetoscopio, ya que no están acostumbrados a utilizarlo salvo en casos especiales, por lo cual ya no resulta ser un equipo elemental para ellos, debido a que han encontrado maneras de sustituirlo, por ejemplo, para determinar el tipo de halogenado a utilizar se basan en la historia clínica del paciente, y en la detección de depresiones de la función cardíaca están acostumbrados a utilizar el electrocardiógrafo.

En el área del CYBERKNIFE tuvo una aceptación buena debido a que el tipo de paciente oncológico que llega al área se encuentra estable y físicamente puede valerse por sí mismo. Otra razón importante es que a pesar de no ser tan ergonómico el estetoscopio electrónico, para dar la radioterapia se tiene que realizar una preparación del equipo CYBERKNIFE, en ese lapso es posible realizar la auscultación del paciente sin ningún problema y con holgura en tiempo.

Capítulo 9

9. Conclusiones

El equipo a pesar de presentar buenos resultados, no otorga la amplificación debida ya que se esperaba pudiese entregar un volumen mucho más alto en los audífonos del que comúnmente posible escuchar en un estetoscopio convencional, así mismo al existir mucho ruido dentro de la sala, el estetoscopio amplificaba de igual manera el ruido, este problema puede ser resuelto implementando un amplificador de instrumentación el cual reste el ruido exterior de la señal captada por el estetoscopio, así mismo modificando la amplificación del equipo .

Dentro del diseño y construcción de la circuitería por más que se intentó realizarla de manera simplificada y reducida, el equipo final resulta ser estorboso, incómodo y no muy ergonómico. Ese punto podría ser resuelto inyectándole más presupuesto para su realización, ya que las carencias económicas hacen que el proyecto tenga que adecuarse a la disponibilidad de los componentes.

Otro problema detectado es el precio de las baterías ya que al no poder adquirir una batería pequeña para ahorrar espacio y que presentara una larga duración se tuvo que formar un arreglo de baterías A23 Duracell de 12V para poder alimentar el equipo y así poder mantener un espacio pequeño y una vida más amplia del funcionamiento del equipo.

Así mismo es necesaria la elaboración de los próximos equipos de una manera automatizada, ya que al hacerlo de manera artesanal o manual, el costo de la inversión se eleva demasiado, ya que cada una de las placas es única lo que hace que los resultados no sean iguales en todos los casos, por lo que al someterlo a un proceso automatizado es un éxito el obtener un equipo más funcional.

En general el equipo cumplió con las expectativas que se tenían, así como objetivos, ya que a pesar de las fallas o desperfectos mencionados, cumple su función y esta podría ser mejorada implementado algunas correcciones en el diseño y construcción.

En relación a su bajo costo se logró este objetivo ya que haciendo un inventario de los elementos utilizados y comenzando desde cero se obtuvieron los siguientes costos del material.

Tabla 9.1.- Relación de los costos y cantidades de los materiales utilizados para la construcción del estetoscopio electrónico.

Concepto	Tienda	Cantidad	Costo	Total
Mini atril con lupa para circuito	STEREN	1	\$95.00	\$95.00
Micro switch push 4 terminales	STEREN	8	\$6.00	\$48.00
Hojas de transferencia para circuito	STEREN	5	\$65.01	\$325.05
Cable para conexiones estándar rojo	STEREN	3	\$5.00	\$15.00
Cable para conexiones estándar negro	STEREN	3	\$5.00	\$15.00
Cable plano 16 vías gris	STEREN	2	\$18.00	\$36.00
Capacitor electrolítico 100uF 16V	AG Electrónica	6	\$10.00	\$60.00
Capacitor montaje superficial .1uF 50V	AG Electrónica	35	\$1.00	\$35.00
Micrófono electret	AG Electrónica	5	\$38.00	\$190.00
Resistencia 0 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 10KOhms	AG Electrónica	30	\$2.00	\$60.00
Resistencia 13K7 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 15KOhms	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 18KOhms	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 1KOhms	AG Electrónica	20	\$2.00	\$40.00
Resistencia 1K2 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00

Resistencia 1K5 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 1K8 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 20KOhms	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 22KOhms	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 2K7 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 330 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 33K Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 3KOhms	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 3K6 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 3K9 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 470 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 4K7 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 56KOhms	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 5K1 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 5K6 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 680 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 6K2 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 6K8 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 750 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 820 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Resistencia 9k53 Ohm	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Chip 90103P	AG Electrónica	3	\$21.00	\$63.00
Switch rotatorio 1 polo 11 tiros	AG Electrónica	3	\$15.00	\$45.00
Rapid flux 125cc	Electrónica Estudio	1	\$48.82	\$48.82
Kit soldar sin dañar	Electrónica Estudio	1	\$67.13	\$67.13
Broca de carburo de tungsteno de 0.79mm	Electrónica Estudio	5	\$23.20	\$116.00
Porta pila	Electrónica Estudio	2	\$22.04	\$44.08
Fibra de vidrio doble cara cobre 1 Oz, 10x15	Electrónica Estudio	5	\$44.66	\$223.30

Batería Duracell 12V A23	Comercializadora Industrial Klimbh	6	\$40.00	\$240.00
Punta para caudín de 0.8mm	Kings Instruments	1	\$95.00	\$95.00
Caudín Weller SP40	Kings Instruments	1	\$600.00	\$600.00
Dremel 300 con accesorios	Fix Ferreterías	1	\$2,039.35	\$2,039.35
Capacitor electrolítico 10uF 16V	AG Electrónica	10	\$2.00	\$20.00
Capacitor electrolítico .1uF 50V	AG Electrónica	35	\$2.00	\$70.00
Capacitor electrolítico 1uF 50V	AG Electrónica	30	\$2.00	\$60.00
Chip DS1669-10	AG Electrónica	2	\$61.00	\$122.00
Soldadura núcleo flux	Centro Japonés	1	\$90.00	\$90.00
Acrílico 1mx30cm	Vidrios Coruña	1	\$30.00	\$30.00
Pegamento kola-loka en brocha	Farmacia Rosita	1	\$30.00	\$30.00
Audífonos Rider	Disco Landia	2	\$120.00	\$240.00
Estetoscopio Hergom	Motolinía	1	\$150.00	\$150.00
Brocas de 1/64	Fix Ferreterías	5	\$2.00	\$10.00
Mascara Antidesolante	Comercializadora Industrial Klimbh	1	\$30.00	\$30.00
Tricloruro Férrico	Comercializadora Industrial Klimbh	1	\$60.00	\$60.00
Thermofit 1/16"	STEREN	1	\$3.00	\$3.00
			Total	\$5,935.73

En comparación con los estetoscopios electrónicos dentro del mercado de marcas reconocidas el precio oscila entre los \$8,000.00 y los \$12,000.00 pesos mexicanos, cabe aclarar que estos no realizan ningún tipo de filtrado de afecciones cardiacas o pulmonares. Es por esto que el

objetivo de un bajo costo se logra dado que el equipo se ubica por debajo de los precios de las marcas reconocidas, con lo cual queda demostrado que se puede diseñar un estetoscopio electrónico el cual pueda incluirse de forma más sencilla en el sector salud, para poder darle al paciente una atención medica de calidad, oportuna y de bajo costo.

• Anexos

Anexo I.

Guía para el uso de las hojas de transferencia PNP-010

Bienvenido al tutorial para el manejo de las hojas de transferencia de circuito impreso que se ha desarrollado para ti.

Las hojas para transferencia de circuitos impresos Steren modelo PNP-010, son hojas de papel especialmente desarrollado para la transferencia de los circuitos que diseñas en computadora a través de algún software de diseño.

Es muy sencillo utilizar las hojas para transferencia de circuitos impresos PNP-010; con muy poca práctica aprenderás a hacer circuitos impresos tan profesionales como tú lo desees.

Sigue los siguientes pasos, observa las fotos y los videos que te mostrarán fácilmente como hacer tus circuitos. Con los elementos aquí mostrados verás que es muy sencillo realizar tus proyectos.

Material:

- Un paquete de hojas de transferencia para circuito impreso PNP 010.
- Una impresora LASER.
- Una plancha común (para ropa).
- Una bandeja extendida con agua.

- Un frasquito de acetona.

- Un poco de algodón.

Nota: Es muy importante que la impresora imprima bien para evitar que no manche las hojas, que no las arrugue y que no deje líneas blancas o negras a lo largo o a lo ancho de la hoja.

Procedimiento:

1.- Diseña tu circuito en computadora, e imprímelo en una hoja de transferencia para circuito impreso PNP-010. Toma en cuenta que al manipular estas hojas no debes mancharlas de grasa ni humedecerlas con el sudor de las manos, te recomendamos tomarlas por las orillas.

Debes asegurarte que la impresora que vayas a utilizar sea láser, si lo intentas en otro tipo de impresora NO VA A FUNCIONAR.

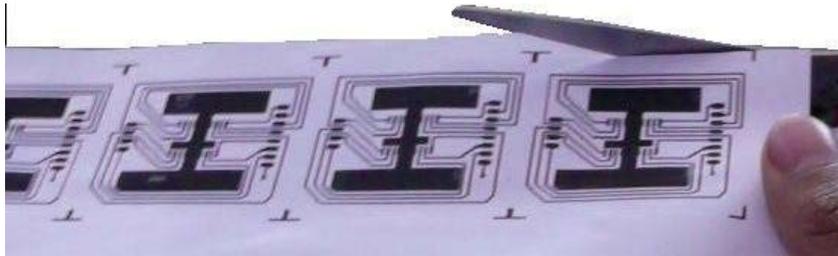
Para el desarrollo de este tutorial y tus proyectos te recomendamos utilizar una impresora con tóner “nuevo”. NO recomendamos usar un tóner relleno o reciclado ya que la impresión no tiene la misma calidad y limpieza de un tóner nuevo.



Imprime tu diseño sobre las hojas de transferencias de circuito impreso PNP-010. No importa el lado de la hoja que utilices

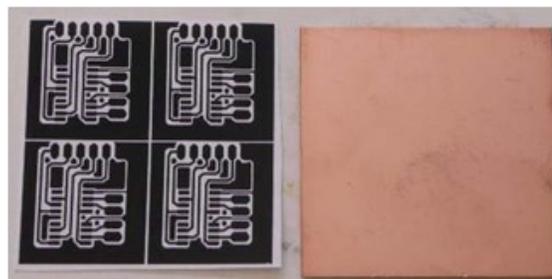
2.- Recorta tu diseño para que quede del tamaño de la placa de cobre a la que vas a transferir la impresión.

NOTA: VISUALIZA ANTES DE IMPRIMIR, SEGURAMENTE TU IMPRESIÓN SE TIENE QUE HACER EN ESPEJO.

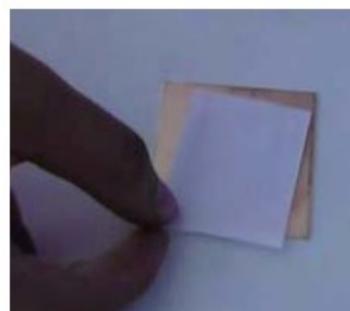
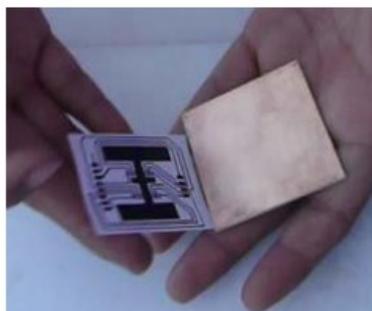


Impresión del circuito de ejemplo.

3.- Coloca y centra sobre la placa de cobre la impresión recortada, pero antes revisa que esté bien limpia, que no tenga manchas de grasa o dedos marcados; en caso de estar sucia utiliza alcohol isopropílico para su limpieza.

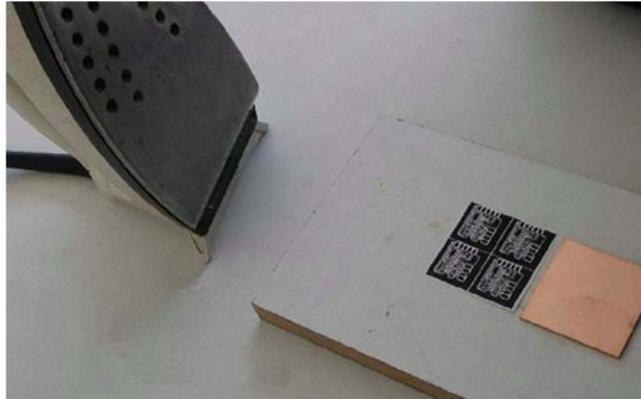


Detalle del circuito.



Se coloca el circuito de ejemplo sobre el cobre.

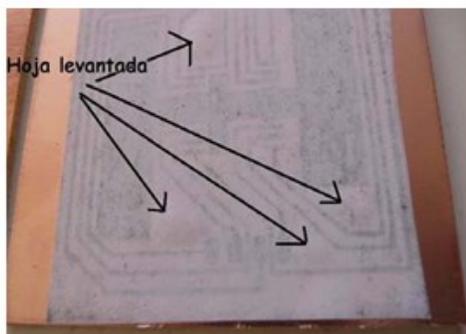
4.- Con la plancha bien caliente y con mucho cuidado, plancha tu diseño con la impresión sobre el cobre durante varios minutos (el tiempo dependerá del tamaño de la placa, a mayor tamaño más tiempo). Observa la técnica que se muestra en el video. (Da clic aquí para descargar el video)



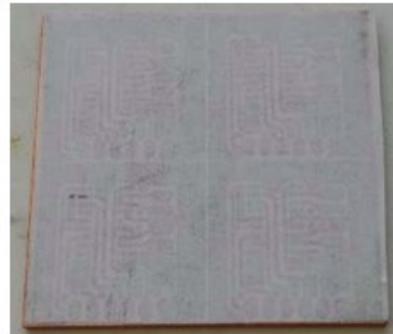
Te recomendamos trabajar sobre una base de formaica para evitar daños a la mesa o a los alrededores de donde estás trabajando.

IMPORTANTE: Cuida que no haya sustancias peligrosas, inflamables, plásticos, telas, libros o cualquier material combustible alrededor de tu área de trabajo, que pueda provocar incendios o daños por el calor de la plancha.

5.- Deja enfriar tu diseño unos minutos. Observarás como se comienza a levantar en las partes de la hoja de transferencia donde no hay impresión.



Ejemplo A

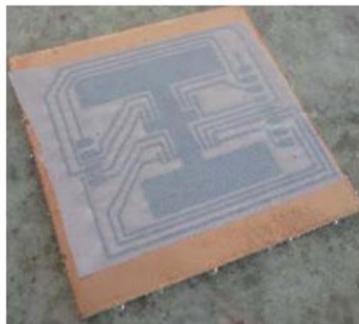


Ejemplo B

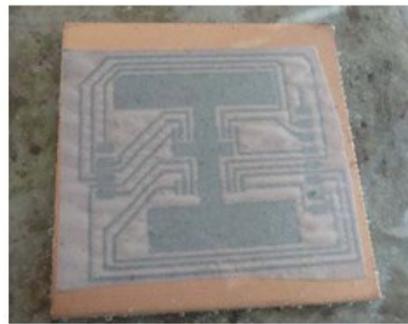
Ejemplo de circuitos planchados y a temperatura ambiente, note como el circuito B no tiene áreas levantadas porque tiene pocas zonas sin impresión.

6.- Sumerge las placas con todo y la hoja en agua y observa como el aspecto va cambiando. Ve el ejemplo del circuito que mostramos abajo.

NOTA: recomendamos como tiempo mínimo 15 minutos para que la placa se limpie con mayor facilidad.



Circuito después de 5 minutos

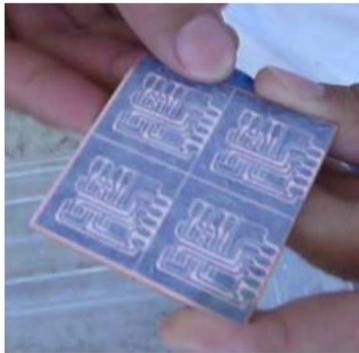


Circuito después de 10 minutos.



Circuito después de 15 minutos.

7.- Retira del agua las tarjetas y frota con los dedos para retirar las fibras de la hoja de transferencia hasta dejar brillosas las partes de cobre y sin residuos blancos. Utiliza la técnica que se observa en el video. (Da clic aquí para descargar los videos)



Frota con los yema de los dedos y con rigor (no uñas) la parte impresa.

Proceso para retirar la hoja del circuito explicado con fotos:



Paso 1



Paso 2



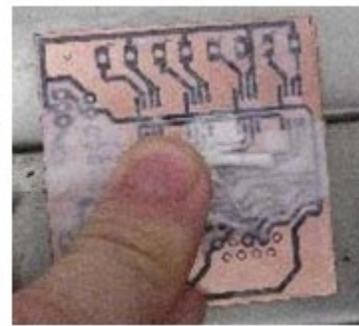
Paso 3



Paso 4

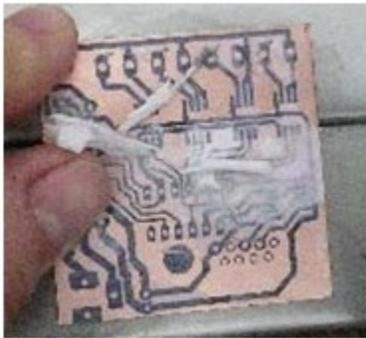


Paso 5



Paso 6

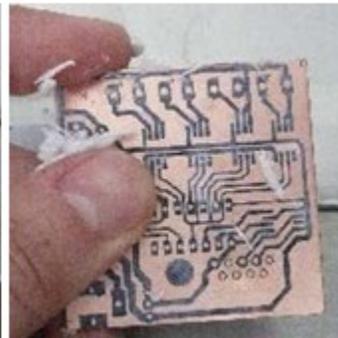
Retira la hoja bien mojada lentamente.



Paso 7



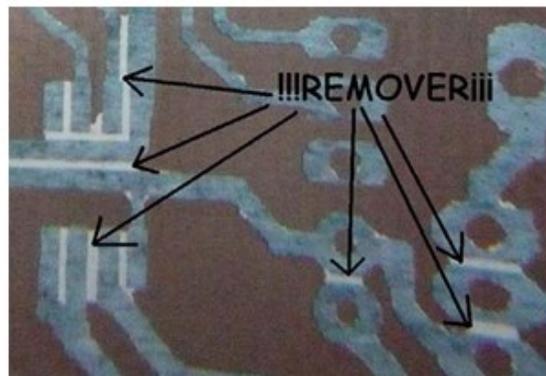
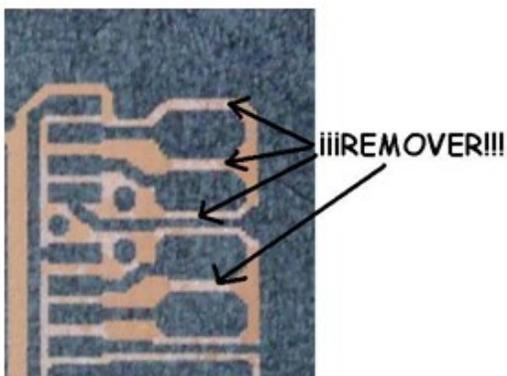
Paso 8



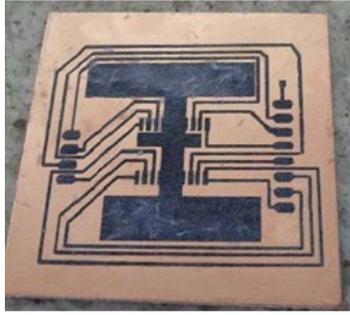
Paso 9

Termina de retirar la hoja de transferencia y ve frotando con los dedos los residuos, hasta limpiar por completo el circuito.

En la primera fase de remoción de la hoja de transferencia, tu circuito tendrá este aspecto aparentemente terminado, pero ten cuidado de remover las partes blancas que han quedado entre las pistas de cobre que se encuentran muy juntas.



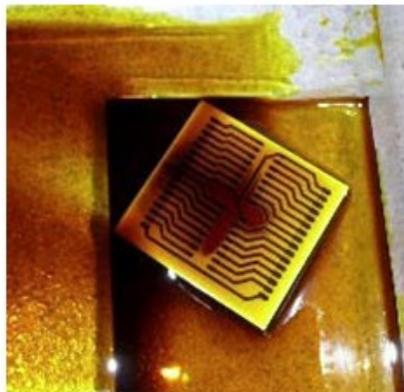
La recomendación es dar una cepillada con cepillo de dientes para remover estos residuos de la hoja de transferencia.



Circuito terminado y listo para la etapa de corrosión con cloruro férrico.

Nota: Si alguna pista se llega a levantar puedes usar un marcador de tinta indeleble para marcarla.

8.- Corre con cloruro férrico tu circuito de acuerdo a las instrucciones de uso de este y recuerda de seguir las buenas prácticas ambientales para evitar la contaminación.



9.- Remueve el tóner de la impresión con algodón y acetona.

10.- Tu circuito está listo para perforarse.

Anexo II.

Propofol

Anestésico de acción corta con rápido comienzo de acción (30 seg).

Indicaciones terapéuticas y Posología

Vía IV. Se comercializa en concentraciones al 1% y 2%.

- Inducción de anestesia general: ads.: iny. lenta en bolus (al 1%) o bien en perfus. continua (al 1% o al 2%): 40 mg propofol cada 10 seg hasta síntomas de inicio de anestesia; en general se necesitan 1,5-2,5 mg/kg en < 55 años; en > 55 años, dosis inferior; en pacientes grado ASA 3 y 4: 20 mg cada 10 seg. Ads. mediante sistema Diprifusor TCI (perfusión controlada electrónicamente): concentración sanguínea diana de propofol de 4-8 mcg/ml. Niños > 1 mes: titulación lenta según respuesta; para niños > 8 años: 2,5 mg/kg; edades inferiores pueden requerir dosis mayores; dosis más bajas en niños grado ASA 3 y 4. No usar Diprifusor TCI en niños.

- Mantenimiento de la anestesia general. Ads.: en perfus. continua (al 1% o al 2%): 4-12 mg/kg/h; o bien en bolus repetidos (al 1%): incrementos de 25-50 mg según necesidad. Ancianos: reducir tasa de perfusión y no usar técnica de bolus repetidos. Ads. mediante Diprifusor TCI: concentración sanguínea diana de propofol de 3-6 mcg/ml. Niños > 1 mes: perfus. de 9-15 mg/kg/h; o bien bolus repetidos (sólo con concentración al 1%); no usar sistema Diprifusor TCI en niños.

- Sedación en cuidados intensivos en ads. >17 años: 0,3-4,0 mg/kg/h en perfus. continua. No usar sistema Diprifusor TCI.

- Sedación superficial para intervenciones quirúrgicas y técnicas diagnósticas en ads.: 0,5-1 mg/kg durante 1-5 min para iniciar sedación; para mantenerla: perfusión de 1,5-4,5 mg/kg/h; si se requiere mayor sedación, inyectar además en bolus 10-20 mg. En pacientes grado ASA 3 y 4, menor dosis. No usar sistema Diprifusor TCI.

Contraindicaciones

Hipersensibilidad. Niños < 1 mes para la inducción y mantenimiento de la anestesia. Pacientes ≤ 16 años para sedación en cuidados intensivos.

Advertencias y precauciones

Monitorizar. Disponer de equipos de ventilación y reanimación. Administrar en venas gruesas para reducir dolor local. Alteraciones cardíacas, respiratorias, renales, hepáticas, pacientes debilitados o hipovolémicos, epilépticos. Puede producir bradicardia y asistolia. No superar los 4 mg/kg/h en sedación, por aparición de graves reacciones adversas.

Insuficiencia hepática

Precaución en pacientes con alteración hepática.

Insuficiencia renal

Precaución en pacientes con alteración renal.

Interacciones

No administrar en la misma línea venosa con: bloqueantes neuromusculares. Disminuir dosis cuando se usa como adyuvante a técnicas de anestesia regional.

Efectos sobre la capacidad de conducir

Propofol puede influir sobre la conducción o utilización de máquinas, por verse disminuida la capacidad de reacción. Se debe advertir a los pacientes que no deben conducir o utilizar máquinas hasta que desaparezcan los efectos de la anestesia y los efectos inmediatos de la cirugía.

Reacciones adversas

Hipotensión, apnea transitoria. Movimientos epileptiformes. Náuseas, vómitos, cefalea. Edema pulmonar, asistolia, bradicardia, fiebre posquirúrgica. Desinhibición sexual.

Anexo III.

Sevoflurano

Mecanismo de acción

Pérdida de conocimiento durante la inducción a la anestesia por inhalación.

Indicaciones terapéuticas

Inducción y mantenimiento de la anestesia general.

Posología

Vía inhalatoria. Ads. y niños: inducción: concentraciones de hasta el 8%. Mantenimiento: concentraciones del 0,5-3% con o sin óxido nitroso.

Contraindicaciones

Susceptibilidad de hipertermia maligna. Hipersensibilidad. Procedimientos odontológicos extra hospitalarios.

Advertencias y precauciones

Monitorizar. Pacientes con síndrome de intervalo QT prolongado o congénito; con trastornos mitocondriales. Ancianos. I.R. I.H. Niños (agitación). Puede producir hipertermia maligna, hipotensión y depresión respiratoria. Eleva presión intracraneal (puede ser necesaria la hiperventilación). No usar con circuitos de cal baritada como absorbente de CO₂, ni con absorbentes desecados. El empleo de anestésicos inhalados se ha asociado con casos raros de elevación de niveles séricos de potasio que han ocasionado arritmias cardiacas y muerte a pacientes pediátricos durante el periodo postoperatorio. Los pacientes con enfermedad neuromuscular latente o manifiesta, particularmente con distrofia muscular de Duchenne, parecen ser los más vulnerables. Concomitante con medicamentos que puedan prolongar el intervalo QT.

Insuficiencia hepática

Precaución. Ocasiona cambios transitorios en las pruebas de función hepática. Se han descrito hepatitis.

Insuficiencia renal

Precaución. Con sevoflurano se puede producir aumento de los niveles de fluoruros inorgánicos, potencialmente nefrotóxicos.

Interacciones

Ver Advertencias y precauciones

Concentración alveolar mín. disminuida por: óxido nítrico.
Potencia efecto de: relajantes musculares no despolarizantes.

Fallo sinérgico del ritmo cardíaco, tensión sanguínea y frecuencia respiratoria en uso combinado con alfentanilo y sufentanilo.

Lactancia

Se desconoce si sevoflurano se excreta por la leche materna. Debido a la ausencia de experiencia documentada, debe aconsejarse a las mujeres que interrumpan la lactancia durante las 48 h siguientes a la administración de sevoflurano y que desechen la leche producida durante ese periodo.

Efectos sobre la capacidad de conducir

Sevoflurano puede influir sobre la conducción o utilización de máquinas, por verse disminuida la capacidad de reacción. Se debe advertir a los pacientes que no deben conducir o utilizar máquinas hasta que desaparezcan los efectos de la anestesia y los efectos inmediatos de la cirugía.

Reacciones adversas

Depresión cardiorrespiratoria, hipotensión, tos, náusea, vómitos, agitación, vértigo, aumenta salivación, somnolencia, bradicardia, hipertensión, taquicardia, laringismo, escalofríos, fiebre.

Anexo IV.

Desflurano

Mecanismo de acción

Vía inhalatoria, produce la pérdida de conciencia y de la sensación de dolor.

Indicaciones terapéuticas

Inducción de la anestesia en adultos y mantenimiento de la anestesia en adultos y niños.

Posología

Vía inhalatoria. Inducción: ads.: concentraciones del 4-11%. Mantenimiento: concentraciones del 2-6% en óxido nitroso, o del 2,5-8,5% en oxígeno o aire enriquecido en oxígeno.

Contraindicaciones

Susceptibilidad de hipertermia maligna. Hipersensibilidad a agentes halogenados. Disfunción hepática, fiebre inexplicada o leucocitosis tras administración previa de anestésicos halogenados. Riesgo de insuf. coronaria. Pacientes en que esté contraindicado aumento de presión arterial y frecuencia cardíaca.

Advertencias y precauciones

Monitorizar. Puede producir hipertermia maligna. No usar en cirugía obstétrica ni para inducción de anestesia en niños. Eleva presión intracraneal. Hipotensos, hipovolémicos, debilitados, pacientes propensos a broncoconstricción. Produce hipotensión, depresión respiratoria y daño hepático.

Insuficiencia hepática

Precaución. Es hepatotóxico; evitar administración repetida en corto tiempo. Contraindicado en caso de disfunción hepática en pacientes sensibilizados por exposición previa a agentes halogenados.

Interacciones

Potencia hipotensión con: IECA, antidepresivos tricíclicos, IMAO, antihipertensivos, antipsicóticos, β -bloqueantes.

Potencia efecto de: depresores del SNC, relajantes musculares.

Concentración alveolar mín. disminuida por: óxido nitroso, opioides, benzodiazepinas, sedantes.

Depresión respiratoria aumentada con: analgésicos opiáceos.

Lab: aumenta glucosa.

Lactancia

Evitar. Se desconoce si se excreta en leche materna.

Efectos sobre la capacidad de conducir

Desflurano puede influir sobre la conducción o utilización de máquinas, por verse disminuida la capacidad de reacción. Se debe advertir a los pacientes que no deben conducir o utilizar máquinas hasta que desaparezcan los efectos de la anestesia y los efectos inmediatos de la cirugía.

Reacciones adversas

Leucocitosis, cefalea, aumenta circulación cerebral, arritmias, hipotensión, hipertensión, depresión respiratoria, bronco y laringo espasmo, aumenta salivación, náusea, vómitos, hepatitis.

● Referencias

- Bishop, P. (1980). Evolution of the stethoscope. *Journal of the Royal Society of Medicine*.
- Boylestad, R. L., & Nashelsky, L. (2003). *Electrónica: teoría de circuitos y dispositivos electrónicos*. México: PEARSON EDUCACIÓN.
- Cash, J., & A. Downie, P. (2004). *Kinesioterapia para trastornos torácicos, cardíacos y vasculares*. Buenos Aires: Panamericana.
- Celeno Porto, C. (2000). *Semiología Médica*. México DF: McGraw-Hill Interamericana.
- CENETEC. (Marzo de 2004). *Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud*. Recuperado el 25 de Junio de 2013, de Guía Tecnológica No. 9: Estetoscopio: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/equipo_guias/guias_tec/9gt_estetoscopio.pdf
- Chrétien, J. (1998). *Tuberculosis: the illustrated history of a disease*. Paris: Hauts de France.
- Coughlin, R. F., & Driscoll, F. F. (1999). *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales*. México : PEARSON PRENTICE HALL.
- de la Quintana Gordon, F. d. (2004). *Monitorización en anestesia, cuidados críticos y medicina de urgencias*. España: Elsevier.
- Díaz Novás, J., & Gallego Machado, B. R. (2003). Laennec y el estetoscopio. *Revista Cubana de Medicina General Integral*, v.21 n.1-2.
- Duque Ramírez, L. G., & Rubio Vanegas, H. (2006). *Semiología médica integral*. Colombia: Universidad de Antioquia.
- E. Cash, J., & A. Downie, P. (1996). *Kinesioterapia para trastornos torácicos cardíacos y vasculares*. Buenos Aires: Panamericana.

- Gómez Luaces, E. R. (1973). Su aporte a la medicina cubana en el siglo XIX. *Cuadernos de Historia de la Salud Pública*.
- Haas, F., & Sperber, H. S. (1996). *The origins of Mycobacterium tuberculosis and the Notion of Its Contagiousness*. 1996: Little, Brown and Company.
- Henriquez E., J. P., & del Solar Z, G. (05 de Mayo de 2008). *Instrumental Médico Básico*. Recuperado el 22 de Junio de 2013, de http://prontus.uv.cl/pubacademica/pubasignaturas/medicina/i/introduccionalaclinica/medicaiisf/site/artic/20080521/asocfile/manual_de_icm_ii_segundo_capitulo.pdf
- Holt, C. A. (1989). *Circuitos electrónicos: digitales y analógicos*. España: Reverté.
- Informática, F. d. (2003). *Prácticas de "fundamentos físicos de la informática"*. España: UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE VALENCIA.
- Janeiro, P. U. (s.f.). *Estetoscopios*. Recuperado el 12 de Junio de 2013, de http://www2.dbd.puc-rio.br/pergamum/tesesabertas/0321291_06_cap_03.pdf
- Llanio Navarro, D. R. (1982). *Propedéutica clínica y fisiopatología*. La Habana: Pueblo y Educación.
- Mangione, S. (2001). Secretos de diagnóstico físico. En *Secretos de diagnóstico físico*. Porto Alegre: Artmed.
- Marín Hortelano, M. D., & Ruiz Rojas, M. (2009). *El Sonido*. Recuperado el 10 de Junio de 2013, de http://webs.ono.com/manoloruizrojas/PDF/F2b_13_VO_Sonido.pdf
- Medina Guzmán, H. (s.f.). *CAPÍTULO 3. Movimiento ondulatorio y ondas*. Recuperado el 22 de Junio de 2013, de Pontificia Universidad Católica del Perú.: http://biblioteca.pucp.edu.pe/docs/elibros_pucp/medina_hugo/Medina_Fisica2_Cap_3.pdf
- Montoya Torno, M. (2002). *Cardiología*. Colombia: Corporación para Investigaciones Biológicas.

- Multanovskiy, M. (1967). *Historia de la Medicina*. La Habana: Academia de Ciencias de Cuba.
- Osler, S. W. (1942). *Aequanimitas*. Filadelfia: The Blakiston Company.
- Pindado Rico, R. (1997). *Electrónica analógica integrada: introducción al diseño mediante problemas*. España: MARCOMBO.
- R., G. P., & Meyer, R. G. (1995). *Análisis y diseño de circuitos integrados analógicos*. México: Prentice Hall Hispanoamericana, S.A.,.
- Ricardo Correa Márquez, C. O. (2010). *Casos Clínicos; Semiología y Publicación* . Editorial Internet Medical Publishing.
- Rueda Pérez, G. (1991). Apuntaciones sobre la historia de la tuberculosis. *Revista Colombiana de Neumología*.
- S. Fardy, P., G. Yanowitz, F., & K. Wilson, P. (2003). *Rehabilitación Cardíaca. La forma física del adulto y las pruebas de esfuerzo*. Barcelona: Paidotribo.
- Sakula, A. (1981). René Théophile Hyacinthe Laënnec 1781-1826.His life and work: a bicentenary appreciation. *Thorax*.
- Sánchez D., I. (Junio 2003). Aplicaciones clínicas del estudio objetivo. *Revista chilena de pediatría*, vol.74 no. 3.
- Schuler, C. A. (2002). *Electrónica, principios y aplicaciones*. España: Reverté.
- STEREN. (s.f). *Guía para el uso de las hojas de transferencia PNP-010*. Obtenido de <http://www.steren.com.mx/doctosMX/Hojas%20de%20transferencia.pdf>
- Swash, M. (1998). *Exploración Clínica Hutchinson's* . España: Marban.
- VADEMECUM. (Noviembre de 2013). *Desflurano*. Recuperado el Noviembre de 2013, de <http://www.vademecum.es/principios-activos-desflurano-N01AB07>
- VADEMECUM. (Noviembre de 2013). *Propofol*. Recuperado el Noviembre de 2013, de <http://www.vademecum.es/principios-activos-propofol-n01ax10>

VADEMECUM. (Noviembre de 2013). *Sevoflurano*. Recuperado el Noviembre de 2013, de <http://www.vademecum.es/principios-activos-sevoflurano-N01AB08>

VON ROQUES, D. K. (1964). TÚ Y LA MEDICINA. Antigua Y Nueva Ciencia De Curar. Barcelona: Labort.

